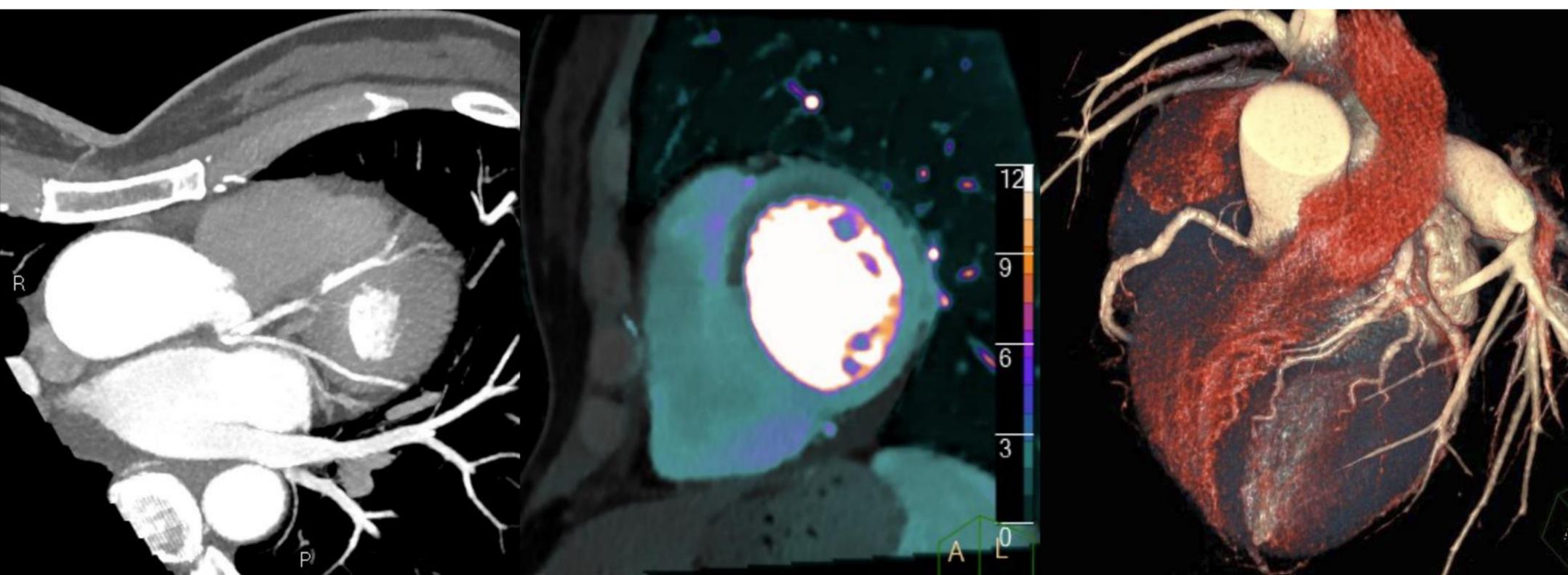


# TC espectral en patología cardiovascular: Lo que el radiólogo debe saber



Nicolás Almeida-Arostegui, Eliseo Vañó-Galván, Antonio Castellaccio, Mar Palomo, Diana Quiñones, Noelia Arévalo, Natividad Gómez y Miguel Muñoz

<sup>1</sup>Hospital Nuestra Señora del Rosario, Madrid



## Tabla de contenidos:

1. Objetivo docente
2. Revisión del tema
  - 2.1 Introducción al TC espectral
  - 2.2 Mapas espectrales
  - 2.3 Ejemplos de la utilidad del TC espectral basado en casos.
    1. TC Cardíaco
    2. TEP
    3. Enfermedad vascular periférica
  - 2.4 Ventajas y oportunidades del TC espectral
3. Conclusiones
4. Referencias

### 1. Objetivo docente:

Conocer los principios, ventajas y diferencias en la evaluación de la patología cardiovascular al emplear TC espectral.

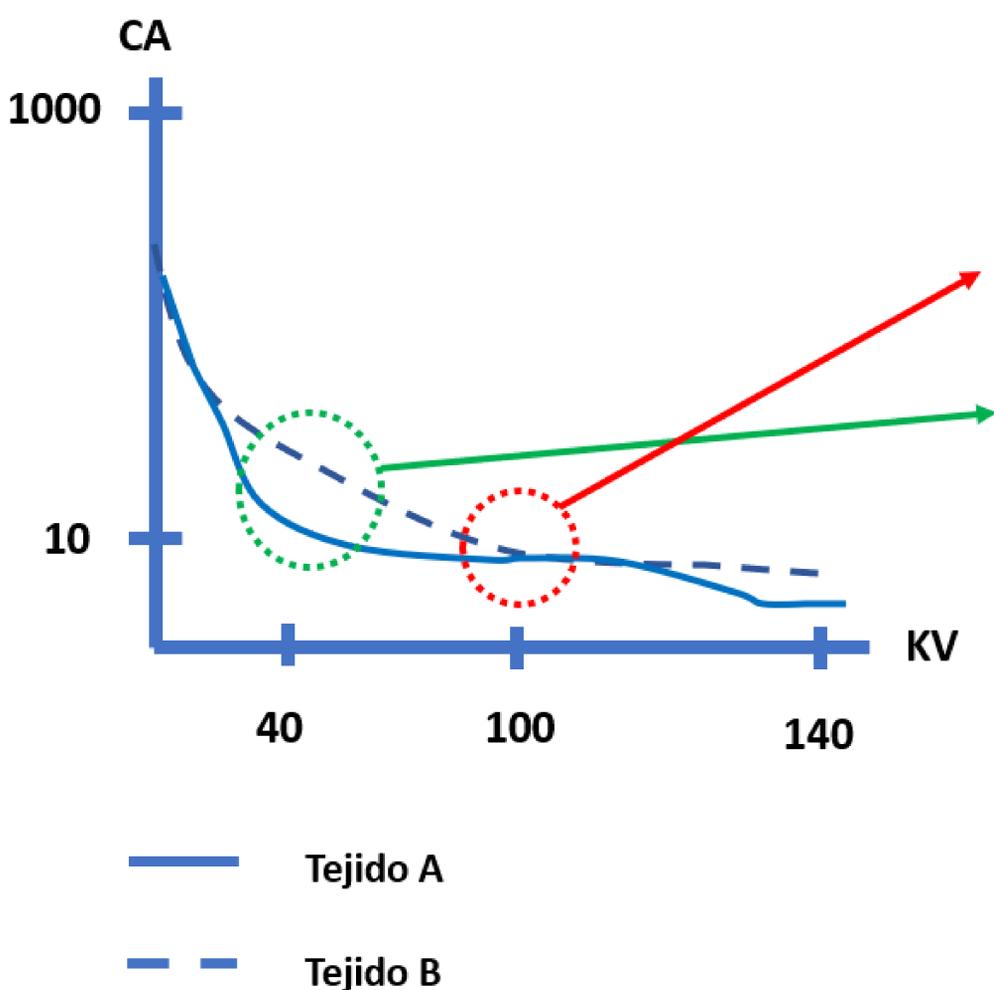
## 2. Revisión del tema

### 2.1 Introducción al TC espectral

En TC convencional distintas estructuras pueden ser representadas con valores de atenuación similares, lo que dificulta su diferenciación. Esto está determinado por el coeficiente de atenuación (CA), el cual no es único para cada estructura. El CA depende de la interacción de los fotones/energía (kilovoltaje; KV) y de la masa de cada material.

A una energía determinada dos estructuras pueden tener el mismo CA. Sin embargo, si realizamos esta medición a diferentes niveles de energía (KV), los coeficientes de atenuación serán distintos (**Figura 1**).

El TC multienergético puede definirse como el uso de valores de atenuación obtenidos empleando diferentes niveles de energía (KV), utilizando los cambios conocidos del CA entre dos o más espectros de energía, para poder diferenciar y cuantificar el material o tejido.



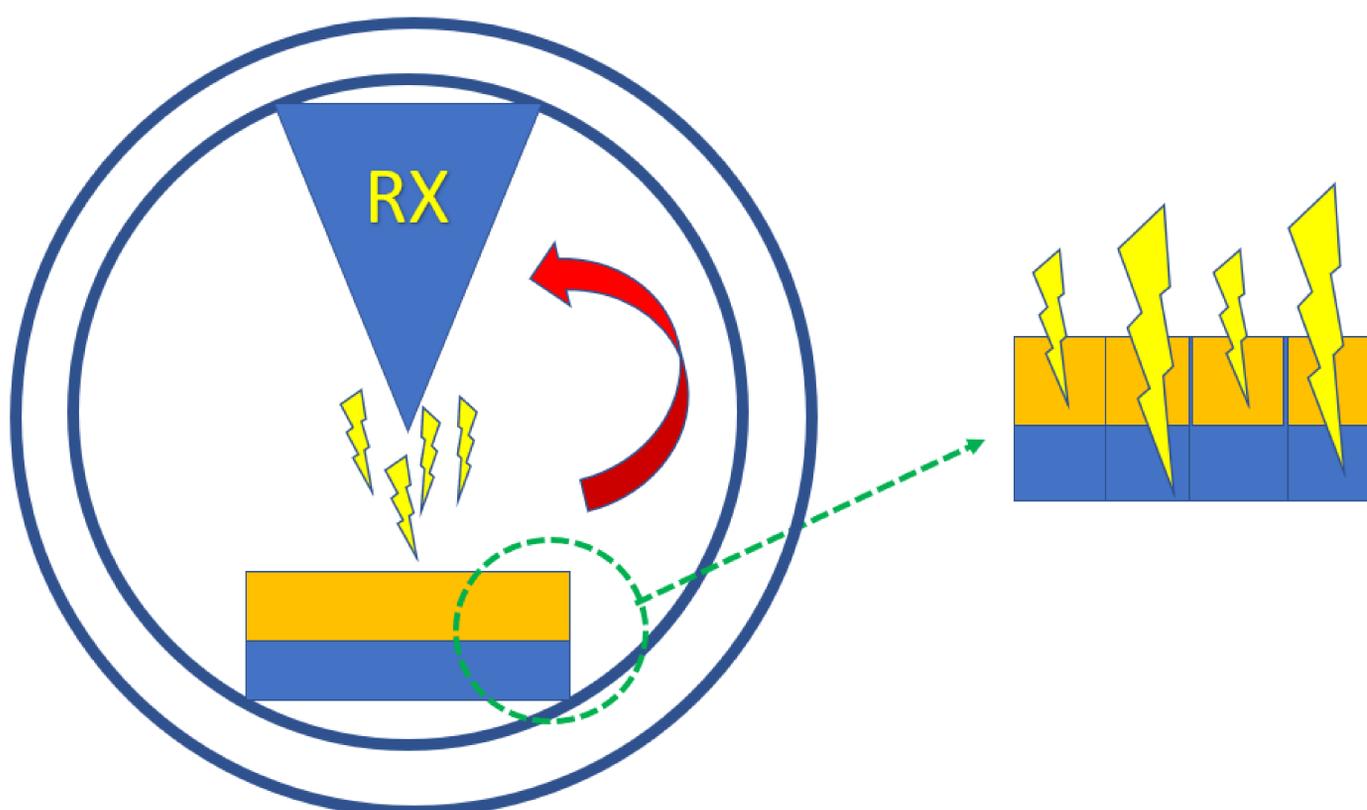
**Figura 1:**

Gráfico que representa la relación de los CA de dos tejidos: A (línea continua) y B (línea discontinua) en función del KV. Si se realiza una única adquisición a 100 KV, los dos tejidos tienen similares CA, por lo que no pueden ser diferenciados (**flecha roja**). Si se realiza una exploración que permita la valoración de ambos tejidos con un KV distinto, como en este caso a los 40 KV, se puede realizar una adecuada diferenciación entre el tejido A y el tejido B (**flecha verde**).

Hay varias maneras de realizar adquisiciones multienergéticas, cada una de las cuales presenta ventajas y desventajas. Sus principios se resumen en la [Tabla 1](#).

Técnica		Características
<b>EMISIÓN</b>	<b>Doble fuente</b>	Dos fuentes de RX y de detectores realizan la adquisición de manera simultánea a KV distintos.
	<b>Cambio rápido de KV</b>	Una única fuente de RX y una sola capa de detectores realizan una adquisición con un cambio rápido entre energías bajas y altas.
<b>DETECCIÓN</b>	<b>Doble capa de detectores</b>	Emplea una única fuente de alta energía y una doble capa de detectores. Los detectores de la capa más superficial detectan los fotones de baja energía, mientras que los detectores de la capa profunda detectan los fotones de alta energía.
	<b>Conteo de fotones</b>	Una única fuente de RX y una única fila de detectores, que separan los fotones de diferentes energías.

Cabe destacar que las técnicas basadas en **detección** tienen la ventaja de que siempre se adquieren imágenes multienergéticas, mientras que las basadas en **emisión** hay que seleccionar de manera prospectiva en que pacientes realizarlas. En esta revisión nos centraremos en la técnica del TC de detección espectral con doble capa de detectores, que es la cual disponemos en nuestro centro (Philips Spectral CT 7500 con 128 filas de detectores en 8 cm, todos ellos de doble capa, generando 256 cortes por cada rotación). Sus principios se representan en la [Figura 2](#).



**Figura 2:**

Gráfico de un TC multienergético con doble fila de detectores. Este modelo cuenta con una única fuente de RX de alta energía (triángulo) y una doble fila de detectores (rectángulos amarillos y azules). En este modelo los RX de menor energía son recolectados en la capa más superficial (rectángulo amarillo) mientras que los de mayor energía son recolectados predominantemente por la capa más profunda (rectángulo azul).

## 2.2 Imágenes multienergéticas o mapas espectrales

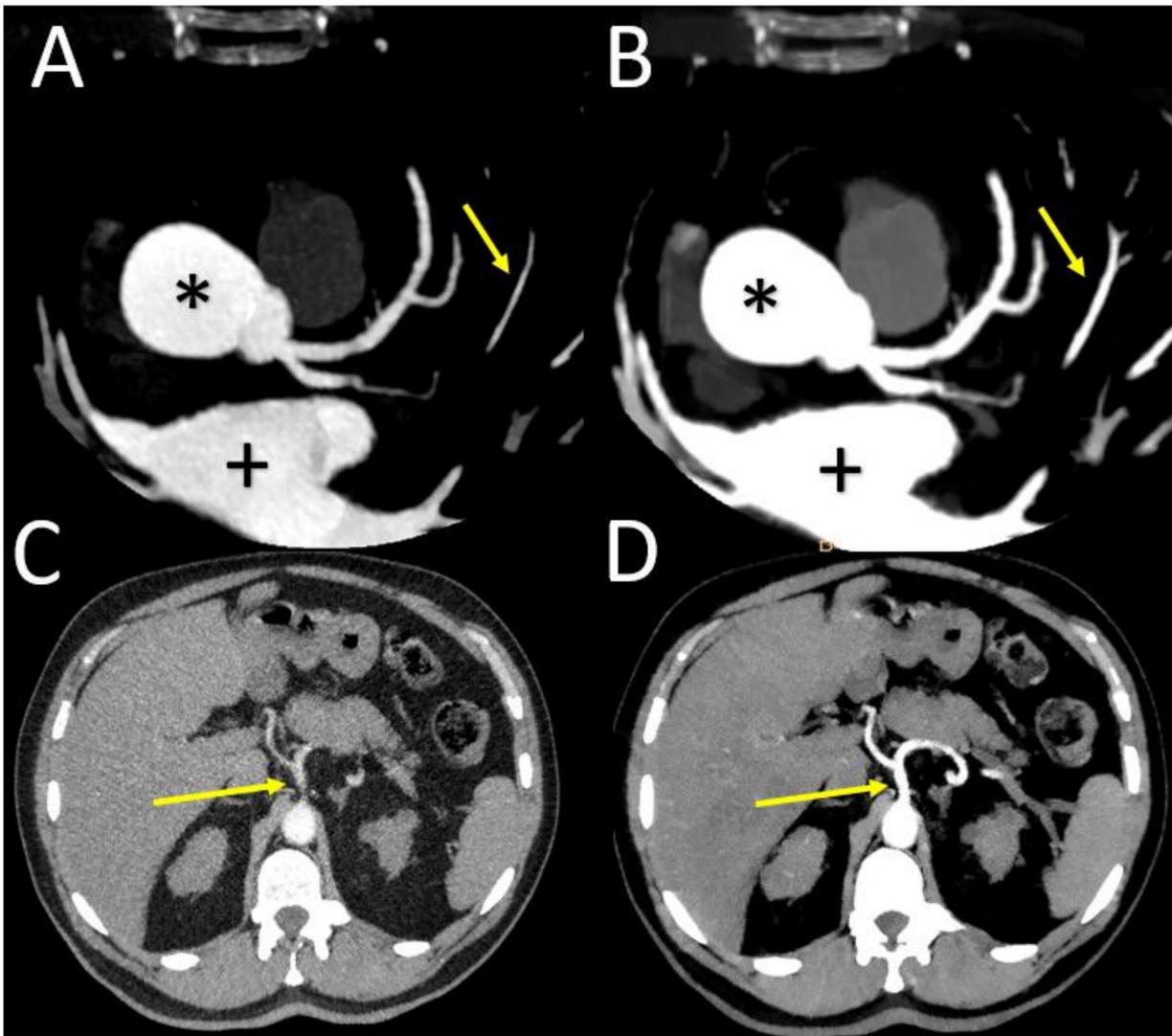
La mayor ventaja del TC espectral es que permite discriminar diferentes materiales en una única adquisición. Esta diferenciación de materiales se logra empleando técnicas de postprocesado que utilizan la suma total de los CA de dos materiales base (yodo y calcio o yodo y agua) para determinar los CA de una estructura específica. De esta manera se obtienen “mapas espectrales o imágenes multienergéticas” que nos ofrecen ventajas en la valoración de ciertas patologías.

