



Universitat
de les Illes Balears

TRABAJO DE FIN DE GRADO

VALORACIÓN DEL IMPACTO DEL TC ESPECTRAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA EN UN HOSPITAL DE REFERENCIA (HUSE)

Francis Solange Valle Loyola

Grado en Medicina

Facultad de Medicina

Año Académico 2022-23

VALORACIÓN DEL IMPACTO DEL TC ESPECTRAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA EN UN HOSPITAL DE REFERENCIA (HUSE)

Francis Solange Valle Loyola

Trabajo de Fin de Grado

Facultad de Medicina

Universitat de les Illes Balears

Año Académico 2022-23

Palabras clave del trabajo:

TC espectral, energía dual, mapas de densidades, aplicación clínica

Nombre del Tutor / la Tutora del Trabajo Antonio Mas Bonet

Se autoriza a la Universidad a incluir este trabajo en el Repositorio Institucional para su consulta en acceso abierto y difusión en línea, con fines exclusivamente académicos y de investigación

Autor/a		Tutor/a	
Sí	No	Sí	No
<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Resumen

En la práctica clínica los equipos de TC son una herramienta imprescindible a nivel hospitalario debido a su amplia diversidad de aplicaciones clínicas, rapidez y resolución en el radiodiagnóstico. El principal inconveniente de dicha modernidad de imagen es su capacidad de irradiación ya que utilizan una fuente policromática de fotones para obtener la imagen.

Entre los TC más avanzados, destaca el uso rutinario de los TC multicorona, aunque en los últimos años se han introducido los TC de energía espectral, caracterizados por sus dos fuentes de energía capaz de proporcionar una mejor definición tisular. El modo espectral implementa la posibilidad de nuevas técnicas que ofrecen la posibilidad de elaborar reconstrucciones que incluyen mapas de densidades, supresión de materiales e imágenes monoenergéticas, mejorando la calidad de imagen y a su vez disminuyendo la cantidad de radiación total.

Este Trabajo de Fin de Grado pretende mostrar la evolución de los equipos TC a lo largo de la historia, así como el impacto clínico a nivel de diagnóstico por la imagen que supone la técnica espectral en las diferentes especialidades. El fundamental objetivo es la valoración inicial del impacto del TC espectral en un hospital de tercer nivel, como es el Hospital Universitario Son Espases (HUSE).

Índice

1. Introducción y Objetivos	pág. 5
A. Principios físicos de la TC	pág. 5
B. Evolución de los sistemas de imagen TC	pág. 6
C. Diferenciación tisular mediante TC espectral	pág.10
2. Metodología	pág.13
3. Discusión	pág.14
3.1 Tipos de TC espectral	pág.14
A. TC espectral según fuente de radiación.....	pág.14
B. TC espectral según detectores	pág.15
C. TC espectral según sistema de filtración	pág.16
D. TC espectral en proceso de desarrollo	pág.16
E. Esquema resumen de los tipos de TC espectral	pág.17
3.2 Aplicaciones del TC espectral a la práctica clínica	pág.18
3.2.1. Estudios de neurología	pág.18
3.2.2. Estudios de tórax	pág.23
3.2.3. Estudios de abdomen	pág.28
3.2.4. Estudios de músculo-esquelético	pág.30
3.2.5. Aplicación al ámbito pediátrico	pág.32
3.2.6. Aplicación en cirugía plástica	pág.33
4. Resultados	pág.35
4.1 Casos prácticos en HUSE	pág.36
4.1.1. Aplicación en oncología	pág.36
4.1.2. Aplicación en músculo-esquelético	pág.43
4.1.3. Aplicación en neurología	pág.48
5. Conclusiones	pág.53
6. Referencias	pág.55
7. Anexos	pág.59

1. Introducción y Objetivos

La tomografía computarizada (TC) se introdujo en la práctica clínica médica en el año 1971 y desde entonces se considera una de las técnicas de imagen para el diagnóstico de mayor utilidad y aplicación en diversas ramas de la medicina y constante auge evolutivo en la actualidad.

A día de hoy, se ha conseguido reducir considerablemente el tiempo de adquisición de la imagen esto se debe a que en sus inicios existió la tomografía axial computarizada (TAC) compuesta de múltiples escáneres axiales con una única fila de detectores, y a continuación se introdujeron los escáneres helicoidales con múltiples filas de detectores. También se ha conseguido mejorar la calidad de la imagen a partir de la ampliación de píxeles en la matriz. Actualmente los TC emplean matrices de 512 x 512, lo cual mejora el contraste y la resolución espacial de la imagen.

Entre los grandes avances en la historia de la tomografía computarizada aparece el TC espectral que, a diferencia del TC policromático, permite la incorporación de dos espectros de radiación de energías diferentes y un mayor número de filas de detectores para facilitar diferenciación de los tejidos estudiados.^[1]

El objetivo principal del estudio es observacional ya que la intención es evaluar el impacto de la introducción de las técnicas de energía dual a la aplicación clínica por especialidades en un hospital de tercer nivel, en este caso el Hospital Universitario Son Espases.

A) Principios físicos de la TC:

La adquisición de la imagen mediante TC se obtiene a partir del movimiento de rotación del tubo generador de radiación X alrededor del paciente y los detectores de radiación, proporcionando así distintas proyecciones que darán lugar a la imagen. Esta imagen TC se compone de una matriz formada por píxeles representados por un número TC acorde al coeficiente de atenuación lineal (μ) dependiente de la composición y densidad de cada tejido. Estos números TC se miden por unidades Hounsfield en intervalos de -1000 a +1000 UH y son capaces de cuantificar la cantidad de radiación que permite absorber el tejido estudiado según su densidad. Por ello, las estructuras hiperintensas en las imágenes del TAC (p.ej. el hueso, con 400-600 UH) presentan un mayor número de UH ya que existe una mayor absorción de radiación y atenuación representada por las sustancias de mayor densidad. En cambio, en el caso de las estructuras hipointensas (como el aire, de -1000 UH) presentan menor atenuación debido a su bajo número de UH al ser estructuras de baja densidad.^[1,5]

B) Evolución de los sistemas de imagen TC:

El continuo desarrollo de los sistemas de imagen en TC se debe a cambios en el sistema de configuración del detector, la cobertura del FOV¹, el ángulo de adquisición de las proyecciones de la imagen y la cobertura del campo longitudinal.^[1]

Primera generación de escáneres clínicos: “escáner EMI”. Este fue el primer escáner diseñado en 1971 especialmente para estudios neurológicos. Estos escáneres estaban formados por un dispositivo contenedor de agua cuyo interior se componía de una membrana de goma y se caracterizaban por un único detector, un haz estrecho y rotación del tubo de rayos X y su detector. La cobertura longitudinal de la imagen tenía lugar a partir de la traslación de la camilla a cortos pasos y el tiempo de adquisición de la imagen era de aproximadamente unos 7 minutos.^[2]

TC de segunda generación. Se diseñaron a finales de 1974 con el principal objetivo de reducir el tiempo de adquisición de la imagen a aproximadamente 2 minutos. A diferencia de los escáneres EMI, estos obviaban el dispositivo contenedor de agua e introdujeron nuevos avances como el movimiento continuo la camilla a partir del *gantry*². Esta generación empleaba el mismo método de rotación-traslación, pero se componía de 3 tubos de haces estrechos y 3 detectores, de manera que fuera posible la ampliación del campo de visión gracias a la rotación del *gantry*, mejorando así la adquisición angular de las proyecciones.^[2]

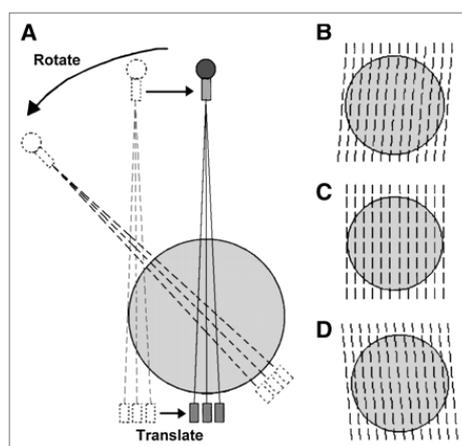


Figura 1. TC de segunda generación. A) Modelo de transmisión de haces de radiación. B-D) Angulación entre haces estrechos de radiación penetrante en cada detector.^[2]

¹ FOV: campo de visión (en inglés, *field of vision*).

² *Gantry*: estructura del TC en forma de rosca que contiene el tubo de rayos X y los detectores.

TC de tercera generación. A finales de 1975, se consiguió diseñar un escáner capaz de omitir el movimiento de translación a partir de un movimiento de rotación-rotación, en el cual el tubo de rayos X y los múltiples detectores giran al mismo tiempo. Este sistema permite a su vez la ampliación del haz de radiación facilitando la cobertura completa del campo de visión a estudiar. Otra de las ventajas de este modelo, es que permite el eliminar gran parte de la radiación dispersa ya que aunque se irradie mayor cantidad de tejidos, este dispone de una rejilla de eliminación de radiación dispersa antepuesta a los detectores. [2]

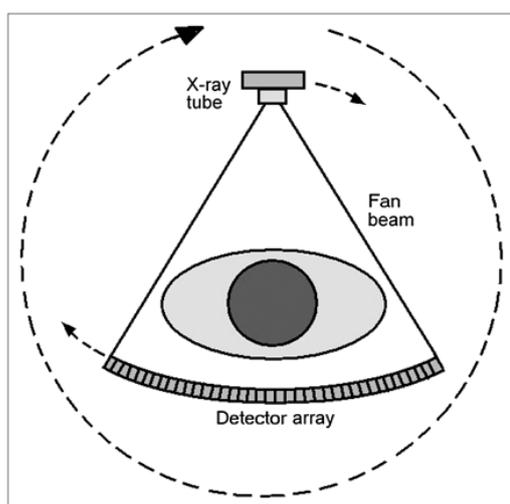


Figura 2. Movimiento rotación-rotación del TC de 3ª generación. [2]

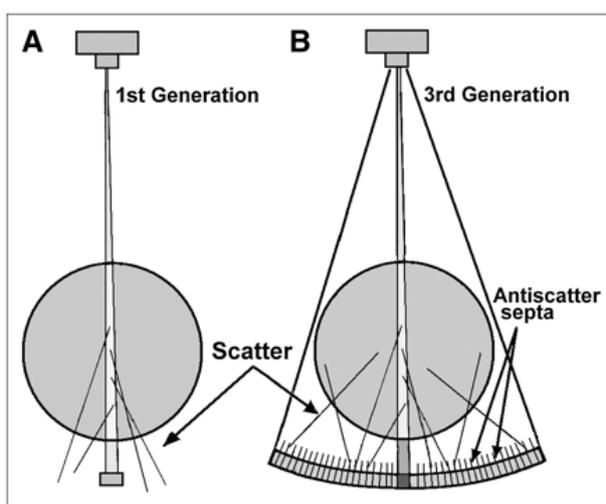


Figura 3. Mecanismo de radiación dispersa del TC de 3ª generación. [2]

TC de cuarta generación. Aparecieron durante la época de 1976 y se caracterizan por la incorporación de un anillo detector de rayos X y una única rotación del tubo alrededor del sujeto a estudio. Aunque, en desventaja, eran capaces de incrementar la radiación dispersa c en los detectores. [2]

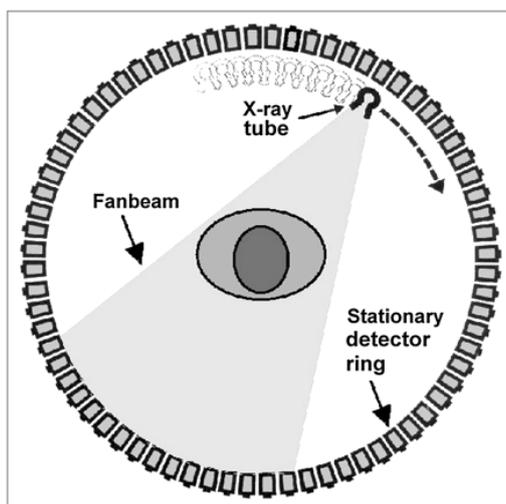
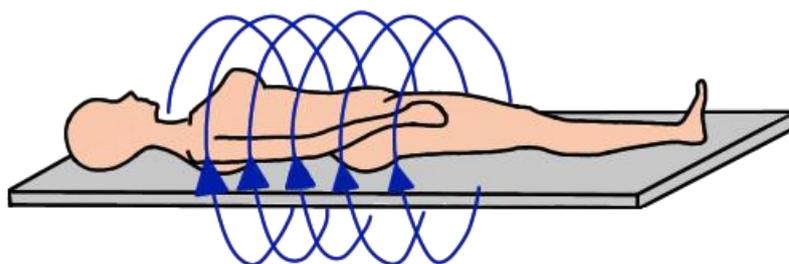