Los principales tipos de imágenes multienergéticas se comentan a continuación:

### - Imágenes monoenergéticas de baja y alta energía

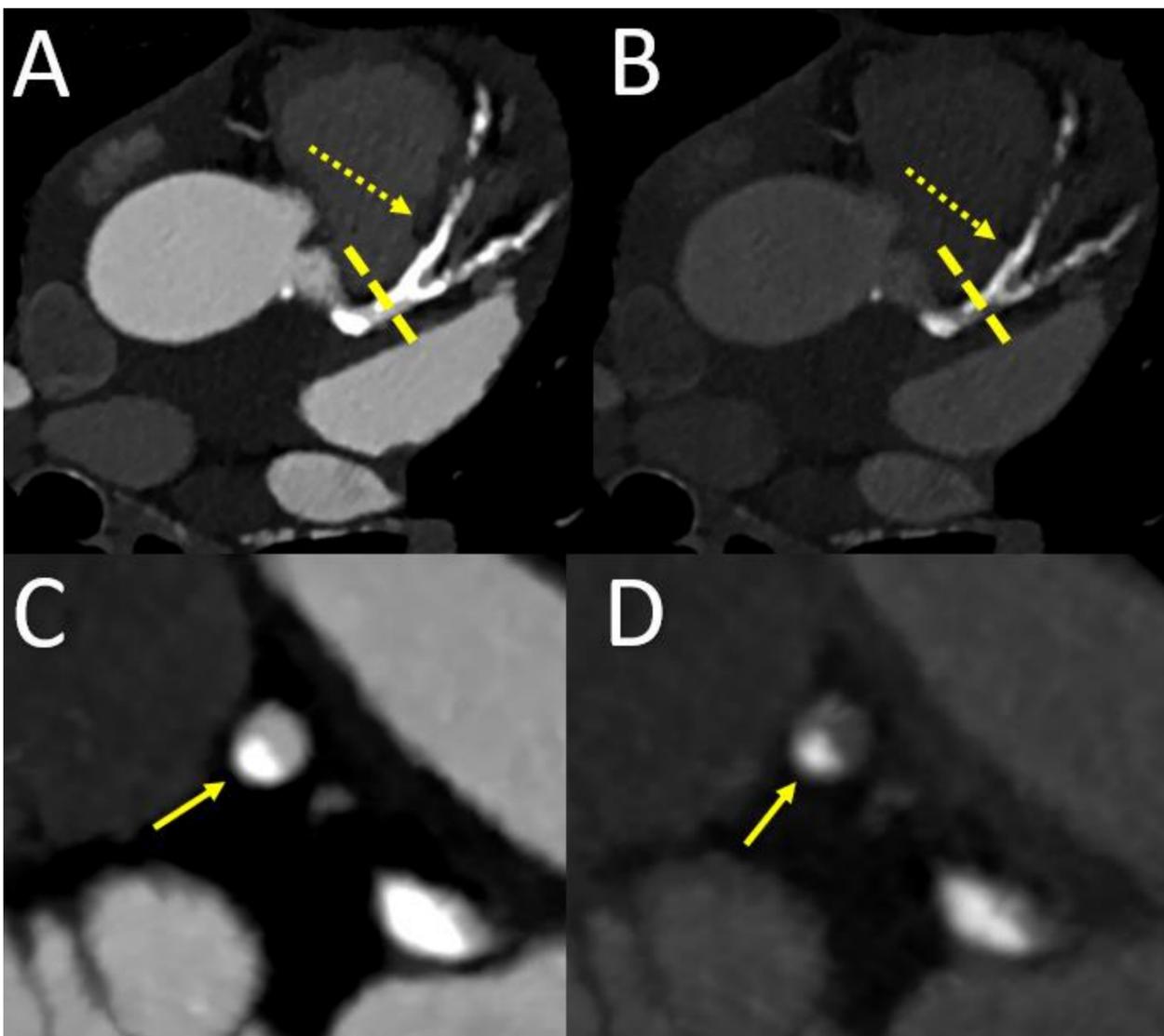
Representan imágenes que hubieran sido obtenidas con un solo espectro de energía a un KV específico, ya sea este bajo (40KV) **Figura 3** o alto (hasta 200 KV) **Figuras 4**. Debido a que no son imágenes de TC convencional sus valores de atenuación se miden en UH\* **Tabla 2**.

	Baja energía	Alta energía
<b>Principio</b>	Realzan los pixeles de los materiales de mayor atenuación o densidad	Disminuyen el efecto de artefactos de endurecimiento del haz de rayos
<b>Aplicaciones</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Rescatar exploraciones en las que la opacificación de contraste haya sido subóptima (TC coronario, angio-TC de MII, TC de Aorta...)</li> <li>Potencial disminución de la dosis de contraste</li> <li>Convierte estudios convencionales (Ej: fase portal) en angiográficos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Disminuyen los artefactos de las prótesis metálicas y stents</li> <li>Disminuye el “blooming” de las placas calcificadas en los estudios vasculares.</li> </ul>



**Figura 4:**

En **A** se muestra un corte axial oblicuo obtenido con un KV de TC convencional, al nivel de la aorta ascendente (\*) y de la aurícula izquierda (+). En **B** se muestra la imagen virtual monoenergética a 45 KV. Nótese el aumento del realce de la aorta y de la aurícula, así como el de las ramas distales de la vena pulmonar superior izquierda (**flechas amarillas**). En **C** (KV convencional) y **D** (45 KV) se muestran cortes de abdomen superior de un estudio con protocolo de TEP. En **D** se observa un aumento del realce y mejor definición del tronco celíaco y sus ramas (**flechas amarillas**).

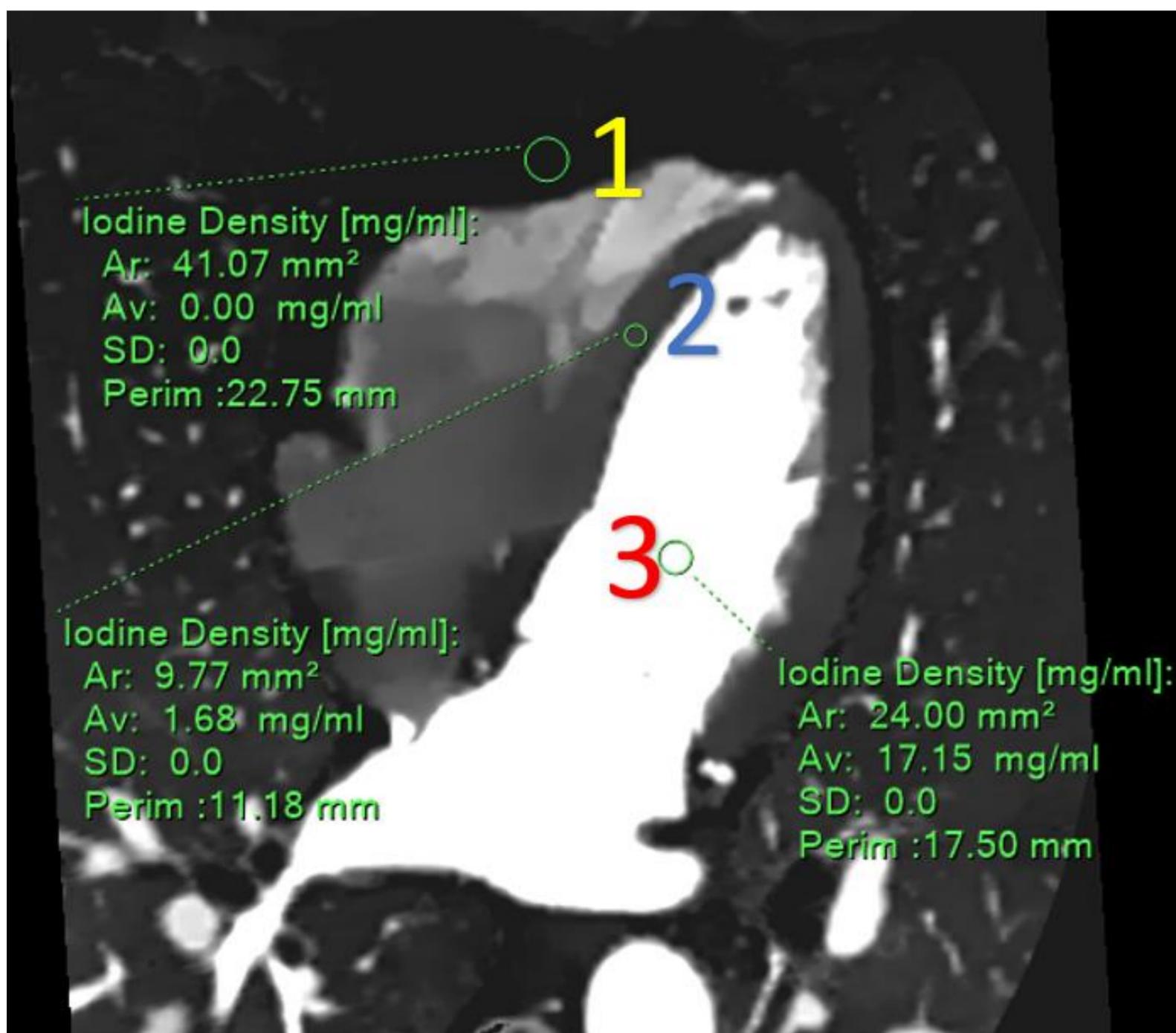


**Figura 5:**

En **A** (KV convencional) y **B** (160 KV) se muestran cortes axiales oblicuos obtenidos a la altura de la aorta ascendente. En **B** se puede observar como disminuye el artefacto de "blooming" de las placas calcificadas en arteria descendente anterior (DA). En **C** (KV convencional) y **D** (160 KV), se observa un corte ortogonal de la DA proximal (al nivel de la línea en A y B), donde se observa mejor la disminución del artefacto de blooming. Esta disminución del artefacto ayuda a realizar una mejor estimación del porcentaje de estenosis de las placas calcificadas.

## - Densidad iodo y iodo no agua

La densidad iodo es una imagen en la que los valores de vóxeles representan la concentración de yodo del tejido medido en mg/ml. Los vóxeles sin yodo se igualan a 0 mg/ml y se visualizan en negro. Mejora la visualización de las estructuras que captan yodo. El mapa espectral iodo no agua, tiene el mismo principio, salvo que el calcio se representa en negro. De manera práctica la densidad de iodo es la imagen multienergética en la que mejor se realiza la medición cuantitativa de mg/ml, por lo que es útil para medir el realce de los tejidos.

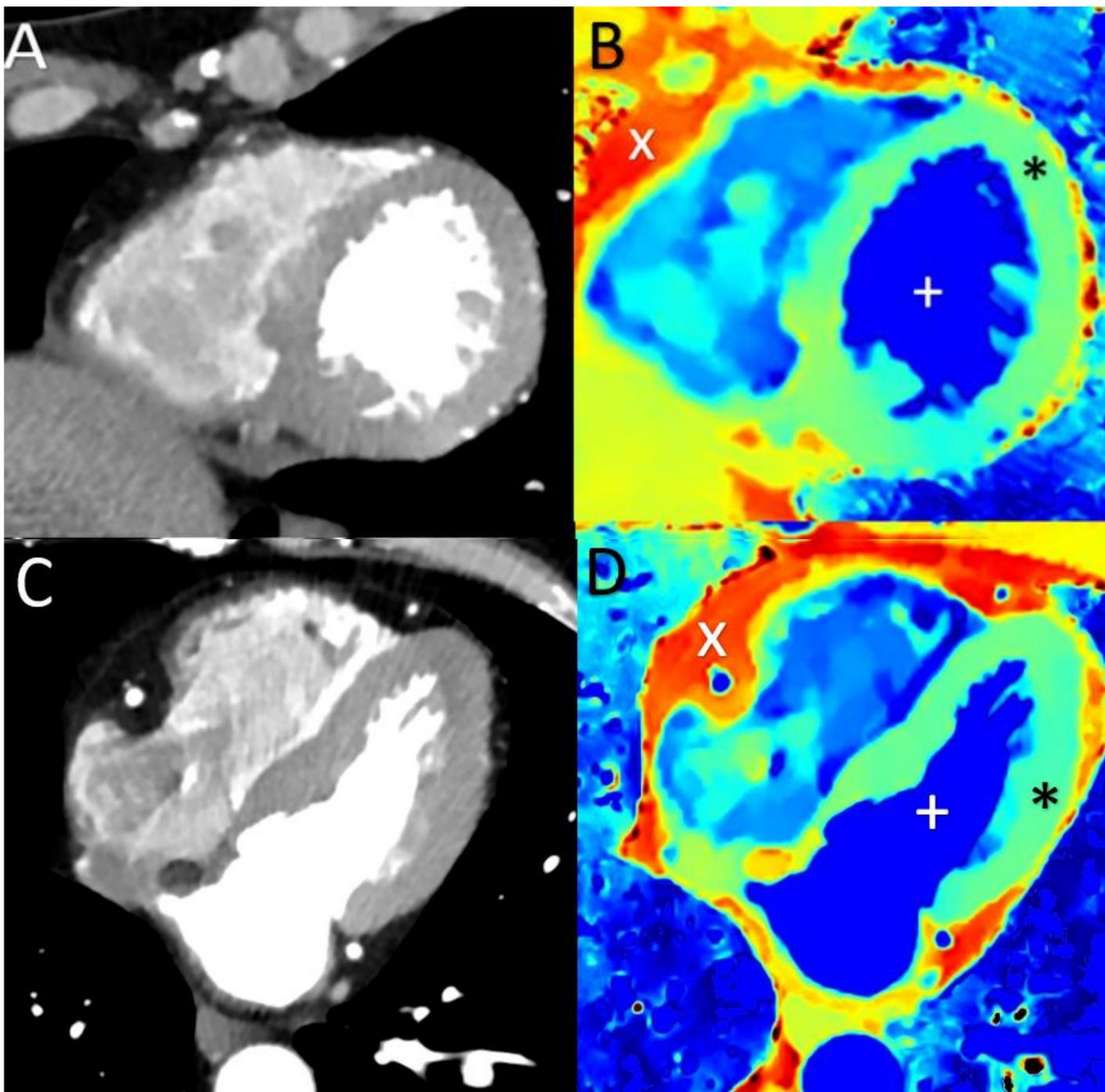


**Figura 6:**

Imagen multienergética densidad iodo, donde se muestra un plano de cuatro cámaras, de un TC de coronarias. Se han realizado diferentes mediciones de la concentración de yodo en varias regiones de interés (ROI). **ROI 1** en la grasa epicárdica que muestra nula captación de yodo (0 mg/dl). **ROI 2** en el septo interventricular, que muestra captación moderada de yodo (1,68 mg/dl). **ROI 3** en el ventrículo izquierdo donde se localiza la mayor cantidad de yodo (17,15 mg/dl), por la fase del estudio.