Figura 4. Modelo de cuarta generación. Se observa el movimiento de rotación del tubo de rayos X en el interior de anillo detector. [2]

Técnicas del TC helicoidal y el TC secuencial:

La **técnica helicoidal** aparece en los años noventa presentando principales ventajas en los estudios de cuerpo completo permitiendo una adquisición volumétrica de la imagen de forma continua en un tiempo récord debido a la tecnología *slip ring* del dispositivo, a diferencia de los equipos que empleaban la **técnica secuencial** adquiriendo la imagen de corte a corte. [3]



Los primeros escáneres helicoidales se componían de una **única fila de detectores**. Aunque a finales de los años noventa se desarrolló la **tecnología multicorte**, haciendo referencia a escáneres compuestos por múltiples filas de detectores, en 1998 se amplían a 4 detectores paralelos, en 2002 aparecen sistemas de 8, 12 y 16 detectores, no obstante estos sistemas no eran eficientes para estudios de imagen cardiaca, por lo que a partir del 2004 se crearon los TC multicorte de 32, 40 y 64 detectores, capaces de aportar grandes resultados en estudios cardiacos gracias a la gran reducción del tiempo de adquisición de la imagen requiriendo que el paciente realice apneas de 10 segundos, a diferencia de los de 4 detectores que requería que los pacientes realizaran apneas de 35 a 45 segundos. ^[4,5]

Entre las grandes ventajas que supuso la técnica helicoidal en los equipos TC destaca la reducción del tiempo de adquisición de la imagen, el giro continuo del dispositivo en forma de hélice alrededor del paciente sin necesidad de interrupción durante el paso de la camilla a través del *gantry*, permitiendo así una mejora en la calidad de la imagen gracias a la reducción de artefactos de movimiento y mayor facilidad de reconstrucción de la imagen en sus diferentes planos. ^[3]

Hoy en día, se han conseguido desarrollar **TC helicoidales con múltiples filas de detectores y doble fuente de radiación**, cuya configuración del detector se compone de dos conjuntos multidetectores de 32 o 64 canales activos, que aportan dos haces en abanico y rotación completa y continua de ambas fuentes de radiación y su conjunto de detectores. ^[4,5]

TC de energía dual:

A diferencia del TC multicorte, los **TC de energía dual** son capaces de diferenciar tejidos en la imagen mediante mecanismos algorítmicos encargados de evaluar la atenuación de los tejidos según su composición material usando dos espectros polienergéticos, uno de baja energía (por ejemplo 80 kV) y otro de alta energía (por ejemplo 140 kV) que faciliten así la detección, visualización, cuantificación o substracción de materiales de elevado número atómico (Z). ^[6]

Esta energía dual permite la discriminación tisular ya que guarda relación con el coeficiente de atenuación lineal y la densidad del tejido medida en UH mediante la siguiente ecuación: $\mu = \mu/\rho (E, Z) \rho$. Este coeficiente de atenuación lineal (μ) es representado por la suma del **efecto fotoeléctrico**, el cual depende de los fotones de alta energía que inciden en las capas más internas del átomo, y del número atómico (Z) del elemento, dando lugar a la energía de absorción (directamente proporcional a Z); **y el efecto Compton**, en el cual los fotones de baja energía inciden en las capas más externas del átomo, dando lugar a radiación dispersa. ^[7]

Esto implica que la atenuación de los tejidos varíe según la energía (kV) recibida.

C) Diferenciación tisular mediante TC ESPECTRAL:

La principal utilidad de la energía dual puede verse reflejada en casos en los que sea necesaria la diferenciación de materiales de alta atenuación. En los TC convencionales, al no ser único el coeficiente de atenuación para cada material, este depende de la energía del haz de radiación único y de la concentración requerida para cada material. Por ejemplo, el yodo ($Z=53$) al tener un alto número atómico requiere menor concentración que el calcio ($Z=20$, material óseo) que requerirá alta concentración de energía al tener un número atómico menor, lo cual se manifestará en la imagen como si fuera una caracterización tisular similar, debido a que tendrán prácticamente el mismo coeficiente de atenuación.^[11]

Sin embargo, el TC espectral es capaz de diferenciar las calcificaciones del contraste yodado en sangre, ya que al haber dos espectros de energía diferentes, el coeficiente de atenuación para ambos materiales será diferente, debido a que la suma del efecto fotoeléctrico y el efecto Compton dependerá del espectro de energía utilizado para cada material. Es decir, la caracterización tisular dependerá de la absorción de alto y bajo kV, por lo que se calculará un ratio de los números TC para bajas y altas energías de fotones respectivamente utilizadas mediante la siguiente fórmula: $\text{ratio del número TC} = \text{UH (por ejemplo: 80kV)} / \text{UH (por ejemplo: 140 kV)}$.^[6,7]

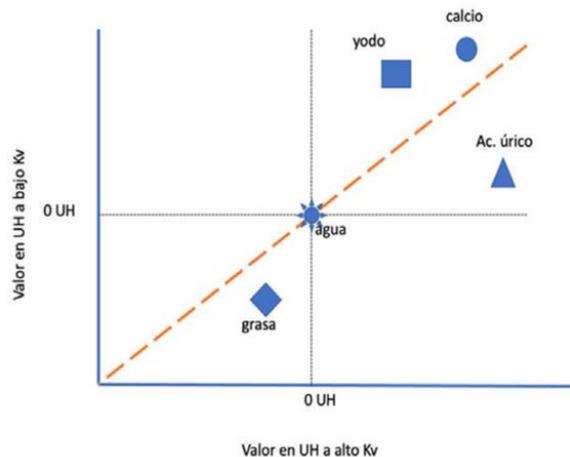


Figura 5. En esta gráfica se puede ver representada la diferenciación de materiales según su absorción de energía. Se observa cómo los materiales de alto número atómico (Z) son capaces de absorber es espectro de fotones de baja energía. Este es el caso del yodo o el calcio, que presentarán un ratio del número $\text{TC} > 1$.^[7]

En la aplicación clínica urológica, se puede calcular la relación de densidad (UH bajo kV / UH alto kV) entre los materiales tisulares y establecer una línea de referencia que permita diferenciar componente litiasico.

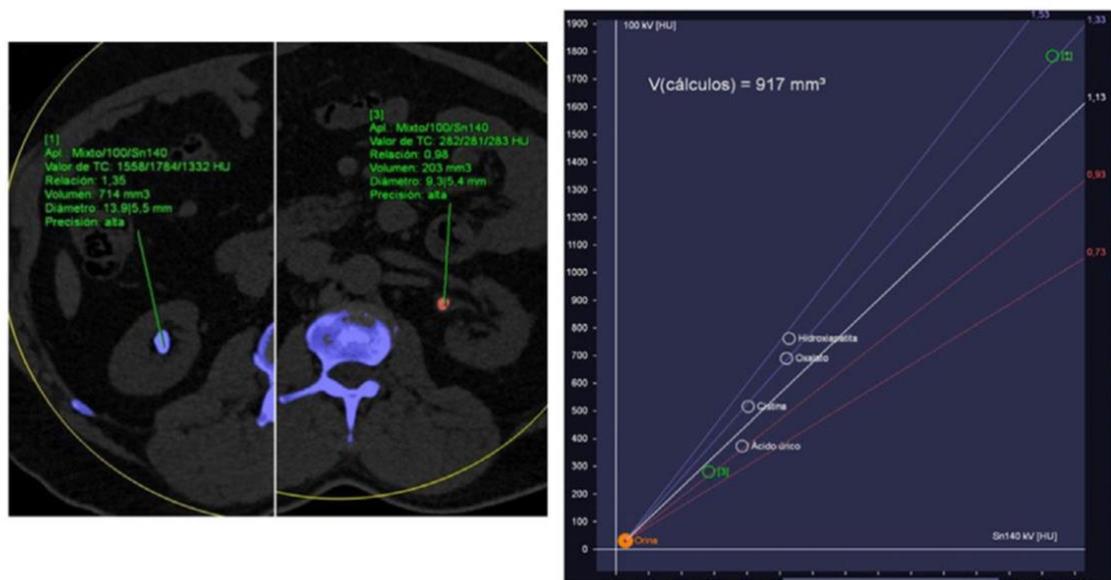


Figura 6: La línea de referencia establecida mediante el cociente de densidades de los materiales permite diferenciar el componente de la litiasis.^[7]

En la imagen TC podemos ver una litiasis cálcica en el riñón derecho reflejada de color azul, al igual que la densidad ósea, debido a que su composición se sitúa por encima de la línea de referencia. En cambio, en la porción proximal del uréter izquierdo podemos ver una litiasis de ácido úrico expresada de color rojo, ya que su composición se sitúa inferior a la referencia de cociente de densidades establecida.^[7]

La separación espectral de materiales es directamente proporcional a la amplitud entre los espectros de energía dual utilizada.

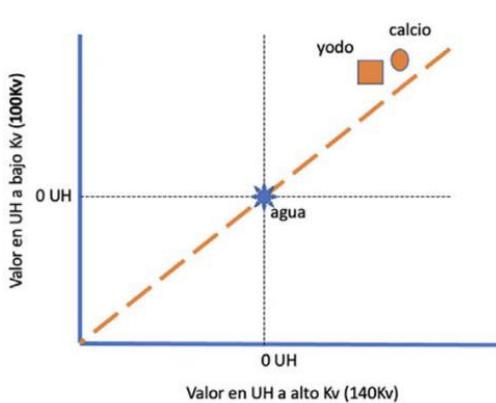


Figura 7: Gráfica de diferenciación tisular con espectros de baja energía de 100kV y de alta de 140 kV. [7]

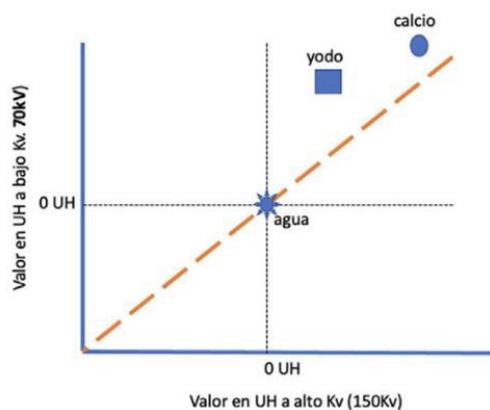


Figura 8: Gráfica de diferenciación tisular con espectros de baja energía de 70 kV y de alta de 150 kV. [7]

2. Metodología.

Revisión bibliográfica

Para la realización de este proyecto se ha realizado un estudio de revisión bibliográfica centrado en una introducción a la historia de los dispositivos de TC y su comparación con el TC de energía dual. Para la búsqueda sistemática de información sobre el TC Espectral (*spectral-CT*) o DECT (*dual energy CT*) y sus respectivas aplicaciones clínicas, se ha considerado como principal la fuente de información la base de datos de PubMed, seleccionando artículos de los últimos 10 años y contrastando información de artículos de base como publicaciones de la revista *Radiology* junto a otros artículos de actualidad a nivel español, como publicaciones de la SERAM (Sociedad Española de Radiología Médica).

Protocolo de estudio

Se seleccionarán una serie de estudios en diversos ámbitos de la aplicación radiodiagnóstica de la técnica espectral a la práctica clínica y se realizarán en un equipo de TC espectral de 80 mm de cobertura rotacional formado por 128 detectores y un único tubo de rayos X con capacidad de alterne ultrarrápido de su potencial de energía (General Electric Healthcare).