## - Z-efectivo

Es una imagen en la que los valores de vóxeles representan el número atómico efectivo del tejido o material. El rango se encuentra entre 5 y 30. El agua (mayoría de tejidos) tiene un valor aproximado de 7, la grasa inferior a 7 y los tejidos que captan yodo o calcificados se acercan a 30. Su mayor aplicación clínica es para detectar zonas con disminución de contraste yodado (hipoperfundidas), en tejidos que normalmente captan yodo (pulmón o miocardio).

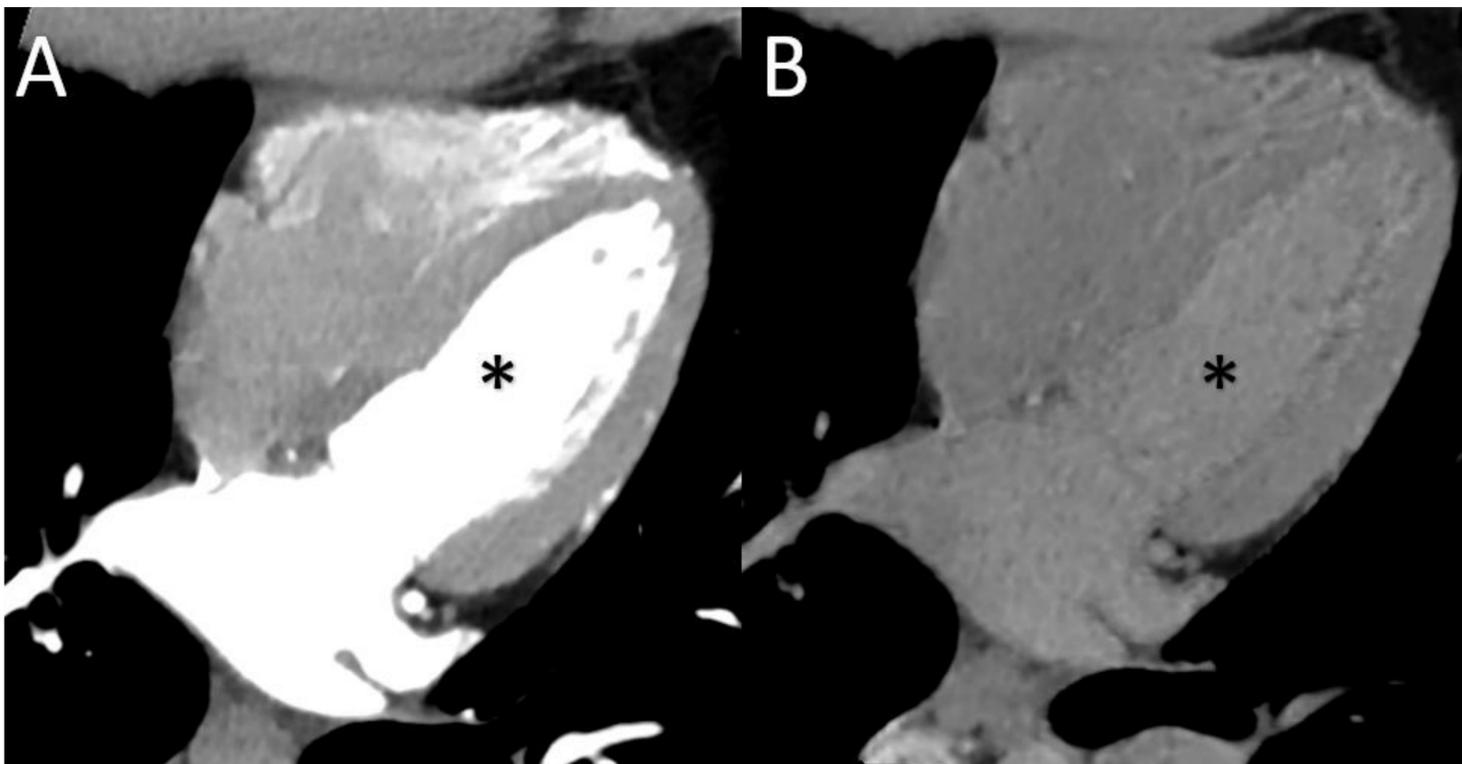


**Figura 7:**

En **A y C** se muestran imágenes de TC convencional coronario en los planos eje corto (**A**) y en eje largo (**B**), mientras que en **B y D** las imágenes multienergéticas correspondientes. En **B** los tejidos se muestran en un mapa de colores según su número atómico. El miocardio (**asterisco**) e hígado tienen valores en torno a 7 (codificados en la gama del verde), las cavidades cardíacas izquierdas (**cruz**) presentan valores superiores a 9 (codificados en azul) y la grasa epicárdica (**X**) valores cercanos a 5 (codificados en rojo). De esta manera defectos de perfusión se pueden detectar de mejor manera, de forma similar a una perfusión cerebral.

## - Virtual sin contraste (Virtual non-contrast ; VNC)

Suprime el contraste yodado en los estudios con CIV, obteniendo así imágenes que se asemejan a un estudio sin contraste. Permite valorar el realce realizando una única adquisición (Ejm. incidentalomas suprarrenales, lesiones focales hepáticas...), o discriminar entre sangre y yodo. Se mide en UH\*.



**Figura 8:**

Corte axial de un TC coronario. En **A** se muestran las imágenes de TC convencional, mientras que en **B** la imagen multienergética VNC. Nótese que en **B** ha disminuido significativamente la atenuación de las cavidades cardíacas (**asterisco**) que tenían la mayor concentración de yodo.

## - Fusión

Se puede obtener un mayor beneficio al combinar los datos de varias imágenes multienergéticas. Este aspecto es especialmente útil en tres situaciones: 1) detección de defectos de perfusión, 2) valorar el realce de lesiones en estudios con una única fase con contraste y 3) aumento de la detección de lesiones.



**Figura 9:**

**A)** Fusión de imágenes densidad-yodo y TC convencional del corazón en plano eje corto, que muestra un realce homogéneo del VI. **B y C)** Corte de abdomen superior en paciente cirrótico. En **B** en el segmento 2, se visualiza con dificultad una lesión focal hipervascular, mientras que en la imagen de fusión se visualiza con claridad. La lesión cumplía criterios de categoría LI-RADS. 3.

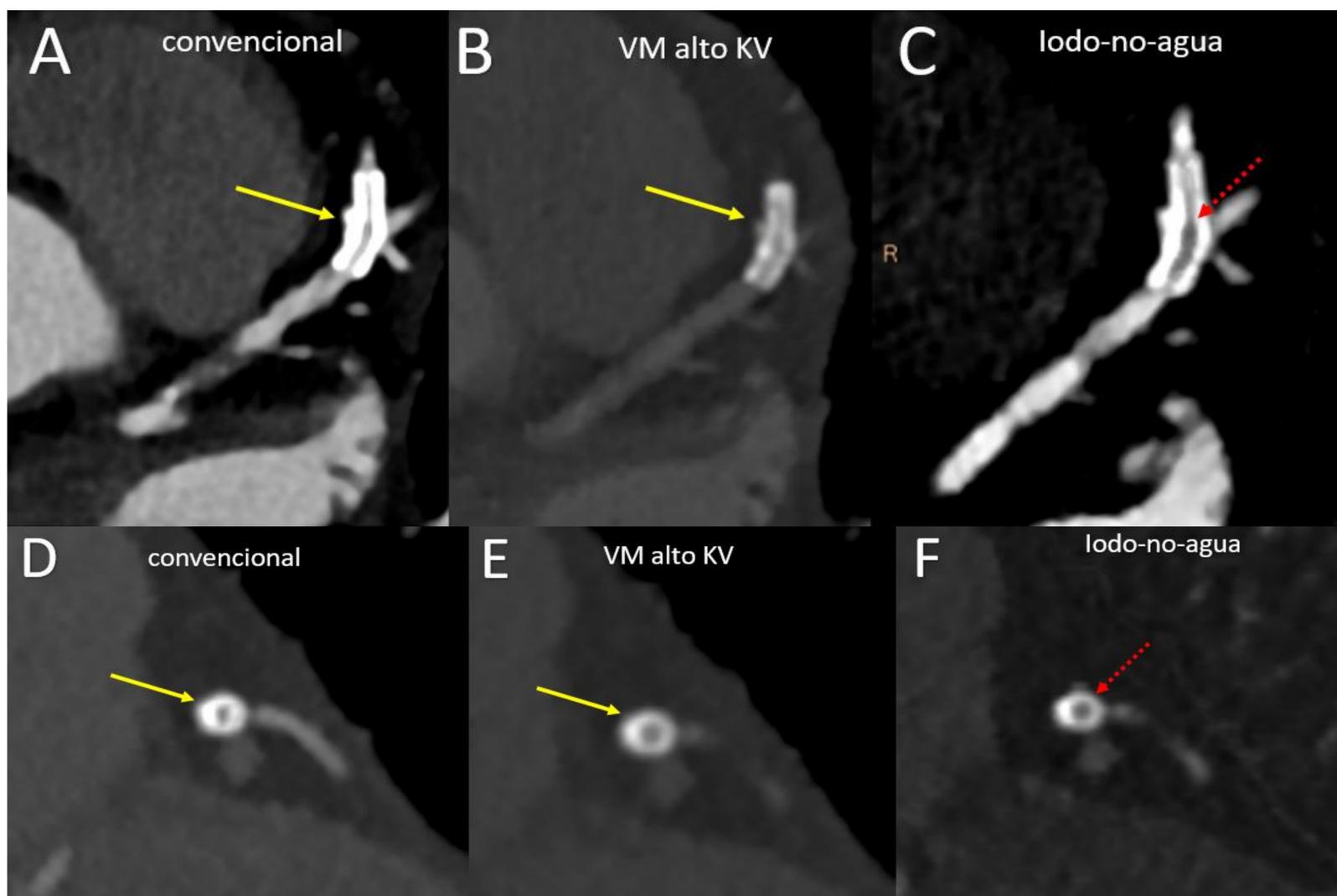
## 2.3 Aplicación clínica del TC espectral basado en casos.

### - TC cardíaco:

Hay varias aplicaciones del TC multienergético en patología cardiovascular, muchas todavía en desarrollo. Sus principales aplicaciones: “salvar” estudios poco contrastados, disminución de artefactos y la mejorar la valoración de defectos de perfusión miocárdicos.

- **Stents, placas calcificadas y artefactos de dispositivos:**

Los materiales de alta densidad en algunos stents, placas calcificadas y cables de marcapasos, producen artefactos de endurecimiento del haz de rayos y de “blooming”, que dificultan la valoración del TC cardíaco. Estos artefactos disminuyen utilizando imágenes VM de alto KV (80-140KV). Además, la valoración de la estenosis luminal del stent coronario ha representado un desafío importante desde el inicio del TC cardíaco. En nuestra experiencia y acorde a la literatura, las imágenes multienergéticas de alto KV y de densidad-iodo, mejoran significativamente la valoración de la estenosis intraluminal.

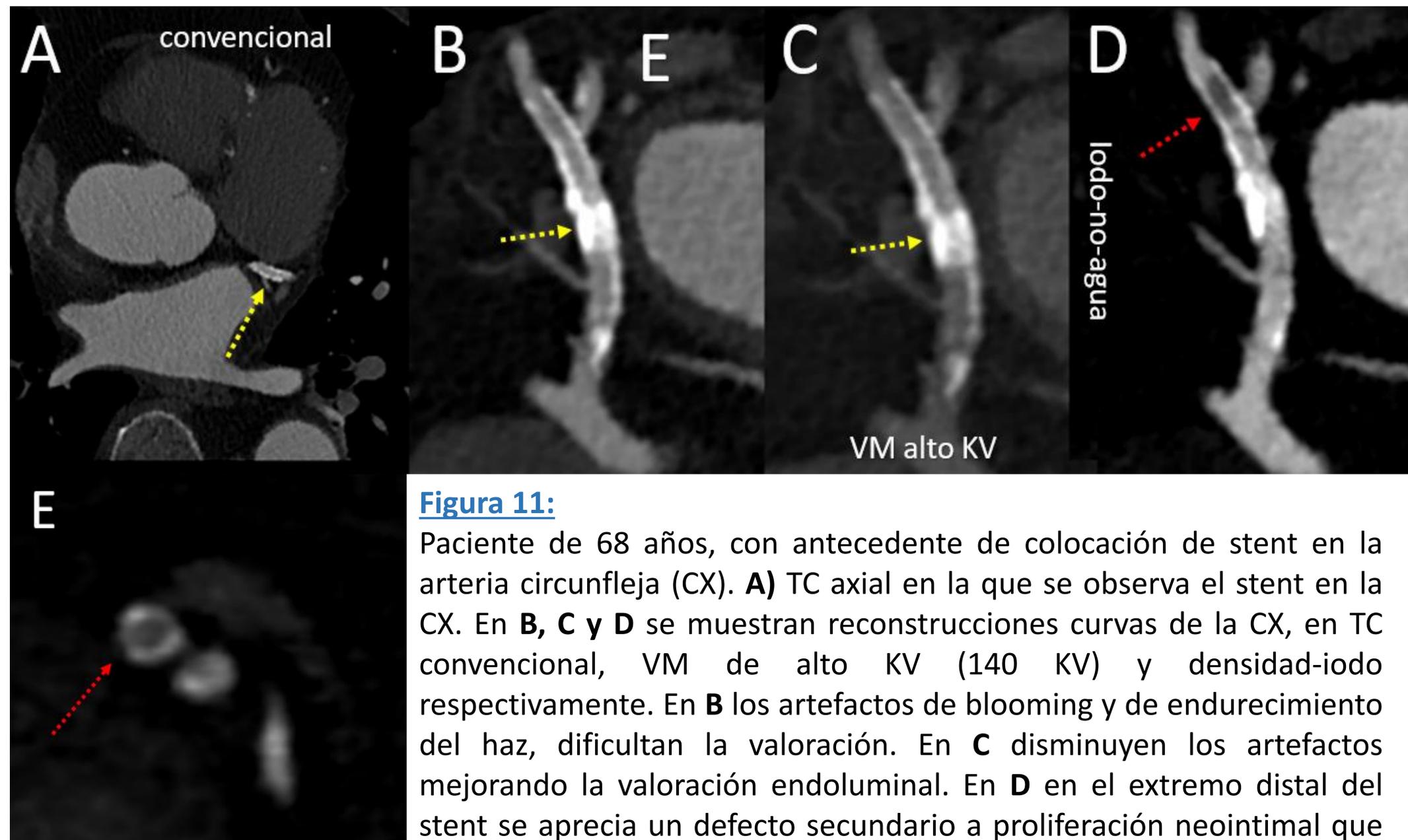


**Figura 10 (continúa en la siguiente diapositiva):**

Paciente de 65 años con antecedentes de IAM en el territorio de la DA tratado con stent. En **A**, **B** y **C**, se muestran imágenes axiales oblicuas del stent en la DA: TC convencional (**A**), VM de alto KV (**B**) y densidad-iodo (**C**). En **A**, el artefacto de blooming del stent impide una adecuada valoración edoluminal (flecha). En **B** disminuye el artefacto y mejora la valoración de la luz, pero aumenta el ruido de la imagen. En **C**, mejora de manera significativa la valoración de la luz, identificando un defecto/proliferación neointimal (flecha) que produce una estenosis significativa (70-99%).

**Figura 10 (continuación):**

En **D, E y F** se muestran las imágenes correspondientes en un plano ortogonal al nivel de la estenosis del stent. Nótese que en **E** disminuye el artefacto de blooming y que en **F** se observa la estenosis significativa endoluminal (flechas).

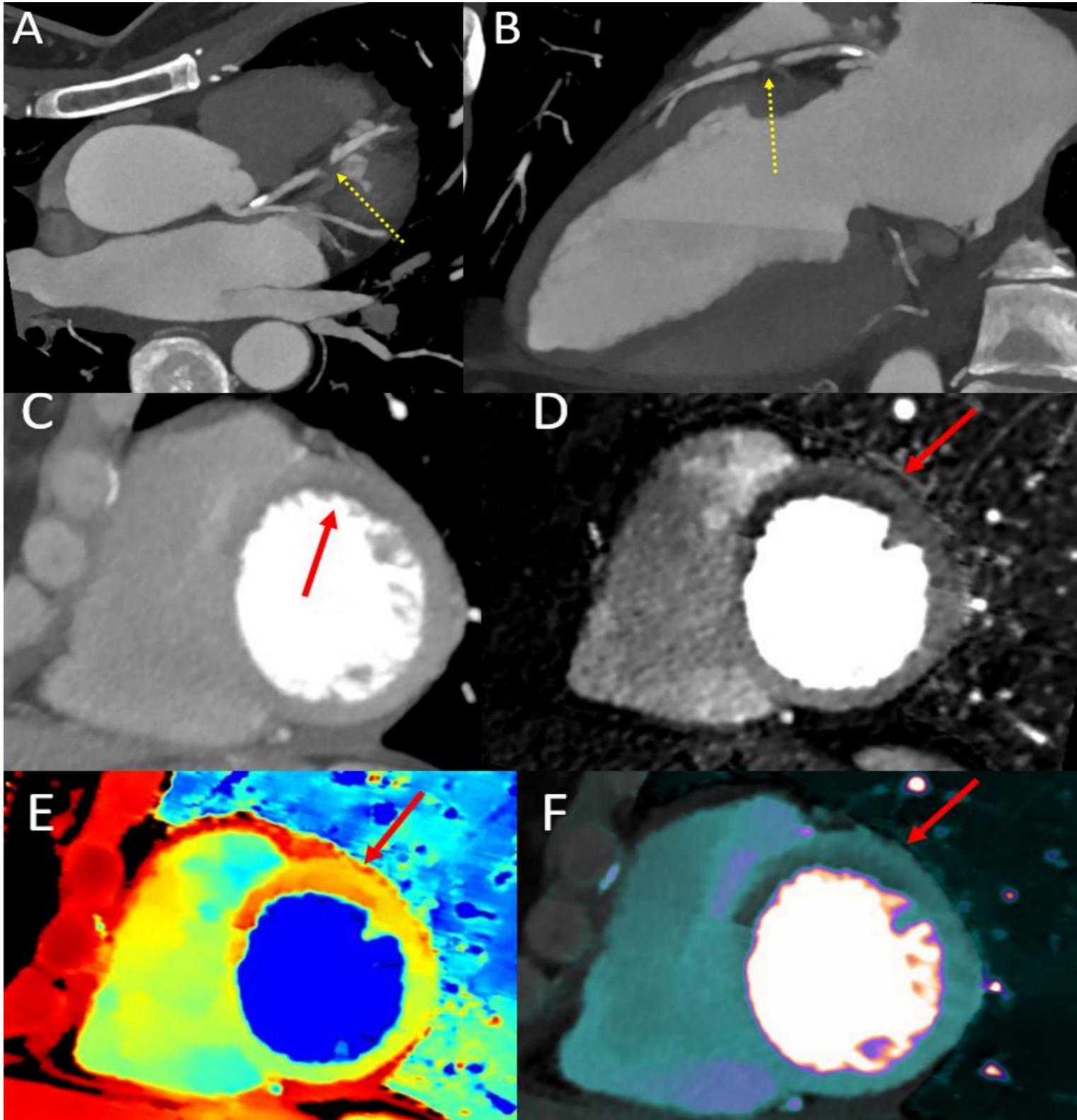
**Figura 11:**

Paciente de 68 años, con antecedente de colocación de stent en la arteria circunfleja (CX). **A)** TC axial en la que se observa el stent en la CX. En **B, C y D** se muestran reconstrucciones curvas de la CX, en TC convencional, VM de alto KV (140 KV) y densidad-iodo respectivamente. En **B** los artefactos de blooming y de endurecimiento del haz, dificultan la valoración. En **C** disminuyen los artefactos mejorando la valoración endoluminal. En **D** en el extremo distal del stent se aprecia un defecto secundario a proliferación neointimal que produce una estenosis significativa (70-99%). **E)** Plano ortogonal de la CX a nivel de la estenosis en el mapa de densidad-iodo, que muestra la estenosis endoluminal.

- **Perfusión miocárdica :**

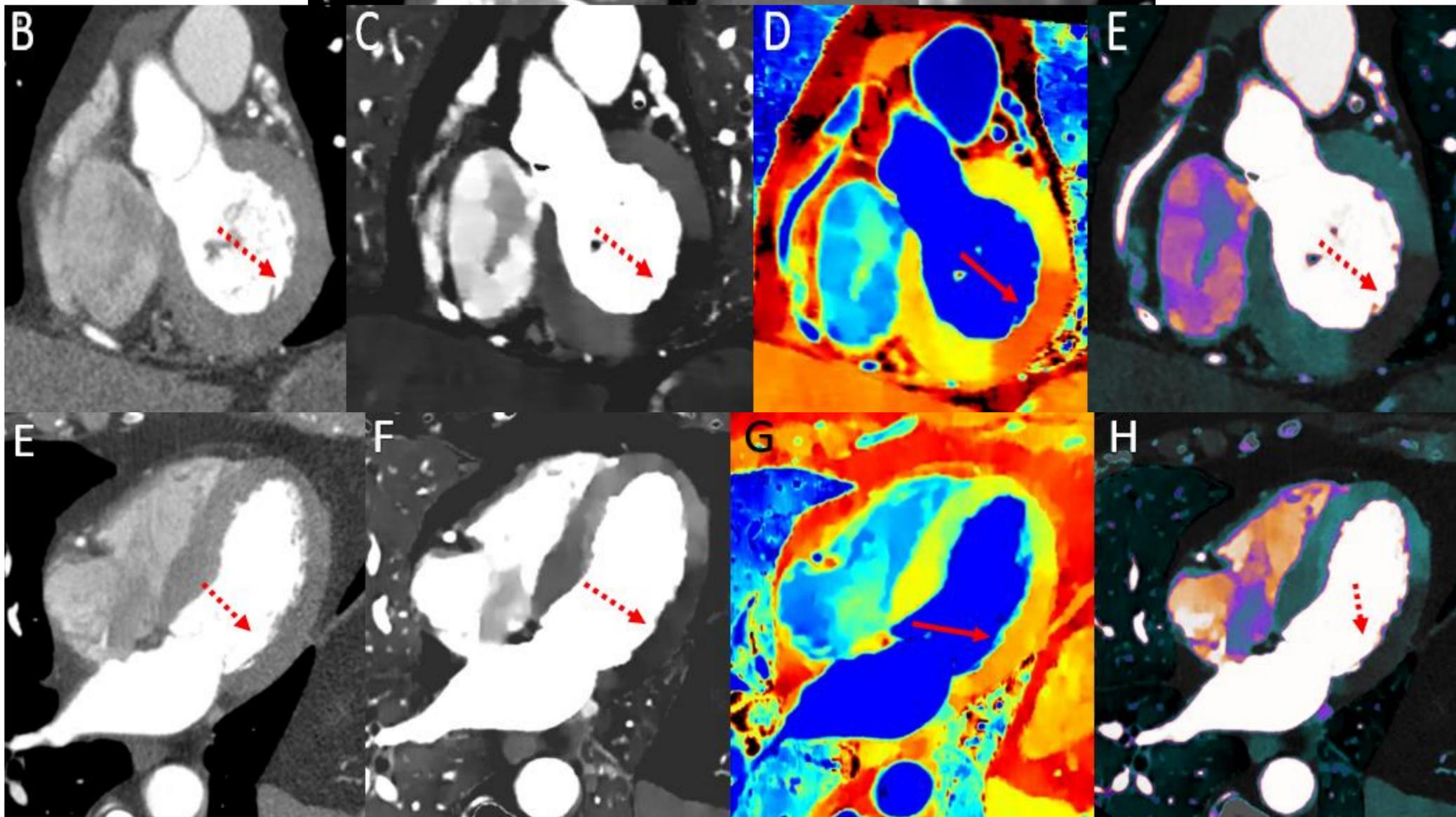
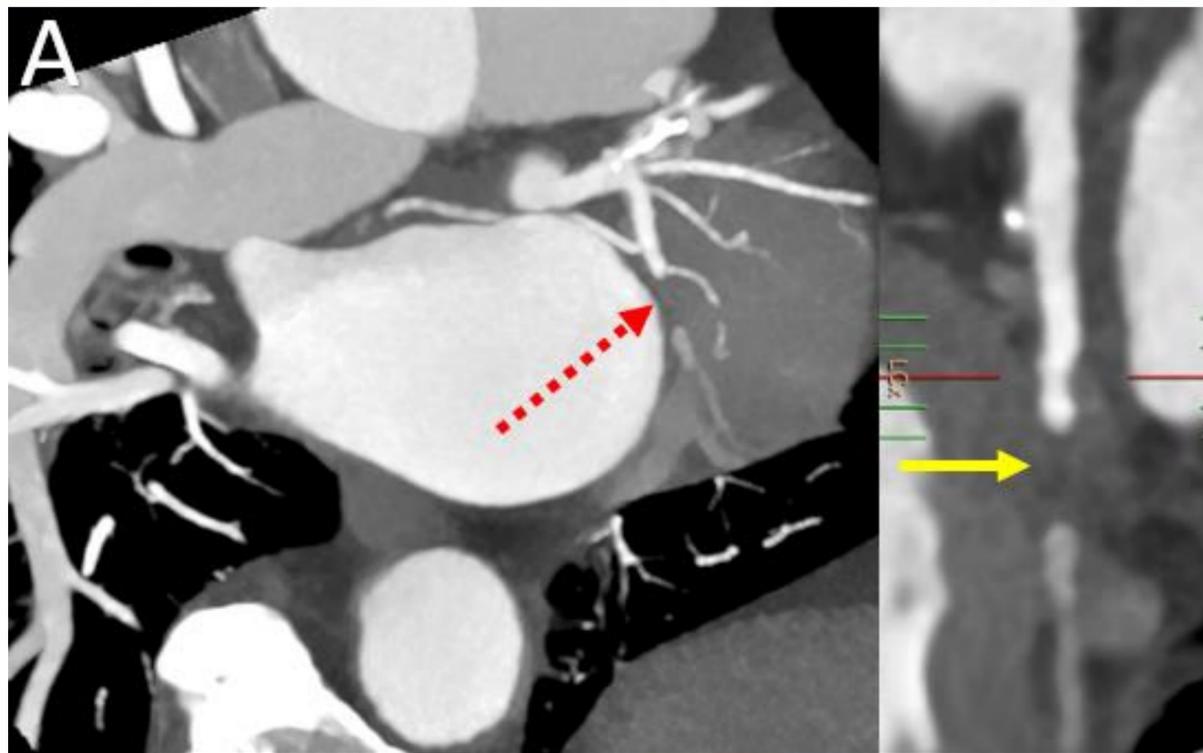
La valoración de la perfusión miocárdica permite determinar la repercusión hemodinámica de las estenosis coronarias. El TC espectral valora la perfusión generando mapas del yodo absorbido por el miocardio. En comparación con el TC convencional aumenta la sensibilidad de la detección de los defectos de perfusión al disminuir la presencia de artefactos. La sensibilidad del TC multienergético comparado con la RM es de aproximadamente 89% y su especificidad de 75%, mientras que tanto la sensibilidad como la especificidad del TC convencional son de aproximadamente el 60%.

En cuanto al protocolo empleado hay tres opciones: 1) en reposo, 2) reposo-estrés y 3) estrés-reposo. Estudios con estrés ofrecen la ventaja de detectar alteraciones de perfusión reversibles y no reversibles. En nuestro centro empleamos un protocolo en reposo y las imágenes que más han demostrado utilidad en nuestra experiencia para valorar los defectos de perfusión son: z-efectivo, iodo-no-agua, densidad –iodo e imágenes de fusión.



**Figura 12:**

Paciente de 59 años con dolor torácico atípico, EKG inespecífico y troponina normales. En **A)** se muestra una imagen axial oblicua de la DA y en **B)** un plano de dos cámaras, ambas imágenes de TC convencional, en las que se observa un defecto de repleción en la arteria descendente anterior proximal (flechas) que condiciona una estenosis completa de la luz vascular (CAD-RADS 5). En **C)** (imagen convencional), **D)** (iodo-no-agua), **E)** (Z-efectivo) y **F)** (fusión convencional-densidad iodo) se muestran imágenes en eje corto al nivel de los segmentos medios. En **C)** se observa con dificultad una hipodensidad subendocárdica en el segmento medio anterior. En **D)**, **E)** y **F)** se visualiza con facilidad en el mismo segmento un área subendocárdica con distinta atenuación que el miocardio normal (flechas) compatibles con área de hipoperfusión secundaria a IAM en el territorio de la DA.