Reconstrucción de imágenes

El proceso de reconstrucción y postproceso de imágenes se llevará a cabo a partir del algoritmos proporcionados por el *software* de GE Healthcare.

Los estudios de postprocesado incluirán mapas de densidades identificados en una gama de colores "arcoiris". En los mapas de densidades que requieran una valoración de realce se seleccionarán regiones de interés (ROI) a nivel de la lesión de estudio.

Una vez finalizados los estudios de postprocesado, las imágenes se podrán enviar al PACS para valoración médica.

3. Discusión

3.1 Tipos de TC ESPECTRAL

A) TC espectral según fuente de radiación:

TC de doble fuente (*Dual-Source DECT*)

El modelo de TC de doble fuente consta de dos fuentes de energía y dos detectores independientes colocados perpendicularmente al *gantry*. Cada uno de los tubos trabaja con potencias diferentes, es decir, uno de los tubos emite fotones de alta energía (140 kV) mientras que el otro funciona con espectros de fotones de baja energía (80 kV).

Entre las principales ventajas de este modelo cabe destacar la habilidad de optimización de la corriente del tubo mediante la incorporación de un filtro de radiación adicional (p.ej. un filtro de estaño) en el tubo de alta energía, de manera que este sea capaz de absorber los fotones de baja energía y conseguir disminuir el ruido de la imagen y favorecer la separación entre ambos espectros de fotones.

Por otra parte, también cuenta con ciertas limitaciones, como que los detectores estén condicionados a un campo de tamaño inferior al otro (por ej. 33 cm y 50 cm) o que sea necesaria la elaboración de algoritmos que se encarguen de disminuir el ruido producido por la radiación dispersa cruzada mientras ambos tubos trabajan simultáneamente. Otro inconveniente podría implicar la descomposición de materiales debido a la disposición de los haces de baja y alta energía durante ambas adquisiciones de la imagen. Esto puede tener lugar por movimiento involuntario del paciente, por ejemplo, durante la monitorización cardiopulmonar.

Este sistema es el empleado por el modelo SOMATOM Force de Siemens Healthinners. ^[6,8]

TC de única fuente de radiación capaz de alternar rápidamente el kV (*Single-Source CT with rapid Switching of X-Ray Tube Potential*)

Este TC emplea un único tubo que permite alternar en cuestión de submilisegundos la emisión de fotones de diferente potencial mediante la rotación completa del *gantry*, de manera que se adquieren las proyecciones de baja y alta energía casi simultáneamente desde prácticamente un mismo ángulo, lo cual

facilita la descomposición de materiales y favorece un correcto endurecimiento del haz de radiación. Entre las desventajas de esta técnica, es importante tener en cuenta que existe una gran superposición de la energía del espectro de radiación y con tal de reducirla, el detector de rayos X emplea un centelleador que facilita una fluorescencia retardada. Otra desventaja se ve reflejada en la velocidad de modulación del tubo, ya que la corriente del tubo no es capaz de modularse tan rápidamente como el potencial del tubo, y por tanto, tampoco es capaz de ajustarse a este de manera independiente. Para contrarrestar este inconveniente, se puede ajustar la duración de la exposición a cada potencial del tubo, de manera que se optimice la corriente del tubo dando lugar a mayor calidad de la imagen sin necesidad de incrementar la dosis expuesta.^[8,9]

Este sistema de TC espectral es el que utiliza la gama de General Electric Healthcare en el Hospital Universitario Son Espases.

TC de única fuente de radiación sin alterne del potencial del tubo (Single-Source Scanner without Ultrafast Potencial Switching)

Este sistema es empleado por Canon. Se caracteriza por continuos cambios del potencial del tubo consecuentemente a rotaciones helicoidales del *gantry*. Es el modelo menos empleado para estudios cardiacos o abdominales, debido a su larga duración e inconsistencia de ambas proyecciones.^[8]

B) TC espectral según detectores:

TC de única fuente de radiación con doble capa de detectores (Single-Source Scanner with Dual-Layer Detector)

Este sistema es usado por Phillips y se compone de un único tubo de rayos X y un detector en láminas con propiedades de atenuación que le proporcionan la capacidad de identificar fotones de alta y baja energía en un mismo haz policromático. Cada capa de detectores posee sensibilidad para cada los diferentes haces energéticos. Para ello, las láminas de los detectores se componen por una primera capa de itrio, que confiere menor poder de atenuación por lo que detectará fotones de baja energía, y una segunda capa de oxisulfuro de gadolinio, que le proporciona mayor poder de atenuación interactuando directamente con fotones de alta energía. La principal ventaja de este método se refleja en la adquisición simultánea de ambos espectros de fotones en un mismo ángulo de proyección.^[8]

C) TC espectral según sistema de filtración:

TC de única fuente de radiación con filtro de separación (*Single-Source Scanner with Split-Filter*)

Es uno de los sistemas más recientes y es uno de los utilizados por Siemens. Se caracteriza por un único tubo y un filtro de separación de haces compuesto por oro o estaño situado longitudinalmente siendo capaz de diferenciar los espectros de fotones de un haz policromático. Tras la filtración de los haces de radiación, la energía media del espectro de baja energía sería de 68 keV y el de alta energía de 86 keV. Su principal ventaja es que el filtro de separación adicional a un TAC convencional, proporcionaría una imagen dual, aunque la separación espectral es prácticamente mínima en comparación a los TC de doble fuente.^[8]

D) TC espectral en proceso de desarrollo:

TC de única fuente de radiación con detector de energía de radiación (*Single-Source Scanner with Energy-Resolving Detector*)

Estos sistemas emplean detectores encargados de integrar energía mediante un haz de fotones adicional, un detector y/o un filtro de separación de fotones.^[8]

Este método incluye el “**photon-counting CT**” y destaca por ser el más eficiente en relación a la dosis empleada que los sistemas de energía dual debido a su capacidad del detector de identificar las energías de cada fotón en un haz policromático, proporcionando así umbrales multienergía para establecer una imagen con menor ruido.^[9]

E) Esquema resumen de los tipos de TC espectral:

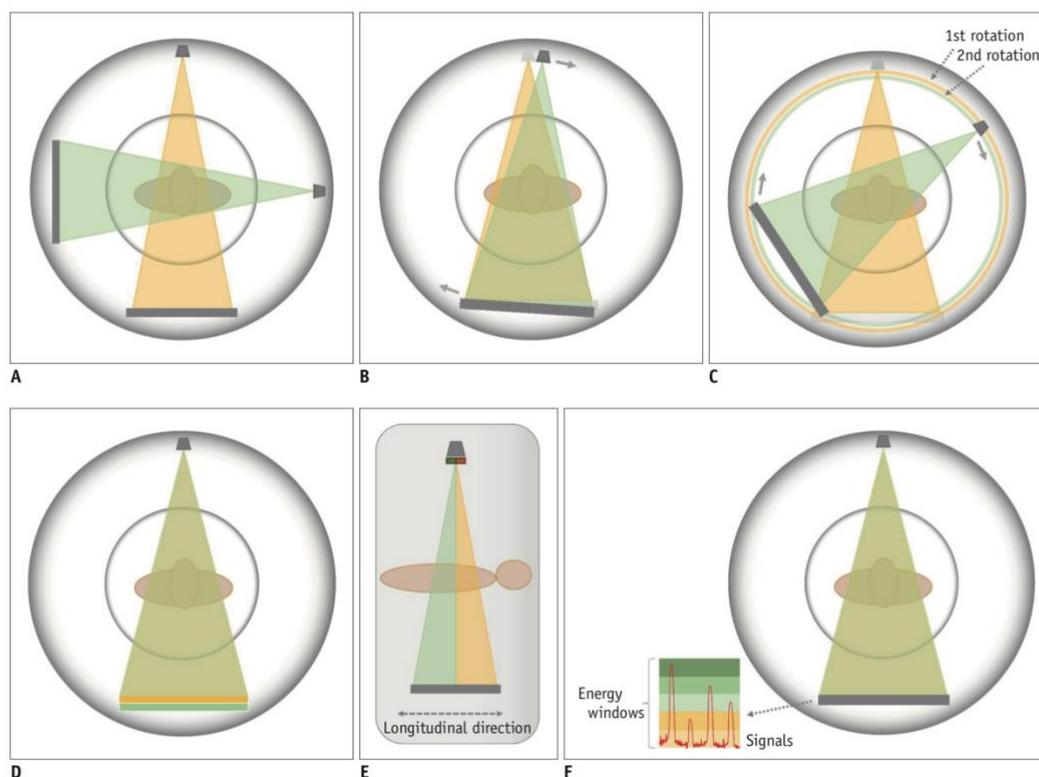


Figura 9. Sistemas de TC ESPECTRAL disponibles en la actualidad: [8]

- A) **TC de doble fuente o *Dual-source CT***. En este modelo ambos tubos se sitúan perpendicularmente emitiendo uno de ellos fotones de alta energía y el otro de baja energía.
- B) ***Single-source with ultrafast-kV switching***. Este sistema se compone de un único tubo capaz de rotar rápidamente y emitir de manera alternativa radiación de alta y baja energía.
- C) ***Single-source without ultrafast-kV switching***.
- D) ***Single-source with dual-layer detector***. Este modelo se compone de un único tubo capaz de emitir fotones de alta energía (situados entre 120-140 kV), produciéndose la separación espectral a través de un sistema de dobles detectores.
- E) ***Single-source with split-filter***. Este modelo posee dentro del tubo de rayos X, un filtro capaz de dividir el haz de radiación en una parte de fotones de baja energía y otra parte de alta.
- F) ***Single-source with photon-counting detector***.

3.2 Aplicaciones del TC ESPECTRAL en la práctica clínica:

La principal utilidad del TC espectral se basa en resolver aquellas limitaciones del TC convencional en relación al estudio anatómico deseado.

3.2.1. Estudios de neurología

Diferenciación entre hemorragia y calcificación:

En el TC con haz policromático la hemorragia y las calcificaciones pueden dar lugar a una imagen hiperdensa e incluso haber solapamiento entre coeficientes de atenuación. De hecho, el 9% de las hiperdensidades intracraneales son inespecíficas, sin embargo el TC espectral tiene un 99% de sensibilidad en la diferenciación entre sangrado y calcificación, debido a la diferencia de atenuación entre los diferentes materiales según la energía percibida, lo cual permite el uso de técnicas de post-procesado de la imagen.

La energía dual permite el uso de técnicas basadas en la sustracción del material yodado denominadas **imágenes sin contraste virtual**, mostrando isodensidad en aquellas zonas que contengan solo material calcio e hiperdensidad en las zonas de solo hemorragia y/o calcio-hemorragia y técnicas de **superposición del calcio** a fin de conseguir imágenes que muestren hiperdensidades en material calcio y/o calcio-hemorragia, permaneciendo isodensas aquellas zonas de solo hemorragia. ^[12]

Un ejemplo en la aplicación neurorradiológica sería la capacidad de **diferenciación de malformaciones cavernosas de hemorragias hipertensivas.**

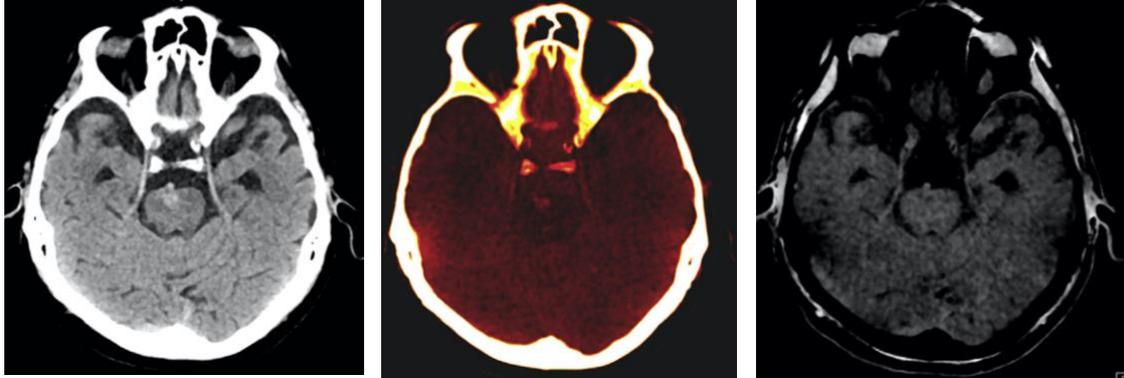


Figura 10. Estudio neurológico de diferenciación de malformación venosa de hemorragia hipertensiva mediante TC de energía dual en paciente con cefalea.^[12] Se realizan técnicas de descomposición de materiales para diagnosticar la malformación venosa.

- La imagen de la izquierda simulada mediante el espectro de alta energía muestra una zona de hiperdensidad en la protuberancia.
- La imagen central muestra un post-procesado de superposición de calcio.
- La imagen de la derecha refleja la imagen virtual sin densidad calcio.

Diferenciación entre hemorragia y lesión tumoral

Las técnicas de **sin contraste virtual** también son capaces de diferenciar hemorragias de hiperdensidades tumorales, a diferencia del TC policromático, en el que pueden confundirse lesiones tumorales con calcificaciones. ^[12]

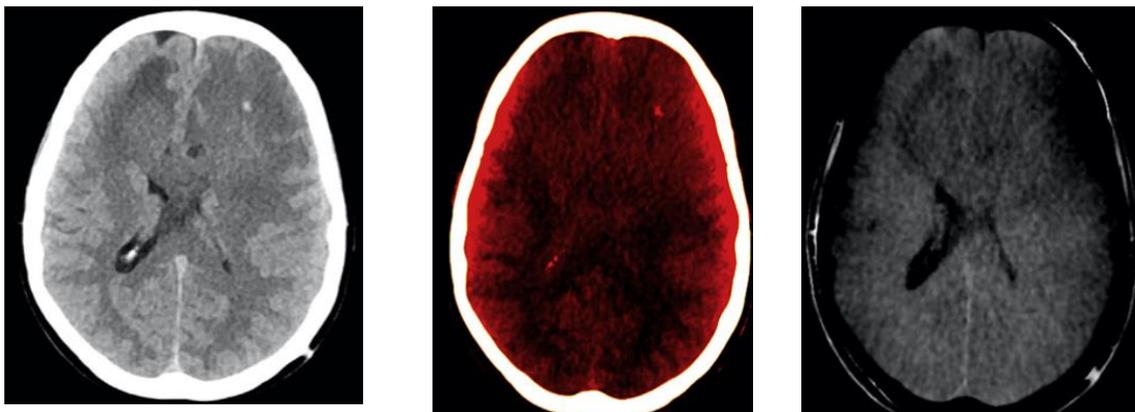


Figura 11. Estudio neurológico mediante TC de energía dual en paciente con glioma frontal izquierdo. ^[12]

- En la imagen de la izquierda simulada mediante el espectro de alta energía se observa una hiperdensidad indistinguible entre hemorragia y calcificación
- La imagen central refleja superposición de calcio en la zona de hiperdensidad, por lo que sería sugestivo de calcificación.
- La imagen de la derecha refleja la imagen virtual sin densidad calcio.

Diferenciación de hemorragia y yodo

Por otra parte, el TC espectral permite la diferenciación entre hemorragia aguda por ICTUS isquémico y extravasación de contraste yodado tras procedimientos intervencionistas de trombólisis por angiografía. En estos pacientes, el protocolo sugiere la realización de un TC cerebral de control tras 24h post-intervención. En ocasiones, estos TC pueden presentar zonas hiperdensas que pueden discernirse entre hemorragias o contraste mediante el uso de energía dual.^[13] Esta técnica presenta su mayor utilidad en pacientes que presenten en una misma localización de la imagen radiológica hemorragias intracraneales con superposición de bajas concentraciones de yodo, en la cual mediante la aplicación de técnicas de **supresión de yodo**, que mediante la previa identificación del yodo dentro del vóxel, lo suprime y desarrolla una **imagen virtual sin contraste**^[6] en la cual permanecerán isodensas aquellas zonas que contengan únicamente yodo, como es el caso de la extravasación de contraste. Por el contrario, en lesiones por hemorragia intracraneal, permanecerá la hiperdensidad tras la técnica de supresión.^[12]



Figura 12. Estudio neurológico mediante TC de energía dual tras trombectomía en la arteria cerebral media izquierda.^[12]

- En la imagen de la izquierda simulada mediante el espectro de alta energía se observa una hemorragia en los ganglios basales izquierdos y en la corona radiada que se extiende dentro del ventrículo.
- La imagen central muestra un mapa de densidad yodo.
- La imagen de la derecha refleja la imagen virtual con supresión de yodo.

Reducción de artefacto metálico

En la actualidad se utilizan dispositivos metálicos en las cirugías reparadoras de aneurismas cerebrales. Estos dispositivos se encargan de ocluir el saco aneurismático y pueden ser de dos tipos: **clips** (por vía endovascular) o **coils** (mediante cirugía), ambos formados generalmente por titanio. Hasta el día de hoy, el *gold standard* para estos procedimientos es la RM debido a que proporciona una mayor reducción del artefacto metálico, sin embargo, se considera una contraindicación relativa de esta prueba, por lo que existen situaciones en las que se debe considerar el uso del TC.

El artefacto metálico en el TC tiene lugar a partir del **fenómeno de endurecimiento del haz**, producido por la absorción de fotones de baja energía y el **fenómeno de inanición de protones**, producido en casos en los que materiales como el metal presentan alto coeficiente de atenuación y existen pocos fotones capaces de atravesar dicha materia, por lo que se acaba generando un halo en forma de bandas que recibe el nombre de imagen en “rayos de sol”. Por ello, con tal de reducir el artefacto por endurecimiento, se pueden crear **imágenes monoenergéticas (IVM) en estudios de arterias cerebrales** capaces de cuantificar con precisión los coeficientes de atenuación de los tejidos y materiales sujetos a estudio con el que es posible determinar una reconstrucción de la imagen con altos valores monoenergético y conseguir eliminar gran parte del artefacto metálico a nivel intracraneal.

Los estudios comparativos de reducción de artefacto en *clips* y *coils* concluyeron en una mayor evidencia en la reducción de artefacto en dispositivos de clipaje.^[14]

Otras aportaciones

Entre otras aportaciones del TC espectral en los estudios neurológicos, destaca la **mejora en la diferenciación en sustancia gris y sustancia blanca**.

3.2.2. Estudios de tórax

Estudios de tromboembolismo pulmonar

A nivel pulmonar existe una gran aportación del TC espectral en el diagnóstico del **tromboembolismo pulmonar (TEP)** debido a sus aportaciones en los **estudios de perfusión del parénquima pulmonar secundarios a una obstrucción total o parcial de las arterias pulmonares** y la localización del **trombo arterial, especialmente en ramas subsegmentarias**. Para ello, se generan imágenes de post-procesado basadas en la descomposición de materiales denominadas **mapas de yodo** ^[15] equivalentes a mapas de perfusión pulmonar, en los cuales se establece un umbral de densidades entre -960 y -600 UH, de manera que por fuera del rango establecido, se visualizarán zonas de hipoperfusión en consecuencia de un embolismo pulmonar, permitiendo evaluar la cantidad de parénquima afecto y medir la gravedad del TEP. ^[16]

El mapa de yodo se representará en una escala de colores determinada a partir de la colocación del ROI (*region of interest*) en la aurícula izquierda (no se debería colocar en la arteria pulmonar, ya que no aporta el tiempo suficiente para que el contraste recorra el parénquima pulmonar al completo y llegue a las venas). En el caso de un mapa de yodo normal, los colores del parénquima pulmonar se verán de forma homogénea. ^[15]

Esta técnica de post-procesado puede ser utilizada tanto en tromboembolismos agudos como crónicos. En el **TEP agudo**, en casos en los que haya una disminución de la perfusión, los mapas de yodo serán de gran utilidad en el estudio del TEP tanto en ramas principales como en subsegmentarias, siendo estas últimas más difíciles de identificar en el TC policromático. En el caso del **TEP crónico**, se pueden emplear mapas de yodo para identificar el grado del defecto de perfusión pulmonar según el grado de oclusión (total o parcial) del vaso y de la aparición de vasos colaterales sistémicos. La visualización de redes, bandas, membranas o defectos filiformes de llenado del vaso permiten la diferenciación del TEP. Por otro lado, los estudios de **imagen sin contraste virtual** también pueden ser utilizados a fin de detectar calcificaciones murales ^[15], aunque esta técnica puede verse limitada en vasos grandes, como por ejemplo, en la aorta, donde la concentración de contraste yodado será superior, por tanto no es posible sustraer la densidad yodo al completo. ^[7]

Otra de las ventajas de los mapas de yodo se basa en su capacidad para visualizar la mejora de la sensibilidad para la detección de émbolos de tamaño reducido localizados en la periferia, sobre todo aquellos a nivel distal ya que requieren profilaxis para no llegar a desarrollar cronicidad en el TEP ni

hipertensión pulmonar en aquellos pacientes que presenten alteraciones de la reserva cardiopulmonar, trombosis venosa profunda (TVP) y/o tromboembolismos pulmonares recurrentes debido a alteraciones de la coagulación.^[16]

Entre otras utilidades, el mapa de yodo también sirve para valorar la eficacia del tratamiento de los anticoagulantes en pacientes con antecedentes de TEP previos, en los cuales habrá una disminución del defecto de perfusión y la resolución de la repleción arterial.^[16]

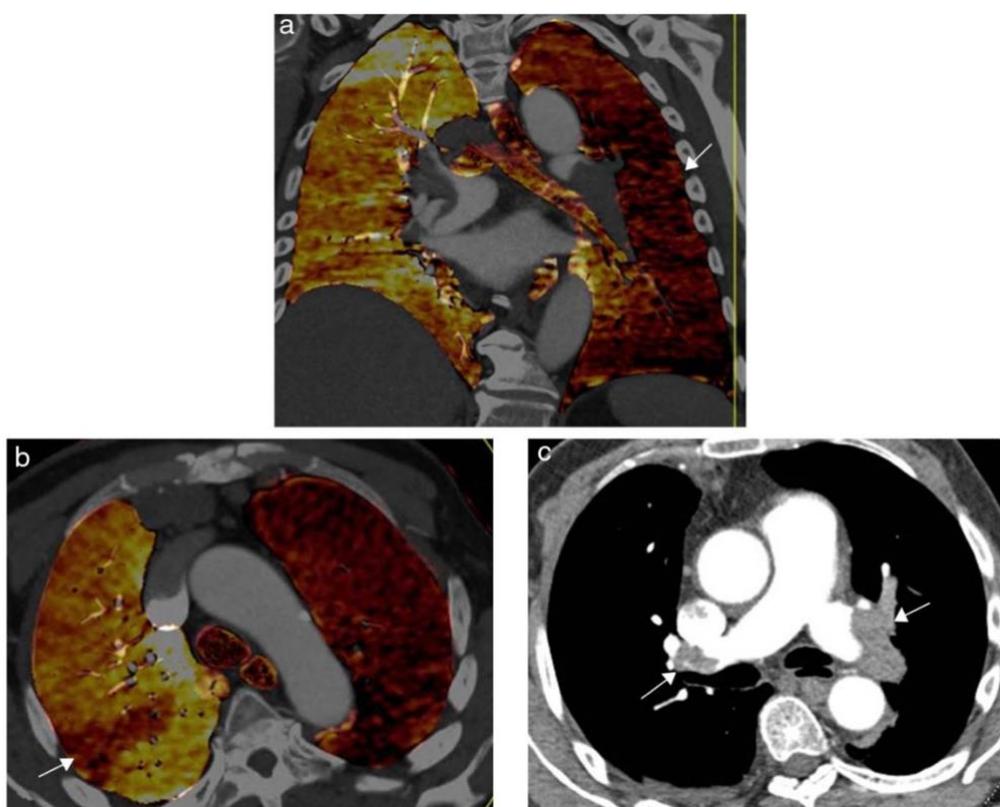


Figura 12. Estudio TEP agudo bilateral con obstrucción completa de la arteria pulmonar principal izquierda y sus ramas lobares y segmentarias, además de obstrucción parcial de la arteria pulmonar principal derecha.^[15]

a) Reconstrucción coronal del mapa de yodo con hipoperfusión completa del pulmón izquierdo.

b) Reconstrucción axial del mapa de yodo con pequeño defecto de perfusión de morfología triangular y base periférica en el pulmón derecho.

c) Angio-TC: imagen axial con defectos de repleción en ambas arterias pulmonares principales y arterias lobares izquierdas en relación a trombo mural.