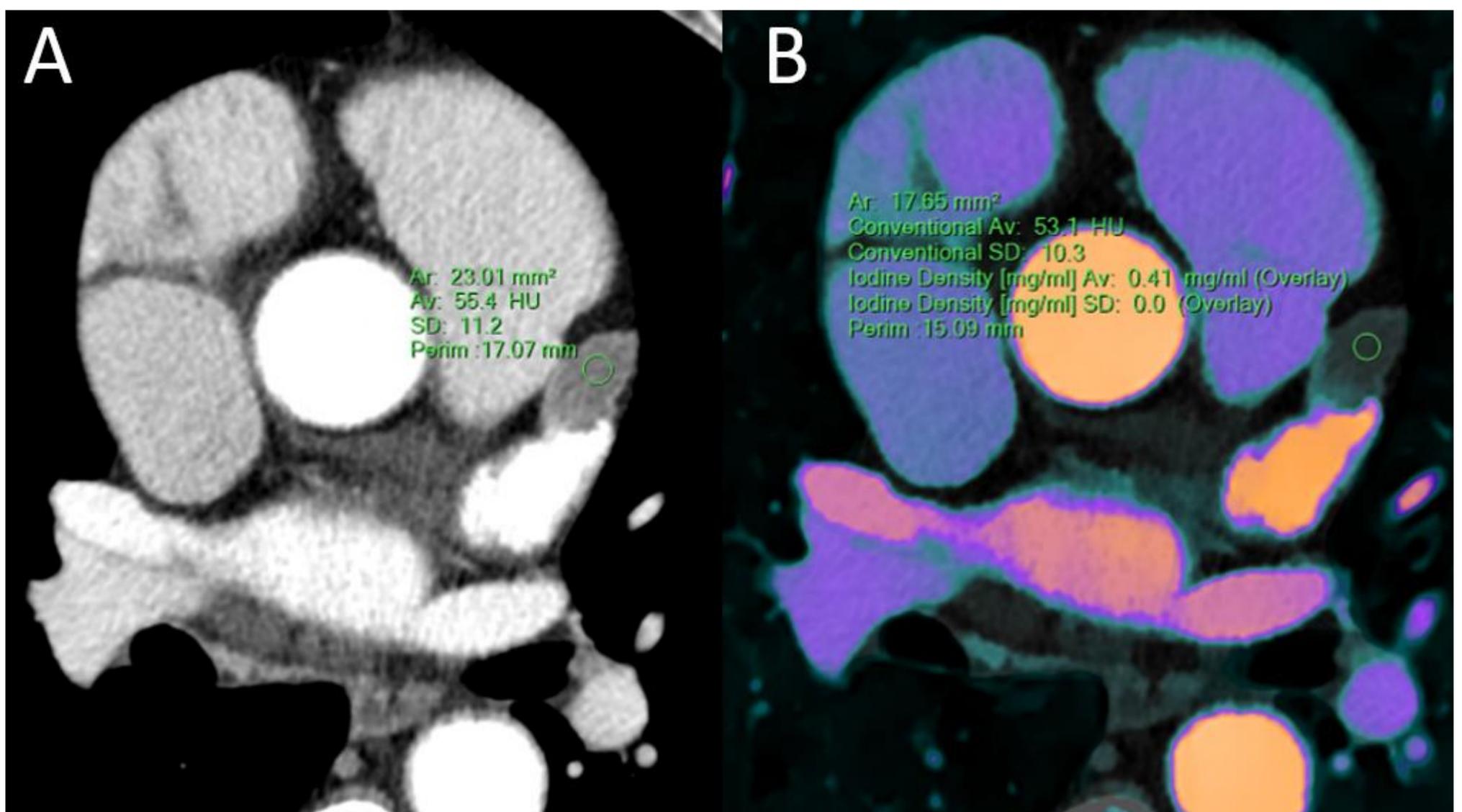
**Figura 13:**

Paciente de 65 años con dolor torácico atípico. En **A** se muestran imágenes de TC coronario convencional (axial oblicuo y eje largo de la CX), en las que se observa un defecto de repleción (flechas) en la arteria circunfleja proximal (CX) que condiciona obstrucción completa (CAD-RADS 5). En **B** (TC convencional), **C** (densidad-iodo), **D** (Z-efectivo) y **E** (fusión convencional-densidad iodo) se muestran imágenes en eje corto al nivel de los segmentos basales. Nótese como en **C** el miocardio tiene una atenuación homogénea (**flecha**), mientras que en las imágenes multienergéticas (**C, D y E**) se observa en el segmento lateral inferior, un área de atenuación distinta al resto del miocardio (**flechas**), compatible con un área de hipoperfusión transmural secundaria a IAM en el territorio de la CX. En las imágenes **E, F, G y H**, se muestran los mismo hallazgos pero en un plano de cuatro cámaras.

- **Caracterización del defecto de repleción en la orejuela:**

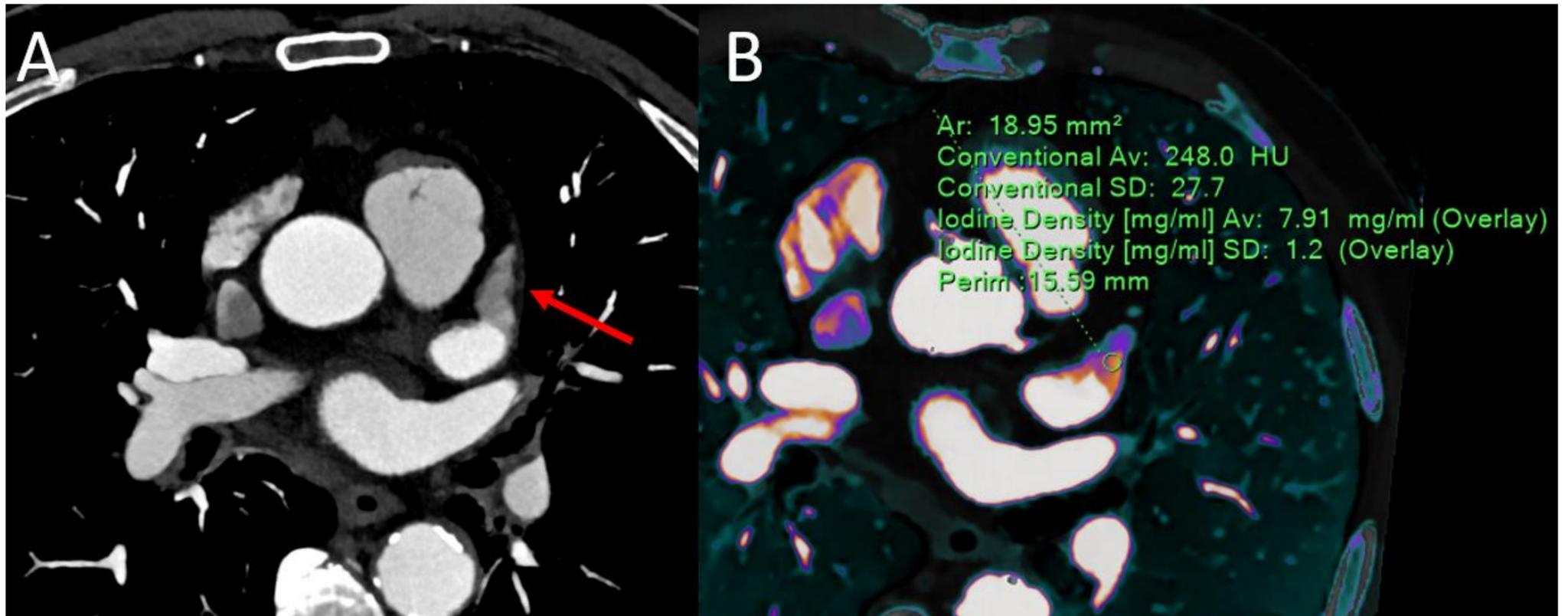
La caracterización de un defecto de repleción en la orejuela izquierda, es un escenario clínico con el que nos encontramos frecuentemente. Puede corresponder a un trombo o a un artefacto de flujo lento en la orejuela. Para poder distinguirlo mediante TC convencional es necesario realizar dos adquisiciones, obteniendo una fase tardía para comprobar el adecuado llenado de la orejuela y descartar el trombo.

El TC multienergético nos brinda la oportunidad de caracterizarlo realizando una única adquisición a través del uso de los mapas de yodo. Esto supone una disminución de las dosis de radiación y de contraste utilizadas. Se ha demostrado que un valor de 1,74 mg/dl de yodo tiene una sensibilidad y una especificidad del 100% para diferenciar el trombo (menor a 1,74) del artefacto de flujo lento (mayor a 1,74).



**Figura 14:**

TC body de paciente de 89 años, en seguimiento por ca. de próstata. Como hallazgo incidental se identifica un defecto de repleción en la orejuela izquierda. En **A** se muestra un corte axial de TC convencional a nivel de la orejuela izquierda, donde se observa el defecto, el cual tiene una densidad de 55 UH, por lo que resulta inespecífico. En **B** se muestra el mismo corte, en un mapa de fusión (convencional-densidad iodo), donde se objetiva que no hay paso de yodo hacia el defecto de repleción. Además, el ROI en el defecto muestra que este tiene un valor de 0,41 mg/dl de yodo, por lo que es compatible con trombo. Un artefacto de flujo lento tendría valores superiores a 1,7 mg/dl.



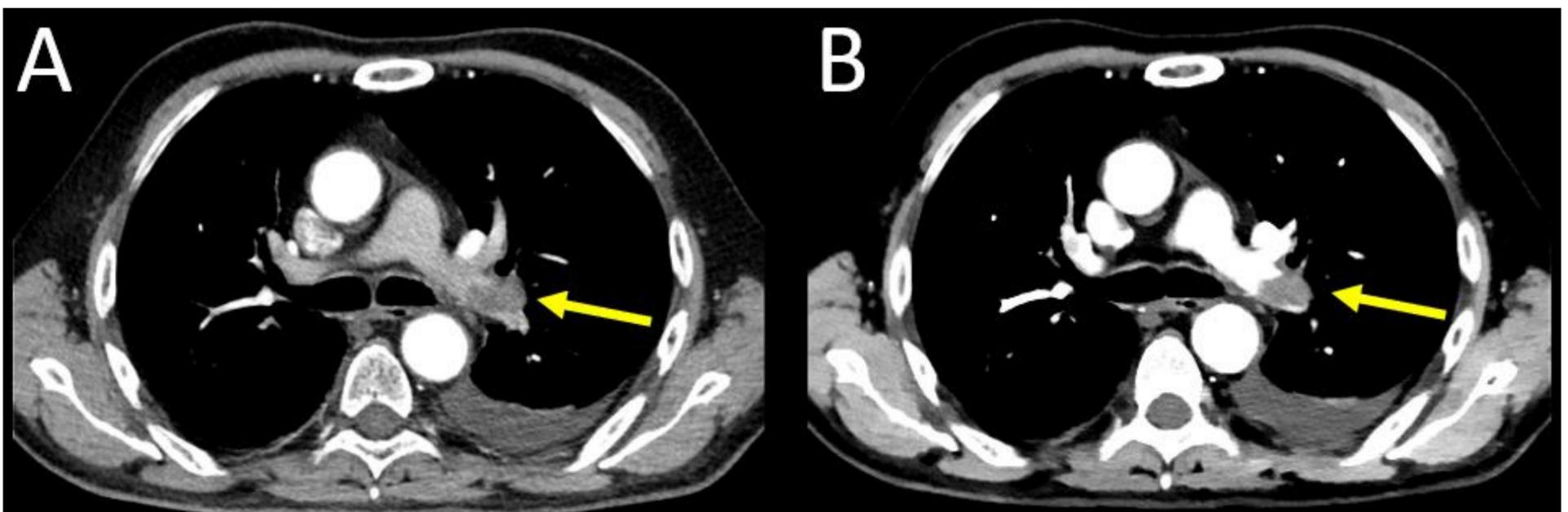
**Figura 15:**

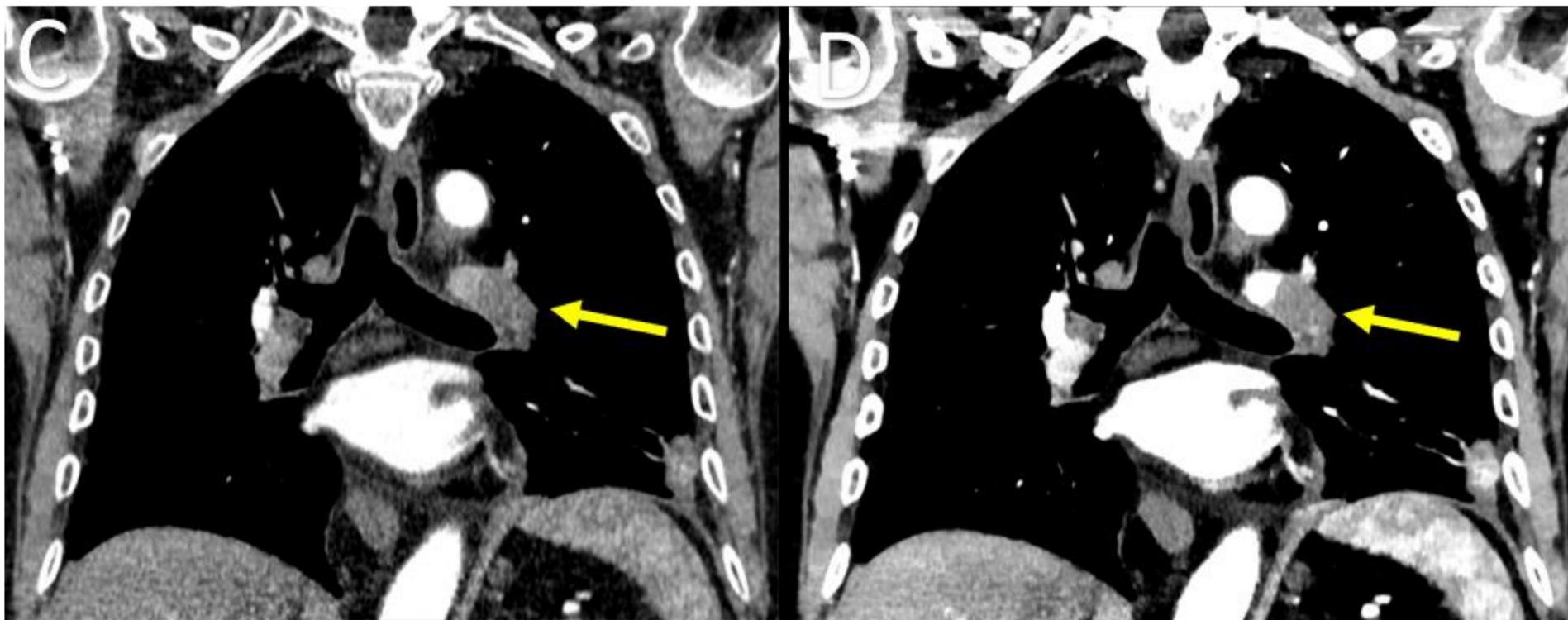
TC de coronarias en paciente de 75 años. En **A** se muestra un corte axial de TC convencional a nivel de la orejuela izquierda, donde se identifica un defecto de repleción que resulta inespecífico. En **B** se muestra el mismo corte, en un mapa de fusión (convencional-densidad yodo), donde se objetiva presencia de yodo en el defecto de repleción. Además, el ROI en el defecto muestra que un valor de 7,9 mg/dl de yodo, por lo que es compatible con artefacto de flujo de contraste.

## - TEP

Las ventajas principales del TC multienergético consisten en: 1) permite rescatar estudios de calidad subóptima (poco contrastados) y 2) permite valorar la cantidad de yodo en el pulmón perfundido. De esta manera, al poder identificar defectos de perfusión, se puede valorar la repercusión hemodinámica de un trombo y mejorar la detección de pequeños trombos periféricos.

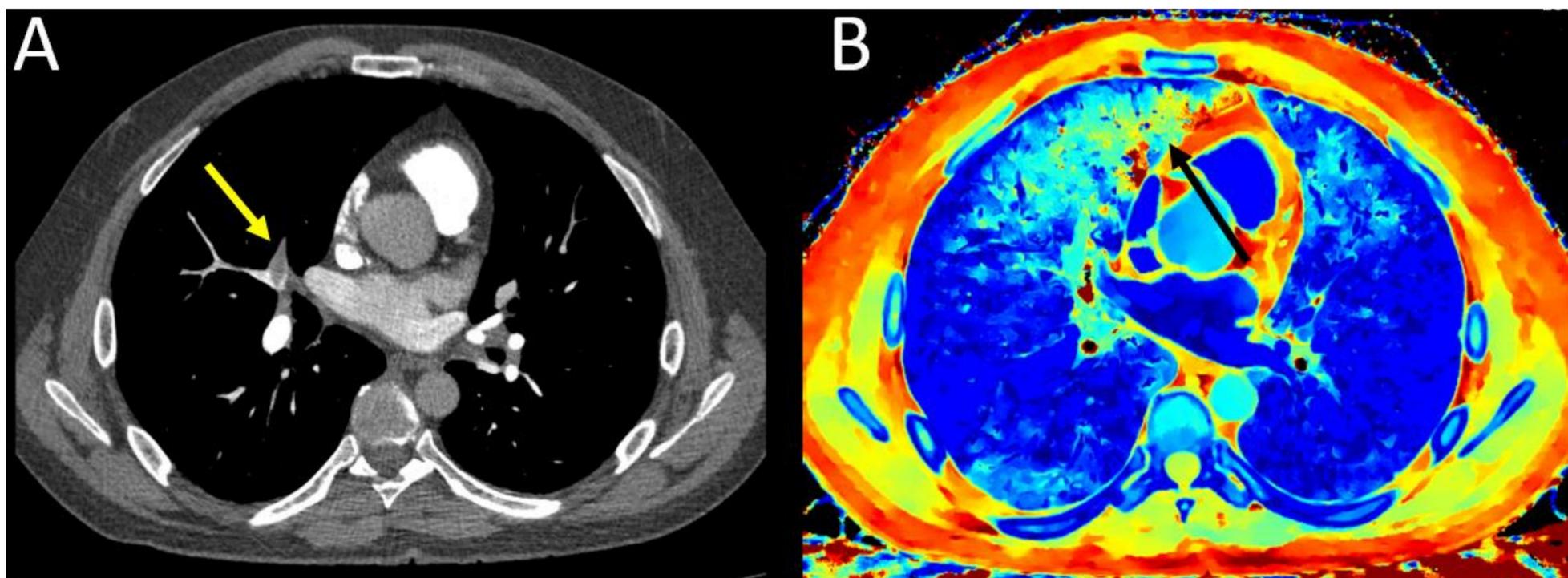
Un defecto de perfusión se visualiza como un área triangular, con base pleural, con baja concentración de yodo. Debemos tener en cuenta que no todo defecto de perfusión corresponde a un TEP, pueden existir otras patologías o artefactos que lo simulen.