- **Endurecimiento del haz de radiación** a nivel de los ápices pulmonares debido a la concentración de contraste a nivel de la vena cava superior o la vena braquiocefálica izquierda.
- **Artefactos de movimiento cardiopulmonar** (se visualiza una línea blanca en el mapa de yodo).
- **Artefactos metálicos** que pueden reflejarse en la imagen como ausencias de color o defectos de perfusión.
- **Artefactos de ruido en pacientes obesos** que se visualizan como zonas de menor o ausencia de perfusión.
- **Artefactos por fallos en la técnica de inyección del contraste yodado.**

También existen otros tipos de **pseudodefectos de perfusión y/o enfermedades** que se sitúan por fuera del rango comprendido en el mapa de yodo, como es el caso de los **pacientes con enfisema pulmonar** que debido a la destrucción pulmonar de la zona enfisematosa tiene lugar una disminución del flujo pulmonar y del volumen capilar reflejando la ausencia de color en el mapa de yodo, en **presencia de atelectasias**, en **neoplasias del parénquima pulmonar**, las cuales presentan Unidades Hounsfield propias de tejidos blandos, por lo que no se mapean en la imagen, es decir, se muestran incoloras, lo cual puede llevar a confusión y conlleva realizar un diagnóstico diferencial con los infartos pulmonares. Por esta razón, en estos casos es importante comparar el mapa de yodo con imágenes en ventana pulmón, en **enfermedades pulmonares intersticiales (EPID) fibrosantes** que presentan ausencia de color en zonas fibrosadas de forma irregular y de similar distribución a la enfermedad basal, y por último, si vemos en la imagen de TC **patrón de vidrio deslustrado**, será de interés conocer su etiología ya que no permite una visualización adecuada de los vasos debido a su representación de colores en la escala de grises. ^[15, 16]

Nódulos pulmonares

Entre otras aplicaciones de los mapas de yodo, destacan los estudios de nódulos pulmonares que permiten medir las concentraciones de yodo y utilizarlas como **biomarcador neoplásico** para aquellos casos en los que se exprese el gen VEGF e incluso se permita diferenciar el grado de diferenciación del adenocarcinoma de pulmón. ^[7]

Estudios de imagen cardíaca:

La imagen cardíaca proporcionada por el TC espectral puede resultar de gran utilidad en estudios de imagen cardíaca, sobre todo a la hora de reducir el artefacto y mejorar los defectos de perfusión del miocardio.

El modo espectral se puede aplicar como medida de reducción del artefacto generado por endurecimiento del haz de radiación a partir de **stents y calcificaciones** ya que en ocasiones pueden confundir con estenosis intraluminal de los vasos.^[17, 18]

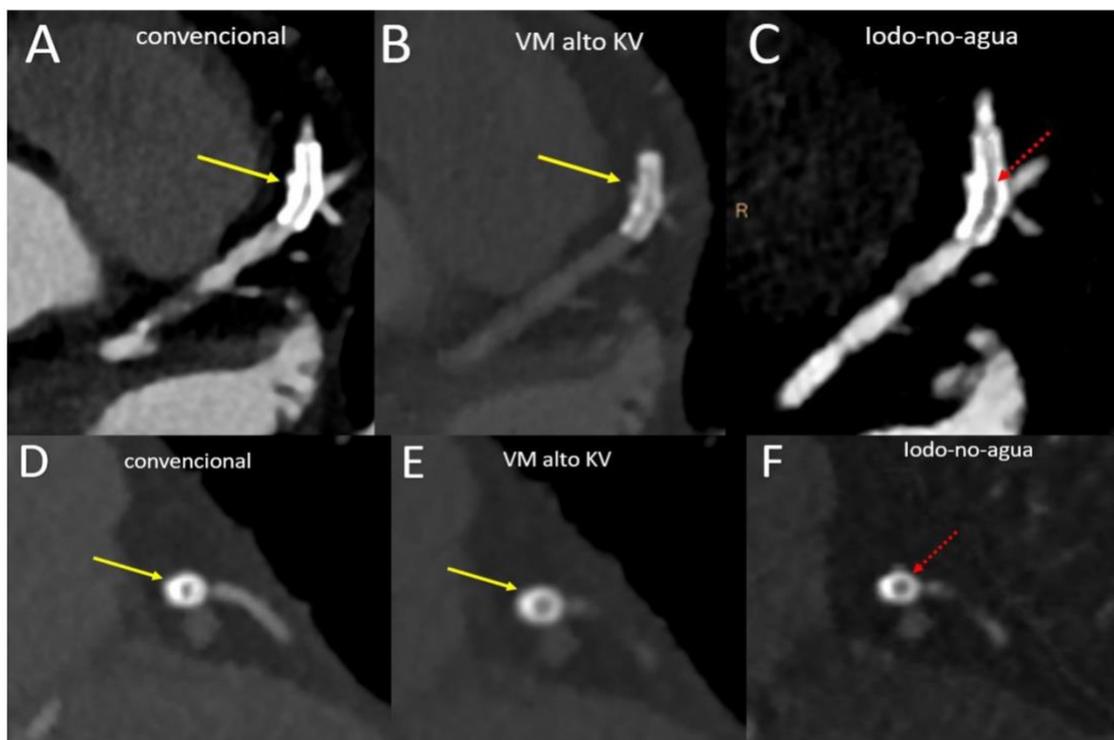


Figura 13. Estudio de valoración de estenosis luminal por stent.^[18]

También permite valorar la **perfusión miocárdica** con tal de determinar la hemodinámica de las estenosis de las arterias coronarias a partir del cálculo de la concentración de contraste yodado a nivel del miocardio mediante la realización de un mapa de yodo.^[16] Según el protocolo de estudio, normalmente, se requieren estudios en reposo, reposo-estrés y estrés-reposo.^[18] Los **estudios cardíacos de estrés** se inducen farmacológicamente mediante adenosina y permiten la detección de defectos de perfusión miocárdicos reversibles y no reversibles gracias a su alta sensibilidad en la detección de la lesión coronaria con estenosis.^[7] A su vez, el modo espectral permite el uso de técnicas de valoración de la perfusión como es el **Z-efectivo (Z_{eff})**, en la que el número atómico (Z) del tejido o material estudiado se halla representado por distintos valores de vóxeles en un rango de valores determinado según el tejido estudiado, la técnica **Yodo-Agua**, capaz de suprimir el agua de la imagen, los **mapas de yodo** e imágenes de **fusión**.^[18]

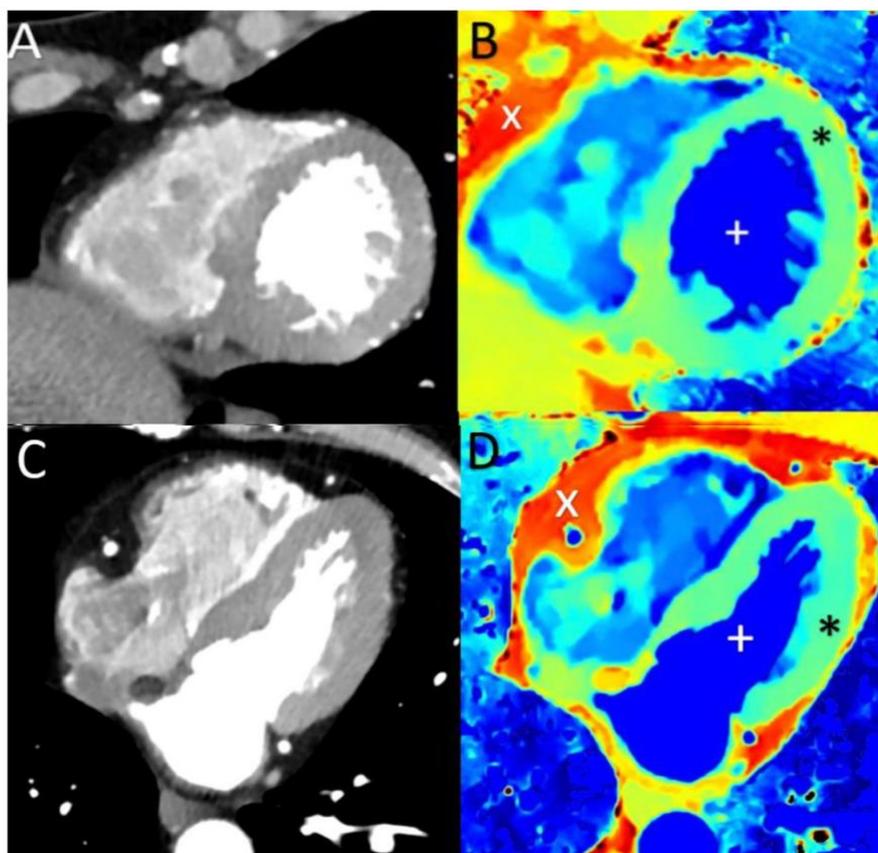


Figura 14. Estudio de perfusión cardíaca mediante técnica Z_{eff} .^[18]
 Imágenes A y B: eje corto, C y D: eje largo. X: grasa epicárdica,
 +: cavidades cardíacas, *: miocardio

3.2.3. Estudios abomino-pélvicos

Estudios hepáticos

- Diferenciación de abscesos y metástasis intrahepáticas

Existe cierta similitud en la imagen TC entre los abscesos y las metástasis del hígado. Esto se debe a que los **abscesos** se componen de microorganismos y en caso de ser patológicos, el parénquima hepático puede llegar a necrosarse y presentar licuefacción, e incluso cavitarse formando pus. Las **metástasis hepáticas** se presentan como zonas hipodensas capaces de necrosarse a nivel central o formar lesiones quísticas, cosa que dificultaría su diagnóstico en el TC policromático convencional. ^[19]

Las técnicas de **descomposición del yodo** en la imagen permiten la diferenciación de las paredes de los abscesos y de las metástasis del hígado (sin identificar su tipo), mediante la cuantificación de contraste yodado. También se puede estudiar el valor **Z efectivo** ya que se verá incrementado en el caso de metástasis. ^[19]

- Otras utilidades:

El modo espectral también permite una mejor **detección de isquemia mesentérica, diferenciación de quistes hemorrágicos y cuantificación de la esteatosis hepática y valoración de sobrecarga férrica** para el diagnóstico de hemocromatosis y hemosiderosis. ^[7]

Estudios urológicos:

Las técnicas de descomposición de materiales que ofrece el modo espectral permiten clasificar el tipo de **litiasis renales** discriminando mediante un mapa de colores entre litiasis de ácido úrico y componentes no úricos como cistina, hidroxapatita (HAP), oxalato calcio, materiales de origen fosfatásico como la brushita y la estruvita. ^[6]