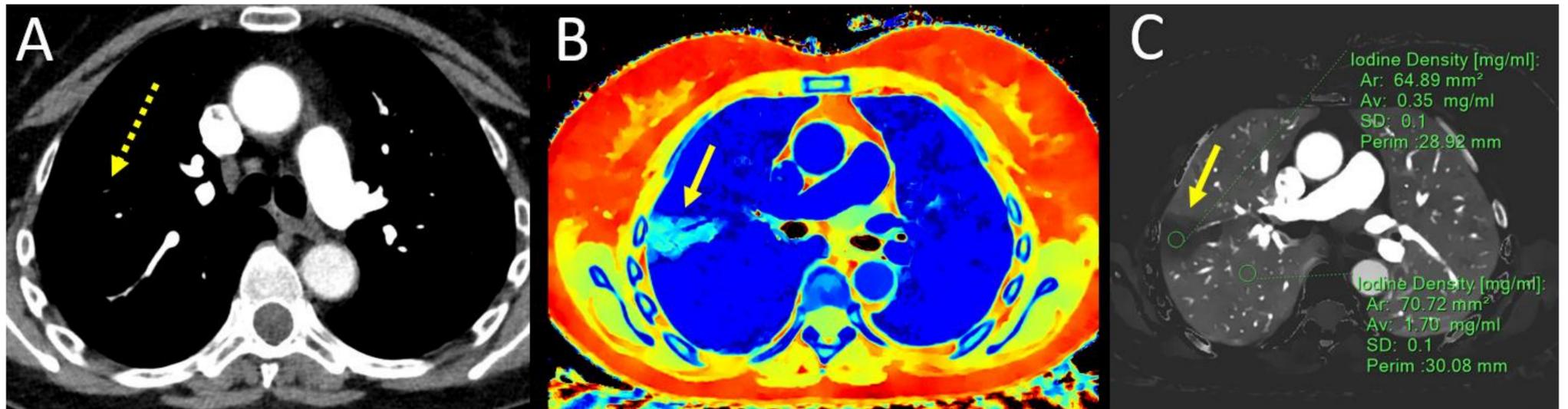
**Figura 16:**

Paciente de 68 años, que consulta por dolor torácico interescapular. En **A y C**, se muestran imágenes axiales y coronales en fase arterial, en las que no se identifica patología aórtica, pero se intuyen defectos de repleción sospechosos de TEP en la arteria pulmonar principal izquierda (flechas). En **B y D**, se muestran los mismos cortes de TC empleando una imagen virtual monoenergética a 45 KV, en el cual mejora significativamente el realce de los vasos pulmonares y se confirma la presencia del TEP. De esta manera no es necesario realizar una segunda adquisición.



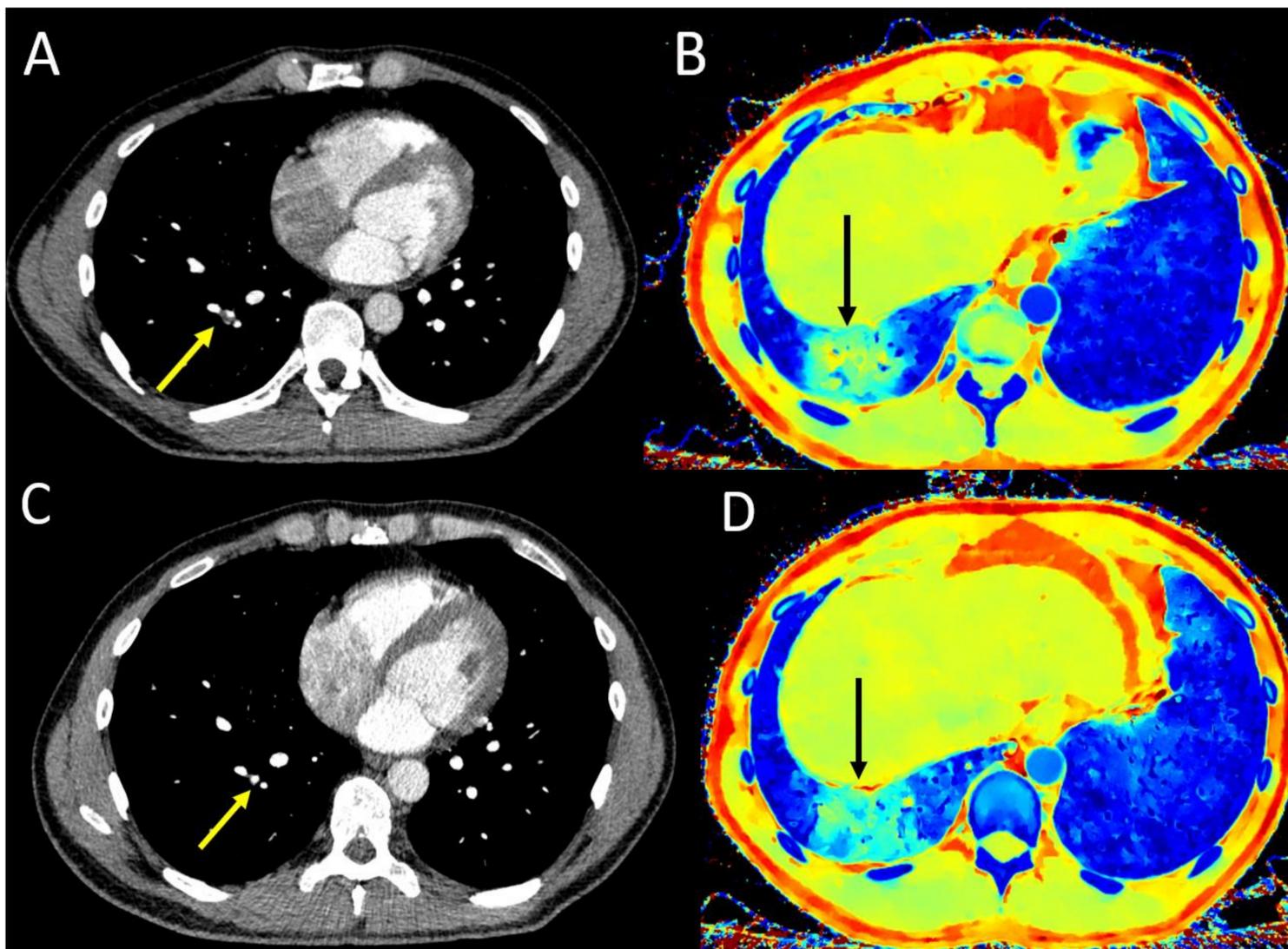
**Figura 17:**

Paciente de 80 años con dolor torácico y elevación de DD. **A)** Corte axial de TC convencional en el que se observa un defecto de repleción compatible con TEP agudo (flecha amarilla) en una rama segmentaria del LSD. En **B** se muestra el mapa espectral Z-efectivo, donde se objetiva un área pseudotriangular en LSD con bajas concentraciones de yodo (representada en color turquesa), compatible con un defecto de perfusión pulmonar. Nótese como el resto del parénquima pulmonar muestra una color homogéneo.



**Figura 18:**

Paciente que acude por disnea persistente después de dos meses de haber tenido COVID-19 hace. **A)** Se muestra una imagen de TC axial convencional. En una primera lectura esta fase fue interpretada como normal. En una segunda lectura tras visualizar previamente los mapas Z-efectivo **(B)** y de densidad-yodo **(C)**, donde se identifican defectos de perfusión (flechas). En A se objetivó de manera retrospectiva un vaso subsegmentario filiforme y menos contrastado que el resto, compatible con TEP. Nótese como el mapa de densidad-yodo **(C)**, nos permite valorar la perfusión pulmonar de manera cualitativa y cuantitativa.



**Figura 19:**

Paciente con antecedentes de COVID-19 y TEP. En **A** y **B** se muestran las imágenes convencionales y mapa Z-efectivo del estudio inicial donde se observa un defecto de repleción en una rama segmentaria del LID y el defecto de perfusión correspondiente (flechas). Tres meses después en un estudio de control se observa resolución del defecto de repleción (flecha en **C**) pero persistencia del defecto de perfusión en el mapa Z-efectivo (flecha en **D**).

Los casos de las **Figuras 17 y 18**, son un claro ejemplo de como afecta significativamente el TC espectral a la práctica clínica. Si solo dispondríamos de TC convencional uno de los estudios se hubiera interpretado como negativo. Por lo tanto el TC espectral aumenta la sensibilidad para la detección del TEP periférico y modifica el tratamiento en este caso. Además, nos plantea probables explicaciones del síndrome post-COVID. Tal vez pacientes con este síndrome tienen alteraciones de la perfusión pulmonar, sin defectos visualizables en TC convencional, probablemente por trombos muy pequeños o daños en la microvasculatura no detectables mediante TC convencional.

### -Artefactos y pitfalls en el TEP

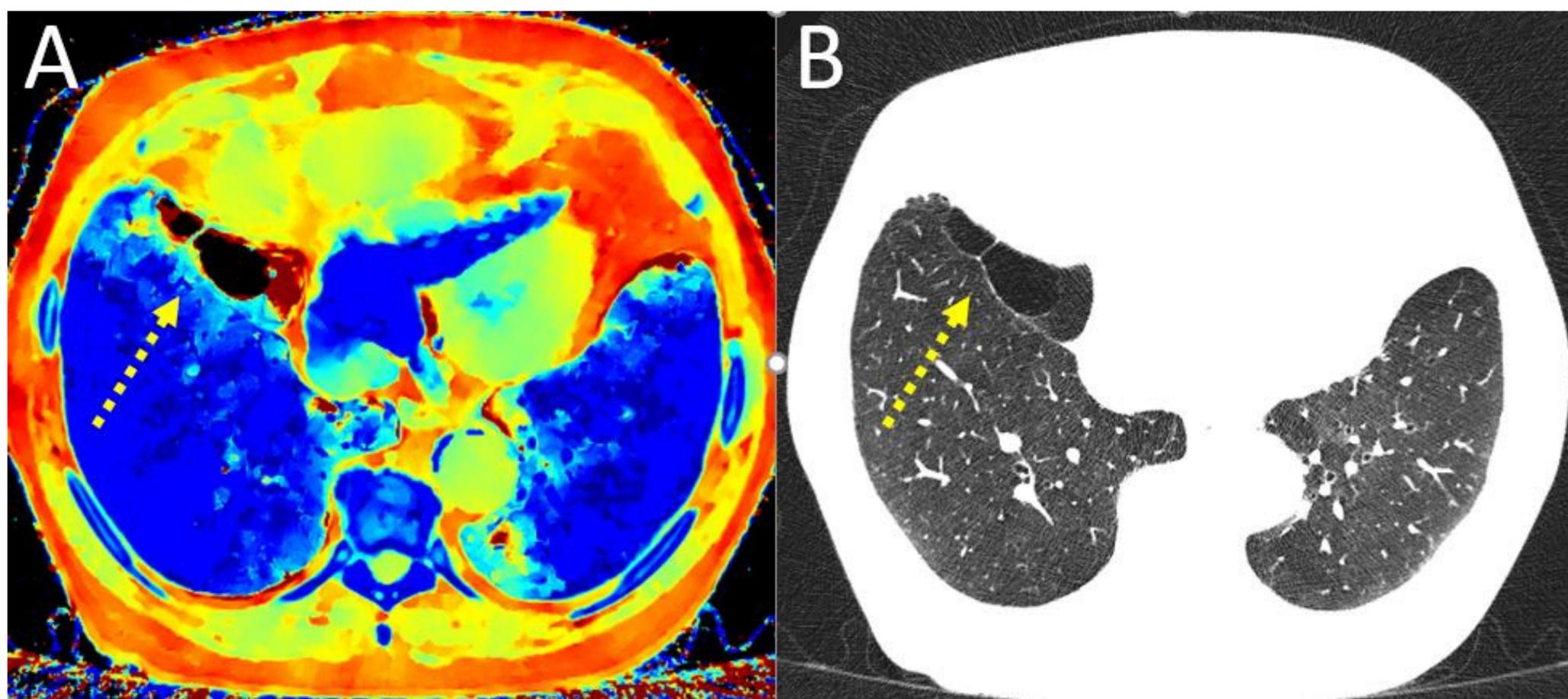
La angio-TC de arterias pulmonares no está libre de artefactos y pitfalls. Debemos saber identificar e interpretar estos artefactos para evitar falsos positivos. De manera general los **defectos de perfusión secundarios al TEP** suelen ser de distribución segmentaria o lobar, cuneiformes y con base pleural. Los **defectos de perfusión no embólicos** suelen ser de distribución parcheada, de morfología en banda y no todos tiene una base pleural.

En la **Tabla 2**, exponemos los principales artefactos y pitfalls.

Artefacto-pitfall	Causa	¿Cómo se ven?	Como atenuarlos
<b>Endurecimiento del haz</b>	Contraste muy concentrado, material protésico, brazo del paciente dentro del FOV	Defectos de perfusión en banda adyacentes a la estructura de alta densidad que lo genera y que siguen una trayectoria lineal.  Se identifican en la imagen de TC convencional	Incluir suero salino en la inyección de contraste, asegurarse que los brazos del paciente se encuentren adecuadamente posicionados
<b>Movimiento</b>	Debido a movimientos de latido cardíaco o respiratorios	Defectos de perfusión parcheados adyacentes a las estructuras en movimiento: bordes cardíacos, diafragmas, pulmones. Suelen localizarse con mayor frecuencia en: LSD, LM y llingula.  Los identificamos al visualizarlos en la imagen de TC convencional, observando un doble contorno del corazón o del diafragma	Son muy poco frecuentes con el TC de 256 detectores de doble fila del cual disponemos. Se atenúan pidiendo al paciente que realice una inspiración adecuada.