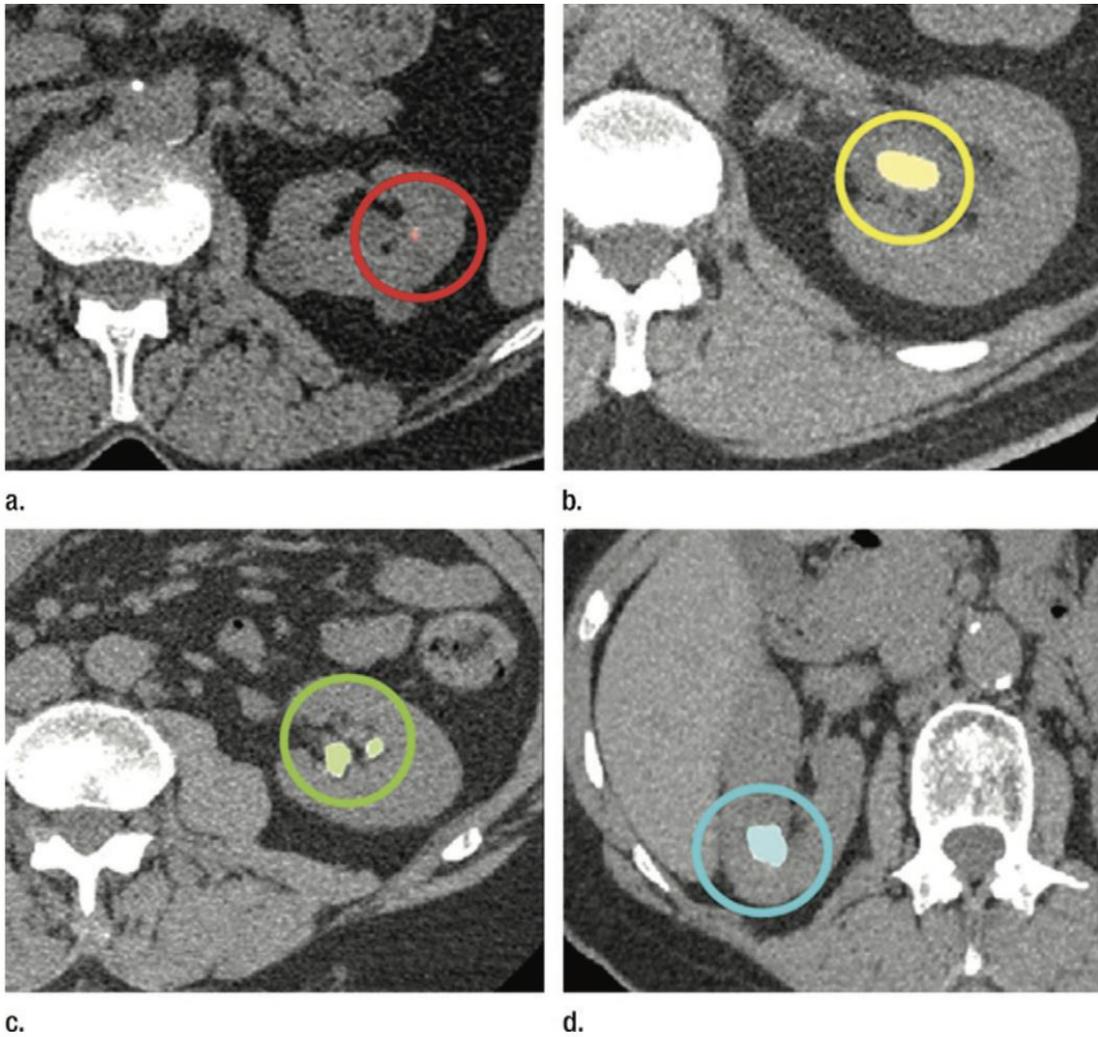


Figura 15. Estudio urológico mediante técnica de separación espectral.^[6]
 a. Litiasis de ácido úrico
 b. Litiasis de cistina
 c. Litiasis de oxalato cálcico
 d. Litiasis de apatita.

Otras utilidades:

Entre otras utilidades, también es posible aplicar el modo espectral para visualización de fugas o evaluación del lumen vascular.

Reducción de dosis de exposición

Es importante destacar que los estudios mediante TC espectral permiten reducir la radiación expuesta a cada paciente a partir de **métodos de reducción de la radiación** basados en la suspensión de fases mediante adquisición de imágenes virtuales de mayor calidad, emplear técnicas avanzadas de reconstrucción de la imagen, limitar la radiación dispersa estableciendo previamente un campo de visión determinado, combinar de forma dinámica las fases de contraste y reducir la radiación de exposición individualizando los estudios según el peso corporal del paciente. [20]

3.2.4 Estudios de músculoesquelético

Estudios de gota.

La **gota** es una enfermedad inflamatoria compuesta por un depósito de cristales de urato monosódico capaz de ser confundida a nivel clínico por **pseudogota**, compuestos por cristales de pirofosfato cálcico, o incluso artritis séptica, artritis reumatoide, artrosis o tumores. [21]

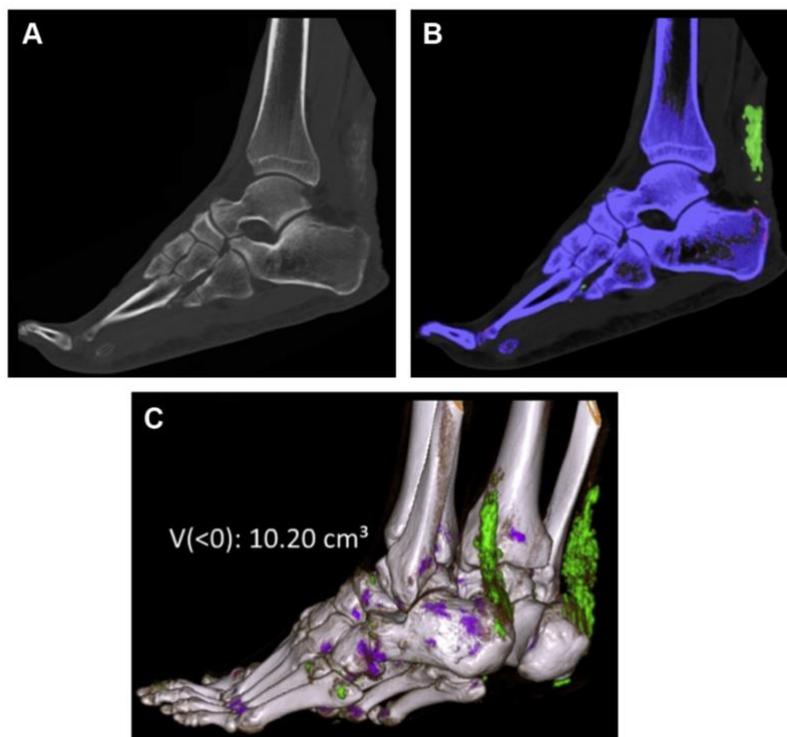


Figura 16. Estudio de gota. En color verde se identifica el contenido de urato monosódico. [21]

La principal ventaja del modo espectral es que presenta una elevada sensibilidad para el diagnóstico de gota, incluso en zonas de difícil acceso como puede ser en médula espinal o articulaciones con cantidad reducida de líquido sinovial sin necesidad de realizar una aspiración con aguja ya que es posible diferenciar el ácido úrico (**gota**) del calcio (**pseudogota**) mediante técnicas de descomposición de materiales. [6,21]

También presenta gran ventaja en el diagnóstico radiológico de proliferación y erosión periarticular en la artritis psoriásica. [21]

Edema óseo

El edema óseo es una extravasación de líquido que puede aparecer tras un traumatismo, infecciones, tumores o necrosis avasculares. Hasta el momento, la resonancia magnética (RM) se considera el *gold standard* para el diagnóstico por imagen del edema óseo, utilizando la ponderación de la imagen en T1 para la visualización de baja señal en el edema óseo, y la técnica de supresión grasa en T2 en la cual el edema óseo presentará un aumento de señal.

A día de hoy, existen estudios que demuestran que una correcta técnica de separación espectral (descomposición del material óseo, calcio y/o hidroxapatita) presenta una alta sensibilidad para descartar fracturas vertebrales y detectar edema óseo en estudios de columna vertebral, pudiendo incluso llegar a sustituir estudios de RM. [21, 22]

Reducción de artefacto metálico

El endurecimiento del haz tiene lugar por mayor absorción de fotones de baja energía a comparación de lo de alta, dando lugar a radiación dispersa de un espectro de alta energía. Por ello se originan artefactos por endurecimiento del haz que son reducidos mediante las técnicas espectrales que permiten una imagen virtual monocromática, facilitando así la visualización de prótesis, periostio y tejidos blandos. [21]

Visualización de tendones, ligamentos y articulaciones

La RM se considera la prueba de imagen por excelencia para la valoración de tendones y ligamentos. Aunque se tiene que tener en cuenta que el TC espectral también aporta grandes utilidades en el campo quirúrgico mediante la artrografía, o su capacidad de realce del colágeno. [21]

Oncología

El TC espectral presenta grandes ventajas en la valoración de metástasis óseas a nivel de médula espinal. Gracias a sus métodos de descomposición material, es posible la distinción entre el contenido acuoso de los nódulos de Schmorl de una metástasis ósea mediante **técnicas de descomposición material** con supresión de agua (Calcio/Agua o HAP/Agua).

También es posible valorar si se trata de una metástasis de origen osteoblástico o de enostosis (tumores benignos) a través de técnicas de supresión de componente óseo (calcio o hidroxapatita).

Los **mapas de yodo o las imágenes sin contraste virtual** también pueden ser utilizadas para establecer el estadio de cáncer del paciente según el realce de las lesiones malignas del tejido blando en lesiones líticas.^[21]

3.2.5. Aplicación al ámbito pediátrico

El TC de doble energía presenta un uso seguro en el ámbito pediátrico e incluso el modo espectral permite **reducir la dosis de exposición** a comparación del uso policromático.^[23]

Las técnicas de post-procesado disponibles son las mismas, pero cabe destacar la especial utilidad de la técnica de **descomposición del material** (Agua-Yodo, Yodo-Agua) a la hora de aportar información sobre la vascularización de las lesiones, la estadificación tumoral o incluso valorar la respuesta a tratamiento, y la técnica de **imágenes monoenergéticas virtuales** en la que se reconstruye una imagen estableciendo un nivel de energía hipotético y alterando los diferentes coeficientes de atenuación. La imagen virtual monoenergética compuesta por el espectro de baja energía permite una mejora del contraste yodado favorecedora en los niños pequeños debido a su baja grasa corporal, y una mejora del contraste y reducción del ruido en la imagen. En cambio, en las imágenes con alta monoenergía, están menos contrastadas, pero presentan menor artefacto producido por el endurecimiento del haz.^[23,24]

En general, sus aplicaciones clínicas son similares a las del adulto, aunque cabe destacar ciertas aplicaciones particulares de la pediatría:

En la **imagen vascular**, existen principales indicaciones mediante angio-TC, sobre todo en patología congénita y vascular, en las que el modo espectral puede aplicar la suspensión del material óseo (hidroxapatita), dejando visible el contraste yodado (modo Yodo/HAP).^[24]

En la **imagen torácica**, es posible la evaluación de perfusión a nivel de vasos pulmonares y del parénquima en una misma adquisición de la imagen aplicando los mapas de yodo, sin necesidad de doble irradiación. Por otra parte, en niños también puede ser importante descartar masas mediastínicas como linfomas, teratomas, neuroblastomas o quistes. Para ello, se pueden utilizar técnicas específicas de imagen de yodo, en las cuales si se presentan imágenes mediastínicas de alta atenuación, muy probablemente se tratará de una lesión maligna.^[24]

En la **imagen abdominal**, ocurre lo mismo con las masas abdominales ya que si muestran alto contenido de yodo, serán de origen maligno, por el contrario, si no capta yodo, se trata de un quiste simple y en caso de imágenes hiperatenuantes sin captación de yodo, se orientará el diagnóstico a mas quística con contenido proteico o hemorragia. A nivel intestinal en pediatría existen enfermedades por isquemia intestinal donde será de gran utilidad la evaluación de la perfusión. Por otra parte, para el descarte de apendicitis, se puede recurrir a la imagen virtual monoenergética de bajo keV e imágenes con superposición de yodo para detectar la hiperemia e identificar si se encuentra en una fase precoz o tardía, en la cual no observaríamos captación de yodo debido a la gangrena. El resto de utilidades, tanto a nivel renal como oncológico es similar a la del adulto.^[24]

3.2.6. Aplicación al ámbito de cirugía plástica

En el caso de sospecha de rotura de **implantes de mama** de material silicona, esta se puede difundir alrededor del tejido blando de la mama y/o ganglios linfáticos dando lugar a mastitis y otras respuestas de origen inmunológico. En el TC policromático el número TC del tejido mamario y la silicona es similar, por lo que se ve dificultada su caracterización. En cambio, mediante la técnica espectral, es posible diferenciar el escape de silicona del tejido fibroglandular de la mama. Para ello se realizan **mapas de silicona** en los que se define previamente un código de colores, de manera que debido al efecto fotoeléctrico se teñirán las zonas hiperdensas o de alto número Z como la silicona, cartílagos y costillas, diferenciándose a su vez del tejido blando de la mama y valorando las áreas de rotura intra- y extracapsular y/o la posible infiltración de la silicona en los nódulos linfáticos.^[6,7]

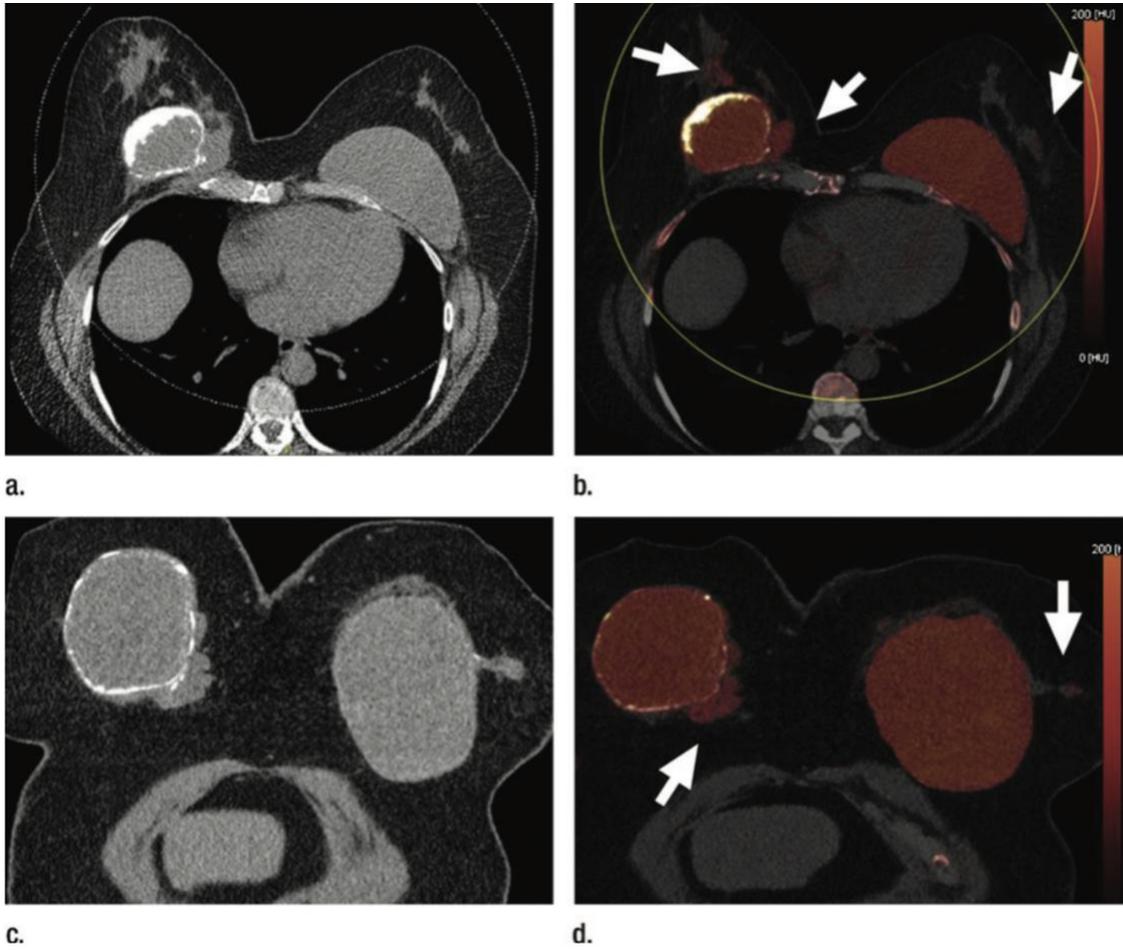


Figura 17. Valoración de implantes mamarios de silicona. [6]

4. Resultados

El el Servicio de Radiología de Urgencias del Hospital Universitario Son Espases (HUSE) dispone desde marzo del 2023 un **TC espectral de única fuente de radiación capaz de alternar rápidamente el potencial del tubo de rayos X con un gantry de 8 cm de cobertura longitudinal de rotación con 128 detectores** de la firma General Electric Healthcare y aún está prevista la instalación de otro dispositivo TC espectral de única fuente de radiación capaz de alternar rápidamente el potencial del tubo de rayos X con 16 cm de cobertura longitudinal de rotación con 256 detectores de GE Healthcare.



Figura 18. TC espectral de única fuente de radiación con alterne rápido de keV con cobertura longitudinal de 8cm del HUSE.

4.1 Casos prácticos en HUSE

4.1.1 Aplicaciones en oncología:

En la oncología, los estudios en modalidad espectral son de principal indicación en casos en los que exista contraindicación para RM o en casos en los que busquemos diferenciar metástasis vertebrales agudas o crónicas.

Caso clínico 1: Neoplasia de mama metastásica.

Paciente mujer de 66 años con neoplasia de mama a la que se le realizó un estudio previo de PET-TC donde se observó lesiones osteolíticas hipermetabólicas en vértebras torácicas.

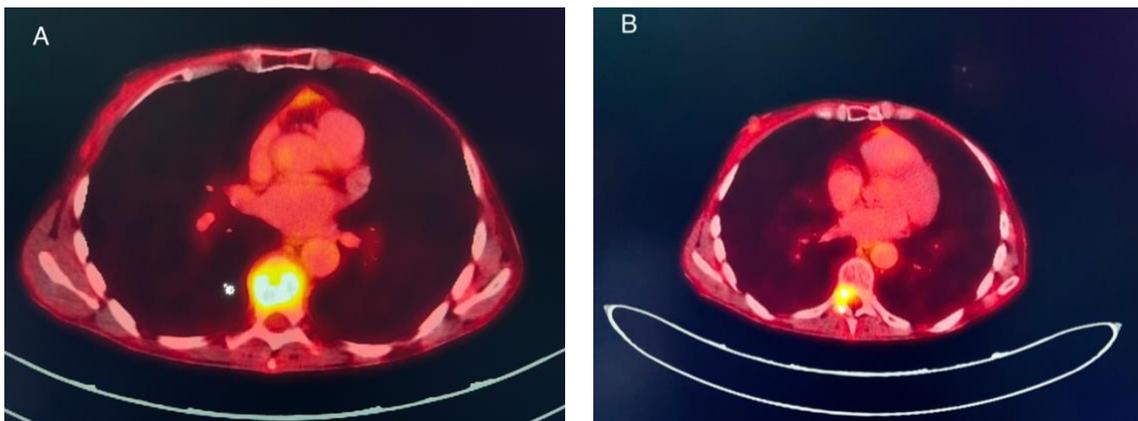


Figura 19. Estudio de metástasis mediante PET-TC. A: PET-TC muestra lesión hipermetabólica osteolítica a nivel del cuerpo vertebral de T8. **B:** PET-TC muestra lesión hipermetabólica osteolítica a nivel del pedículo de T9.

Se decidió realizar un **estudio de columna vertebral mediante técnica espectral** y se realizaron reconstrucciones sagitales y coronales en partes blandas, serie ósea y alta resolución. Se protocoló un estudio de densidades de materiales **Agua-Hidroxiapatita, y Hidroxiapatita-Agua y Calcio-Agua** para la valoración de edema y lesiones osteolíticas.

El TC en modo espectral mostró la presencia de **aplastamiento vertebral del cuerpo de T8 con retropulsión posterior** que se extiende hacia el canal espinal, cierta **pérdida de densidad ósea** de la mitad superior del cuerpo vertebral que se extiende hacia los pedículos y una **imagen nodular intravertebral a nivel de T10** sin afectación cortical en relación a probable metástasis.

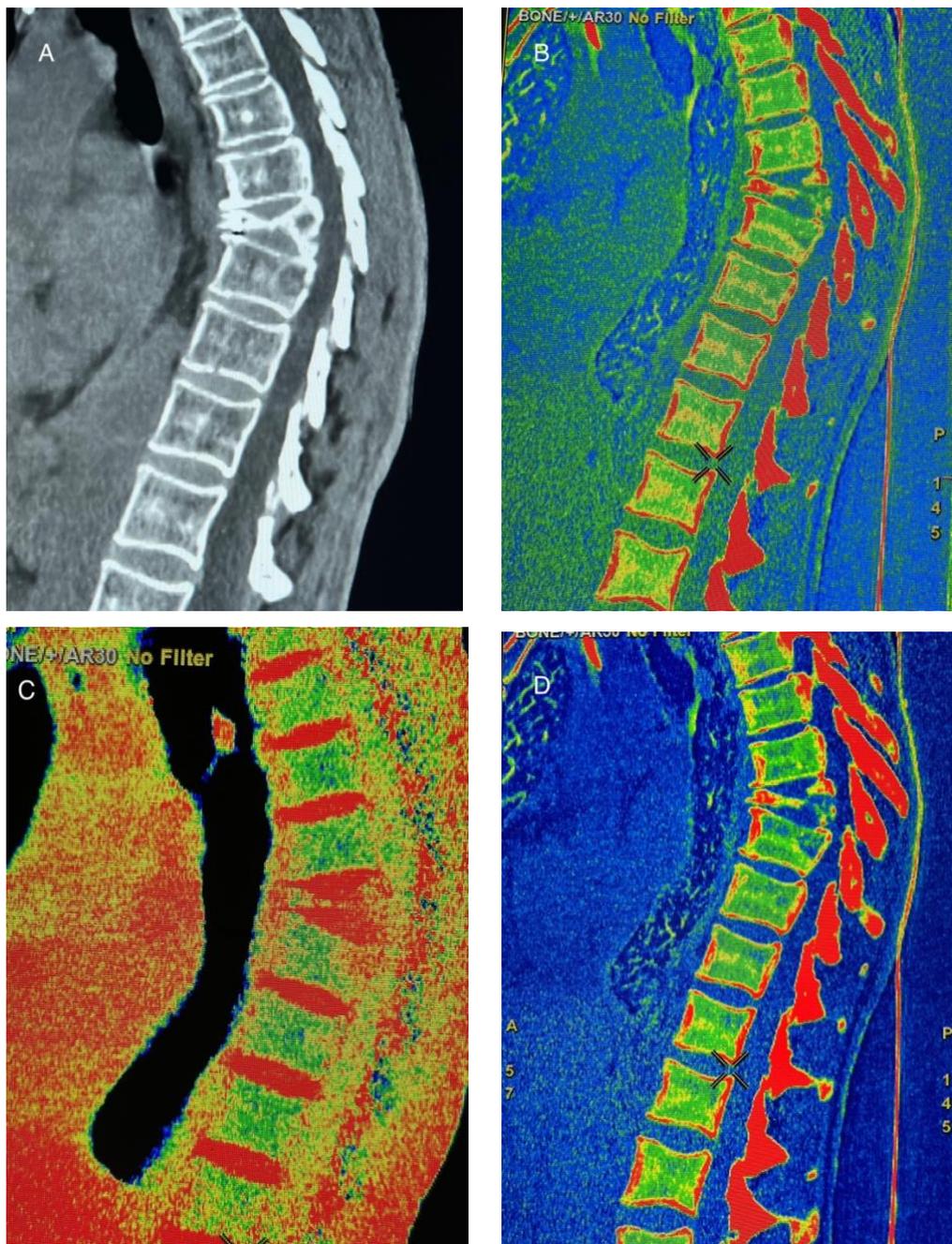


Figura 20. Estudio de columna vertebral mediante TC espectral. A. TC espectral en escala de grises. B. Mapa Calcio-Agua. C. Mapa HAP-Agua. Se observa pérdida de la señal ósea a nivel de T8 y a nivel del margen superior de T9 y una imagen nodular en T10 que se podría corresponder con pérdida de la masa ósea. D. Mapa Agua-HAP. Se observa incremento de señal agua a nivel del margen supero-posterior de T9 y a nivel del aplastamiento. También se identifica un ligero incremento de la señal a nivel del cuerpo vertebral de T10.

En este caso el TC espectral comparado con un TC multicorona nos ha permitido determinar de una forma más precisa el grado de osteolisis y la presencia de edema óseo asociado a la lesión metastásica, lo cual no podríamos determinar mediante un TC multicorte convencional.