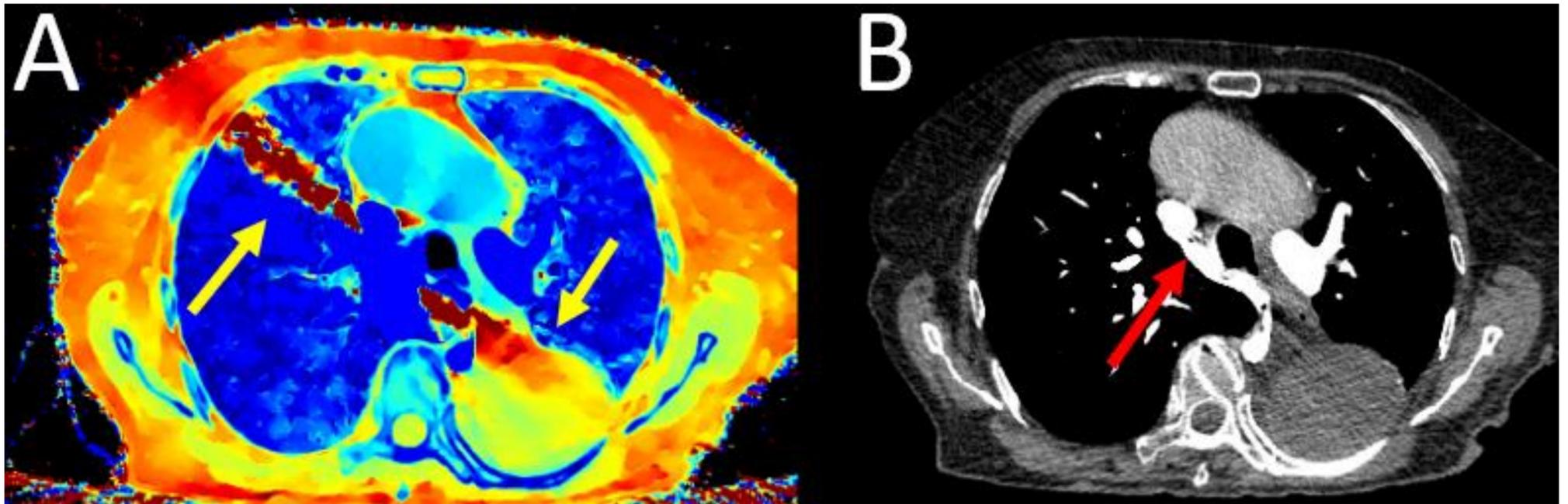
Pitfalls	Causa	¿Cómo se ven?
<b>Artefactos de flujo pulmonar</b>	<p>La perfusión pulmonar no es simétrica, por lo que existen áreas mejor perfundidas que otras y este efecto depende de la gravedad.</p> <p>Cuando el paciente se encuentra en decúbito supino las áreas declives del pulmón se encuentran mejor perfundidas respecto a las anteriores.</p>	<p>Defectos de perfusión en las porciones anteriores de los pulmones.</p> <p>En TC convencional no se visualizan defectos de repleción ni alteraciones del parénquima pulmonar.</p>
<b>Patología del parénquima pulmonar</b>	<p>Los segmentos pulmonares que presentan atelectasias, enfisema y neumonía, se encuentran hipoventiladas. Debido al sistema de regulación de flujo pulmonar las áreas con menor concentración de oxígeno generan vasoconstricción para redirigir el flujo sanguíneo a las áreas con mejor coeficiente de ventilación perfusión.</p>	<p>Defectos de perfusión que coinciden con alteraciones del parénquima pulmonar sin defectos de repleción en las arterias pulmonares.</p>

**Tabla 2:** Artefactos y pitfalls en TC espectral



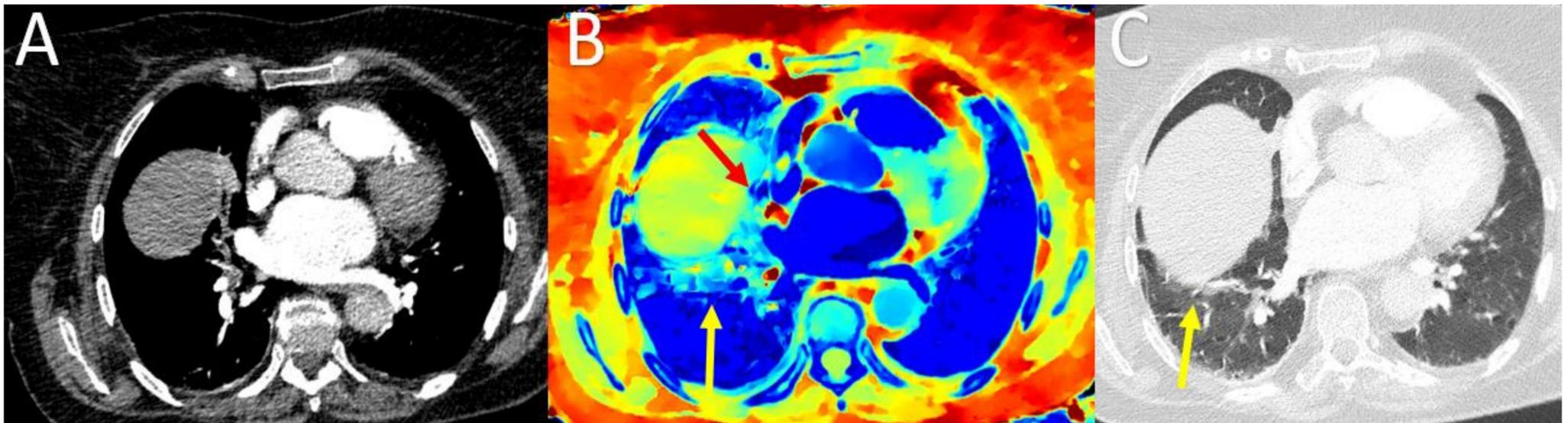
**Figura 20:**

Paciente que acude por disnea y elevación del dímero-D. **A)** Mapa espectral Z-efectivo en el que se observa un defecto de perfusión en el LID (flecha). **B)** Imagen convencional de TC en la que se muestra que el defecto de perfusión coincide con bullas pulmonares (flecha). No se observaron defectos de repleción en este estudio.



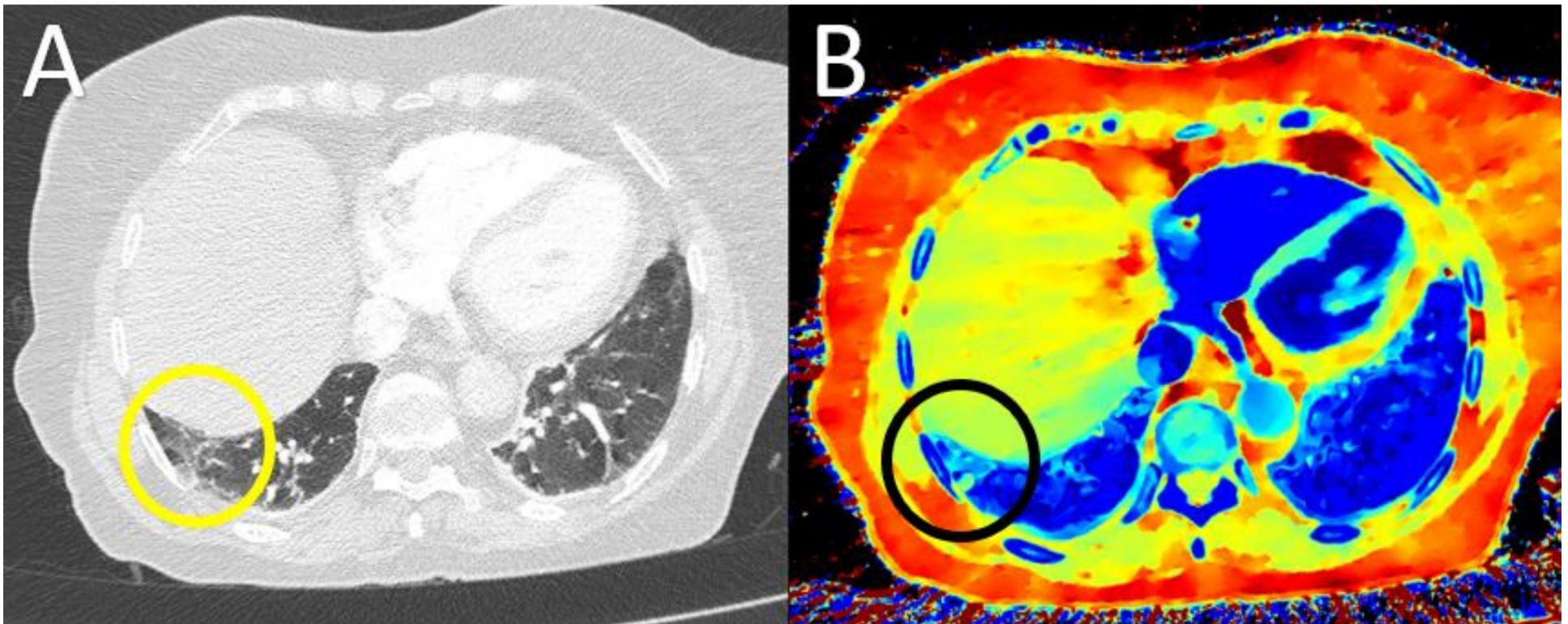
**Figura 21:**

Paciente con dolor torácico y sospecha de TEP. **A)** Mapa espectral Z-efectivo en el que se observa un defecto de perfusión en banda que atraviesa el LSD y el LII (flechas). **B)** En la imagen convencional se observa que el defecto de perfusión es causado por un artefacto de endurecimiento del haz de rayos secundario a acumulación de contraste en el cayado de la vena ácigos (flecha). No se identificaron defectos de repleción vasculares en este paciente.



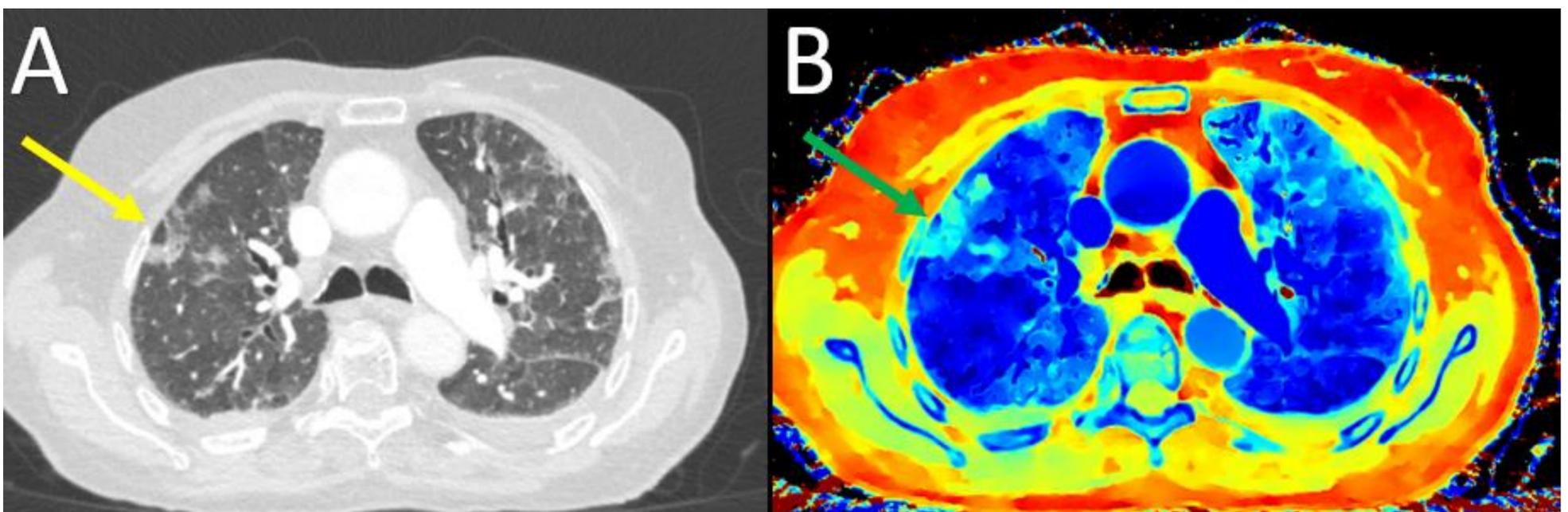
**Figura 22:**

Paciente con disnea y sospecha de TEP. **A)** Imagen convencional de TC de arterias pulmonares en la que no se observan defectos de repleción en los vasos segmentarios incluidos. **B)** Mapa espectral Z-efectivo en el que se observan defectos de perfusión pulmonares con morfología en banda, adyacentes al diafragma y borde cardíaco derecho (flechas). **C)** En la ventana de parénquima pulmonar se muestran artefactos de movimiento y fenómenos de hipoventilación adyacentes al diafragma (flecha). Los artefactos en estas localizaciones suelen producirse tanto por movimiento respiratorio como por movimiento de latido cardíaco.



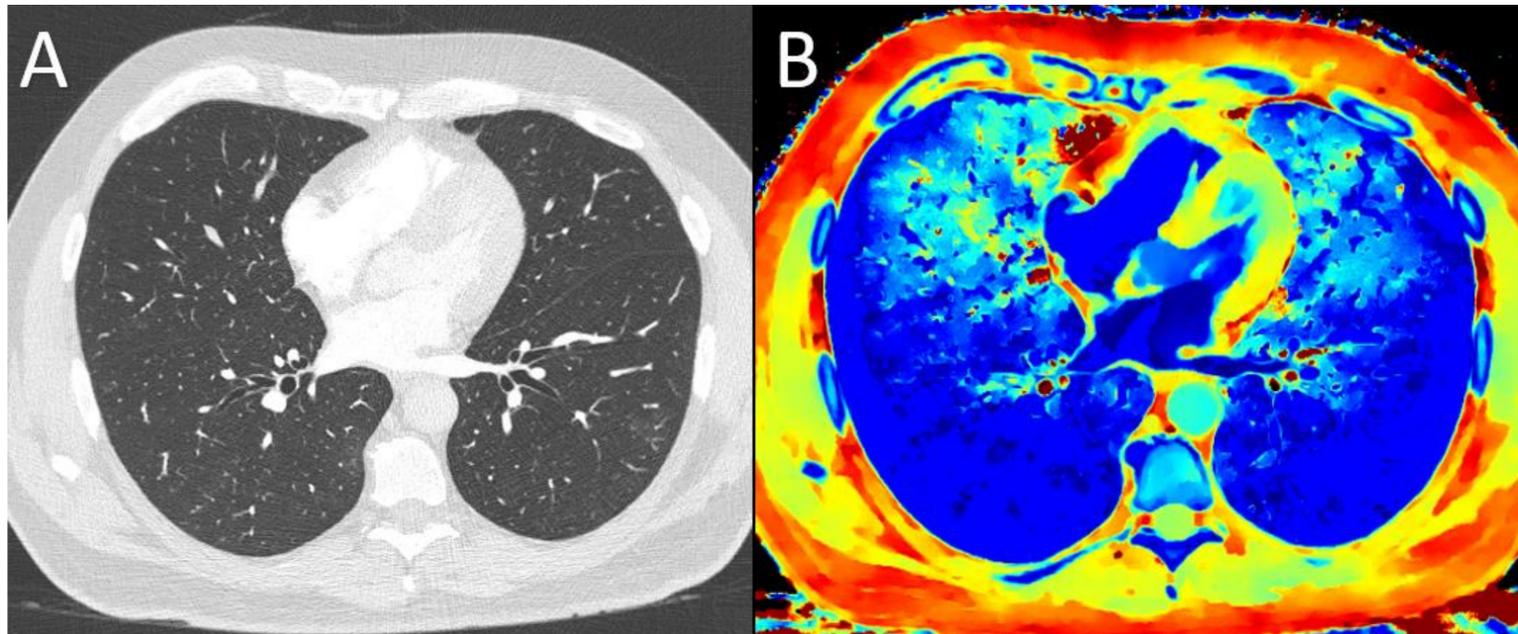
**Figura 23:**

Paciente con elevación del dímero-D y sospecha de TEP. **A)** Imagen de TC convencional en la que se observa una pequeña área de hipoventilación en el LID (círculo). **B)** Mapa espectral Z-efectivo en el que se observa un área de hipoperfusión que se corresponde con el área hipoventilada (círculo).



**Figura 24:**

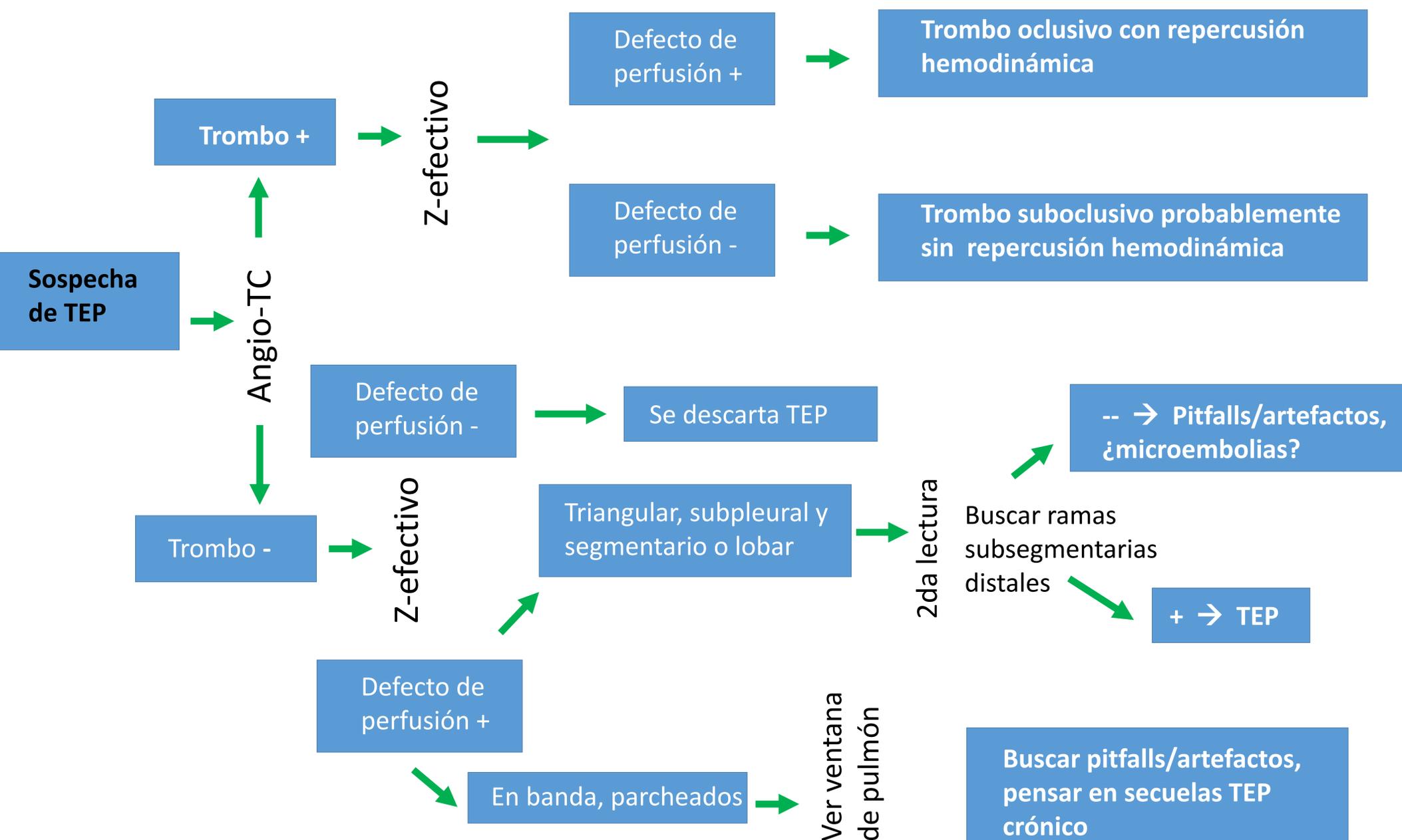
Paciente con COVID-19 y elevación del dímero-D. **A)** Imagen de TC convencional con ventana de parénquima pulmonar en la que se observan opacidades pulmonares de densidad en vidrio deslustrado (flecha). **B)** Mapa espectral Z-efectivo en el que se observan áreas de hipoperfusión que se corresponden con las opacidades (flecha), por lo que no son de etiología embólica.



**Figura 25:**

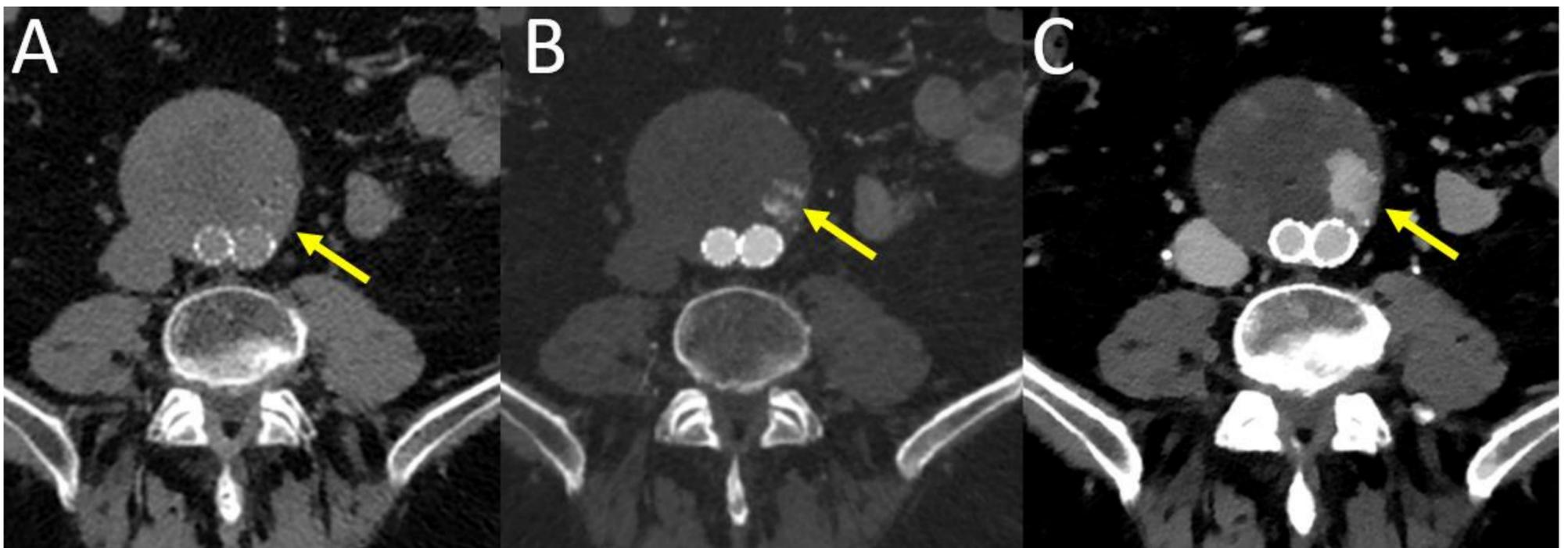
Paciente con dolor torácico pleurítico y elevación del DD. **A)** Imagen de TC convencional con ventana de parénquima pulmonar en la que no observan alteraciones. En la ventana de mediastino no se identificaron defectos de repleción. **B)** Mapa espectral Z-efectivo en el que se observan áreas de hipoperfusión en los segmentos anteriores de ambos lóbulos superiores. Estos hallazgos son compatibles con alteraciones de la perfusión pulmonar por redistribución del flujo vascular, dependientes de la gravedad.

**Figura 26:** Algoritmo propuesto para la interpretación del TEP con imágenes espectrales



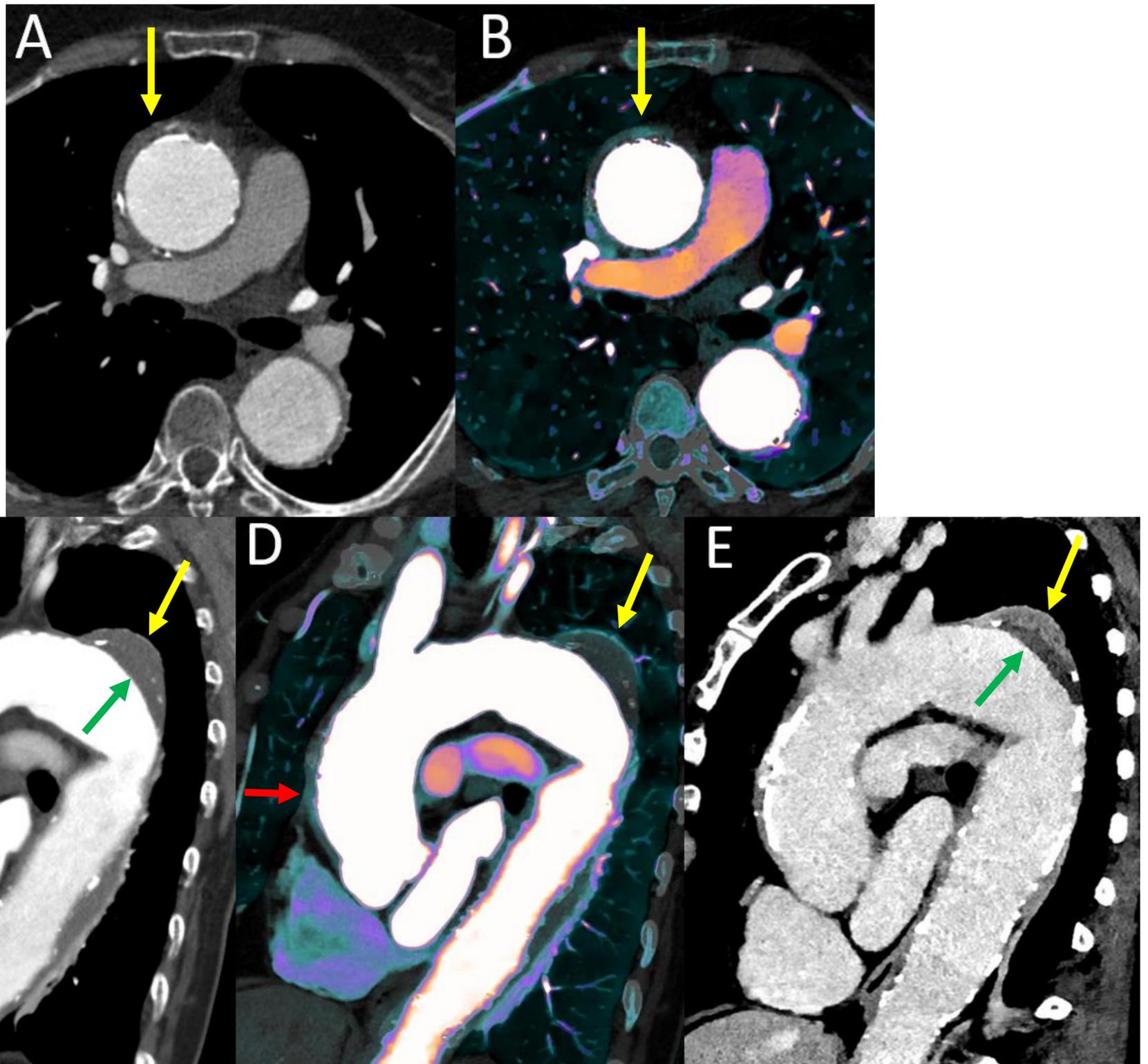
- Imagen espectral en patología aórtica y vascular periférica

El TC espectral ofrece varias ventajas respecto al TC convencional en la valoración de la patología vascular. En primer lugar nos permite a través de las imágenes monoenergéticas de bajo KV valorar ramas periféricas poco contrastadas en estudios convencionales o en los que haya habido algún problema en la administración del contraste. Además, empleando la imagen multienergética “virtual non-contrast” nos permite obtener estudios equivalentes a una adquisición sin contraste, ahorrando hasta en un 40% la dosis de radiación. Finalmente mejora la valoración de las vasculitis de grandes vaso.



**Figura 27:**

Paciente de 65 años con antecedentes de colocación de una prótesis aortoiliaca como tratamiento de un aneurisma de aorta abdominal. El estudio ha sido adquirido únicamente en fases arterial y venosa. **A)** Imagen multienergética virtual non-contrast que se asemeja a la imágenes sin contraste. Se observan las prótesis ilíacas, sin objetivar material hiperdenso en el saco aneurismático. **B)** Imagen convencional en fase arterial en la que se identifican focos hiperdensos lineales en la vertiente posterolateral izquierda del saco (flecha), compatible con endofuga tipo II. **C)** Imagen monoenergética de bajo KV en fase venosa en la que se objetiva un aumento considerable del foco hiperdenso (flecha), que confirma los hallazgos.



**Figura 28:**

Paciente de 65 años con dolor torácico a estudio. **A)** Corte axial de TC convencional en el que se observa un aumento de partes blandas circunferencial alrededor de la aorta ascendente, tanto dentro como por fuera de las calcificaciones intimales (flecha). **B)** Imagen multienergética fusión (convencional + densidad yodo) correspondiente en las que se observan áreas hipercaptantes en el aumento de partes blandas (flecha). **C)** Corte sagital de imagen convencional en el que se observa otro aumento de partes blandas alrededor del cayado aórtico. Un componente se localiza por dentro de las calcificaciones intimales y corresponde a un trombo mural (flecha verde) mientras que otro se localiza por fuera de las calcificaciones (flecha amarilla) y resulta inespecífico al tener una densidad similar. **D)** Imagen multienergética de fusión (convencional + densidad yodo) en la que se observa realce en el aumento de partes blandas por fuera de las calcificaciones en la aorta ascendente y en el cayado (flechas amarilla y roja). **E)** Imagen virtual monoenergética de bajo KV en fase tardía en la que se observa claramente la diferencia de densidad entre los dos componentes. El interno hipodenso correspondiente a trombo (flecha verde) y el externo de mayor densidad debido a la captación de contraste (flecha amarilla). Dados estos hallazgos se sugirió el diagnóstico de vasculitis con afectación de grandes vasos, que finalmente fue comprobado.

## 2.4 Ventajas y oportunidades del TC espectral

- El TC espectral disminuye de manera significativa la dosis de radiación empleada en estudios vasculares, ya sea empleando imágenes monoenergéticas de bajo KV que permiten “rescatar estudios” que hayan quedado poco contrastados o evitando realizar una adquisición basal sin CIV empleando en su lugar la imagen multienergética VNC.
- Respecto al TC convencional el TC espectral aumenta la sensibilidad y la especificidad del TC coronario para la detección de lesiones clínicamente significativas.
- Es costo efectivo al compararlo con otras técnicas para valorar la perfusión miocárdica teniendo una sensibilidad muy similar a la RM.
- El uso de imágenes monoenergéticas permite disminuir la dosis de contraste empleado, aspecto que puede ser importante en pacientes con alteración de la función renal.
- Las imágenes espectrales nos acercan un poco más a la valoración fisiopatológica de las enfermedades pulmonares (perfusión pulmonar).
- En base a nuestra experiencia, el empleo de imágenes espectrales no aumenta de manera significativa el tiempo empleado en la realización de los informes radiológicos.

## 3. Conclusión:

EL TC de detección espectral de 8 cm es el siguiente gran cambio de la radiología, ofrece ventajas por la disponibilidad de imágenes multienergéticas en todos los estudios, disminuye la dosis de radiación y de contraste empleadas y aumenta la sensibilidad y especificidad en la detección de las distintas patologías cardiovasculares, gracias a la rapidez con la que permite adquirir las imágenes.

El radiólogo debe estar listo y adaptarse a esta nueva técnica para realizar una adecuada interpretación de los estudios.

## 4. Bibliografía:

- Kalisz K, Halliburton S, Abbara S, Leipsic J, Albrecht M, Schoepf U et al. Update on Cardiovascular Applications of Multienergy CT. *RadioGraphics*. 2017;37(7):1955-1974.
- McCollough C, Leng S, Yu L, Fletcher J. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015;276(3):637-653.
- Otrakji A, Digumarthy S, Lo Gullo R, Flores E, Shepard J, Kalra M. Dual-Energy CT: Spectrum of Thoracic Abnormalities. *RadioGraphics*. 2016;36(1):38-52.
- Parakh A, Lennartz S, An C, Rajiah P, Yeh B, Simeone F et al. Dual-Energy CT Images: Pearls and Pitfalls. *RadioGraphics*. 2021;41(1):98-119.
- Vliegenthart R, Pelgrim G, Ebersberger U, Rowe G, Oudkerk M, Schoepf U. Dual-Energy CT of the Heart. *American Journal of Roentgenology*. 2012;199(5\_supplement):S54-S63.