Caso clínico 2: Neoplasia de cabeza y cuello

Paciente varón de 52 años con odinofagia progresiva y hemoptisis al que se le practica una fibroscopia y se identifica un tumor de supraglotis por lo que se le realiza TC cervico-torácico mediante técnica espectral con protocolo específico de cuello y reconstrucción multiplanar.

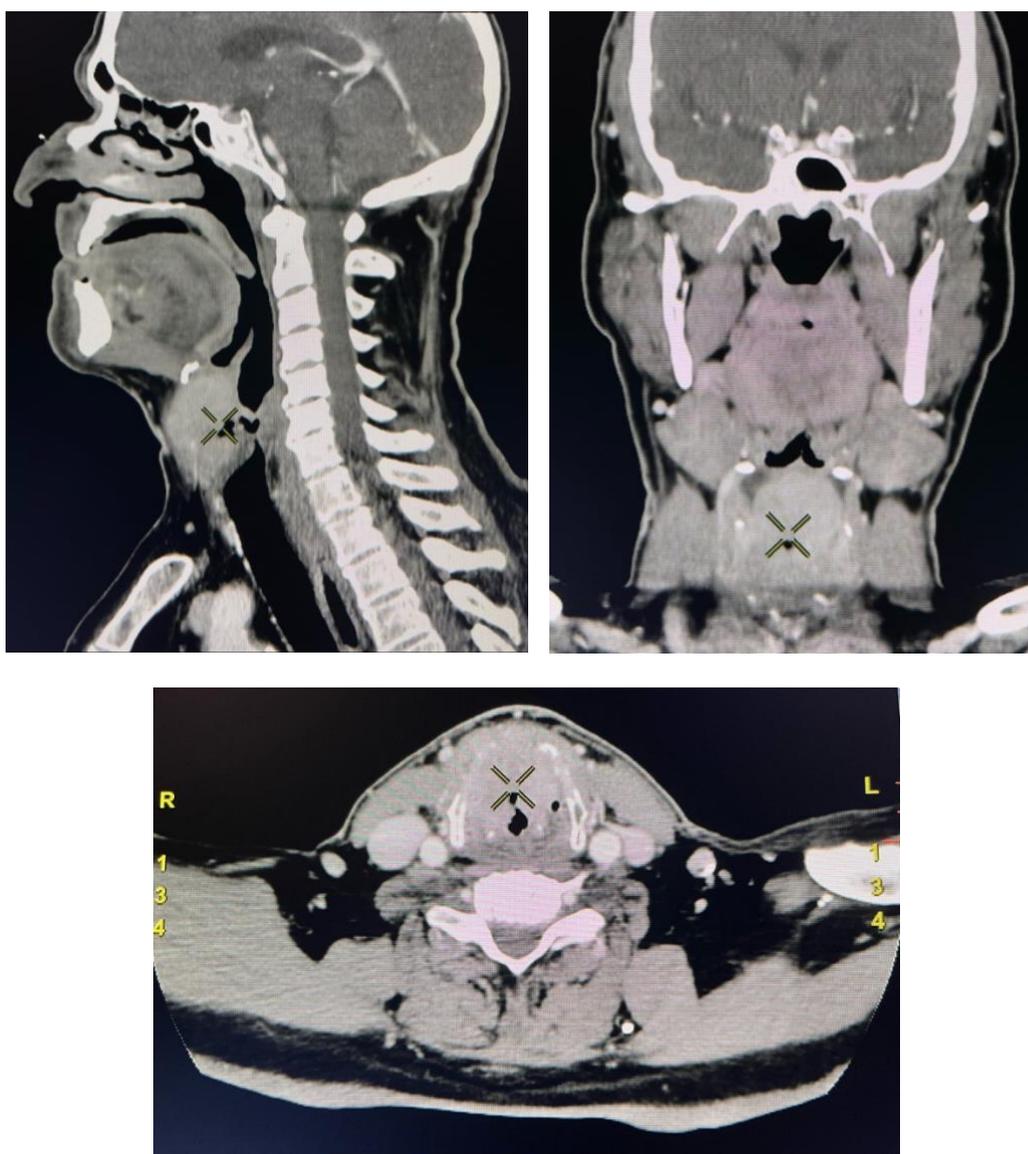


Figura 21. TC cervico-torácico en planos sagital, coronal y axial. Lesión supraglótica.

En el estudio realizado se observan los siguientes hallazgos:

Se realizan mapas de Yodo-Agua y Agua-Yodo, así como análisis espectral del patrón de realce y cuantificación de yodo.

Se observa la presencia de una extensa lesión localizada a nivel de toda la supraglotis, aunque de predominio derecho afectando las siguientes estructuras:

- La lesión se extiende cranealmente hacia la región retrohioidea llegando al límite de la fascia tiro-hioidea y hasta la base de la vallécula a nivel de la línea media.
- Infiltra el cartílago tiroides sobrepasando la línea media y la musculatura pre-laríngea así como la fascia superficial y grasa subcutánea a nivel de la línea media.
- Presencia de borramiento de toda la grasa periglótica que oblitera los ventrículos y llega al límite de la glotis.
- El cartílago cricoides se mantiene respetado.

Hay hiperplasia de las partes blandas a nivel del surco glosso-epiglótico. No se observa la presencia de realces a nivel del espacio submucoso ni de orofaringe ni de nasofaringe.

Se identifican algunas adenopatías a nivel del espacio carotídeo izquierdo, así como en los espacios submandibulares.

Se realiza análisis espectral de la lesión mediante **mapas de Yodo-Agua y Agua-Yodo**, identificándose la presencia de marcado contenido de yodo a nivel de la lesión sobretodo en el margen superoanterior valorado en el plano sagital proporcional al grado de realce.

Se realiza cuantificación de yodo mediante curva de UH obtenida mediante tres diferentes ROI a nivel del mapa de yodo cogiendo como referencia el área de menor realce obteniéndose valores de realce máximo a nivel de la lesión de 34 microgr/cm³.

A nivel de mediastino se observan algunas adenopatías menores de 8 mm sin necrosis quística en ambos espacios submandibulares y espacio carotídeo, sobre todo izquierdo. No se observan nódulos pulmonares de tamaño significativo.

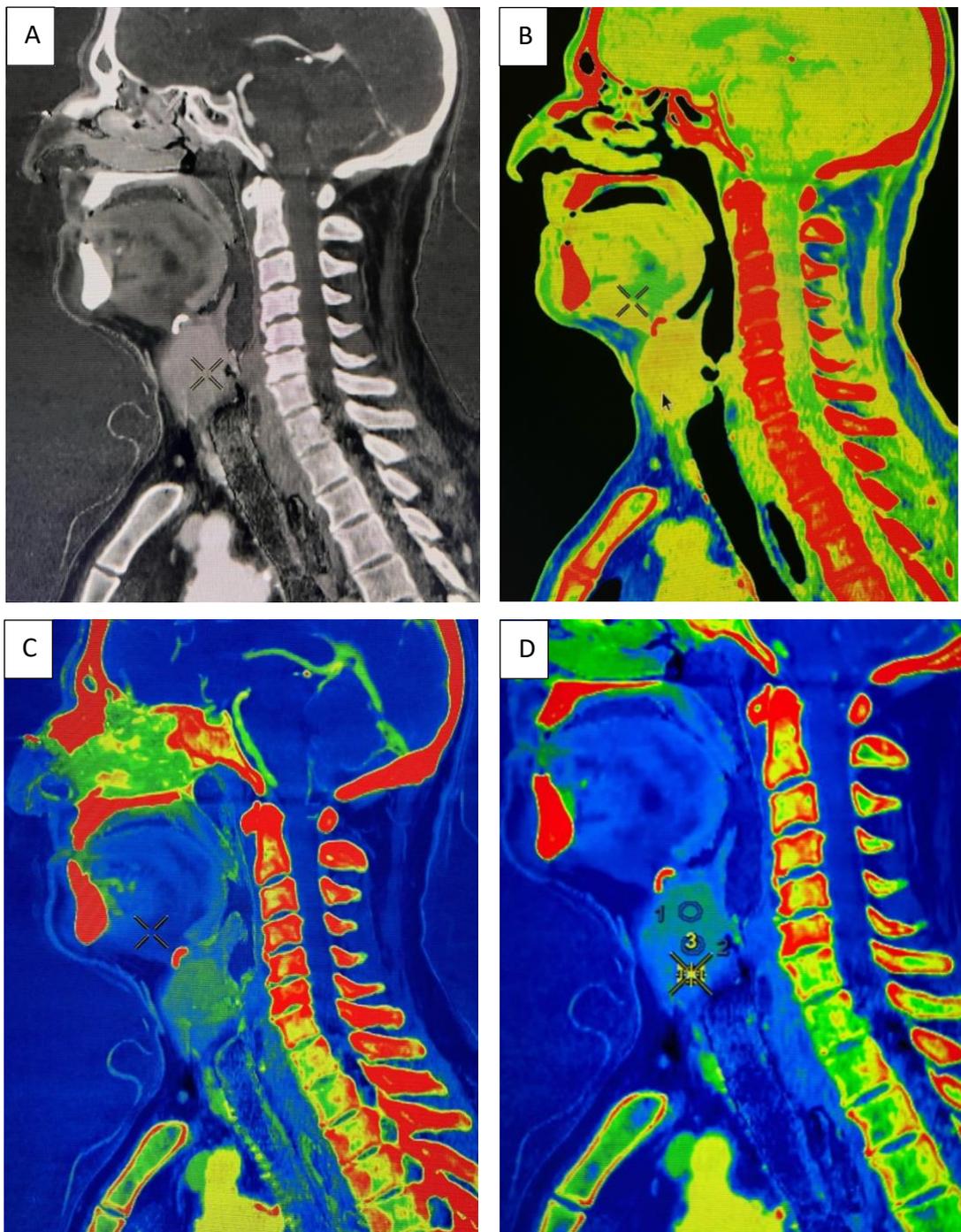


Figura 22. TC espectral cervicotorácico con técnicas de descomposición de materiales. A. Imagen Yodo-Agua en escala de grises. B. Mapa Agua-Yodo. C. Mapa Yodo-Agua. D. Mapa Yodo-Agua con cuantificación de yodo mediante ROI.

Como conclusión de este caso, el TC espectral nos ha permitido realizar una detallada descripción de la lesión en relación con las diferentes estructuras anatómicas adyacentes.

Se han realizado mapas de yodo con cuantificación del mismo mediante diferentes ROIs. Esto nos permite determinar las zonas más activas del tumor a fin de optimizar la biopsia evitando las áreas necrosis.

4.1.2 Aplicaciones en músculo-esquelético:

Caso clínico 3: Espondilodiscitis cervical bacteriana con edema óseo

Paciente varón de 48 años, VIH+ que tras bacteriemia presenta intenso dolor cervical y rigidez de nuca tras lo cual se realiza RM craneo-cervical, observándose hallazgos compatibles con absceso prevertebral y espondilodiscitis cervical. Se decide realizar tratamiento mediante antibioterapia con importante mejoría clínica. Se solicita **TC espectral cervicotorácico** de seguimiento a la semana del tratamiento. Se correlacionan y se validan los hallazgos del TC espectral mediante **RM cervical**.

TC cervical

La **serie cervical ósea** muestra la presencia de una severa esclerosis ósea que afecta a los cuerpos vertebrales de C3, sobre todo el cuerpo de C4,C5 y C6 con presencia de severa uncoartrosis y sindesmofitosis anterior. Se observa fusión parcial ósea a nivel de los hemicuerpos de C4-C5 y erosiones subcondrales intervertebrales a nivel de espacios intervertebrales.

En la **serie con contraste en partes blandas** se observa la persistencia de engrosamiento de las partes blandas a nivel del espacio prevertebral sin que se observen colecciones bien definidas.

En la **serie axial** se observa la presencia de un realce epidural a nivel del canal espinal cervical.

Se identifican adenopatías en diferentes espacios cervicales, algunas con hilio graso y de tamaño no significativo.

Se realizan mapas paramétricos de densidad de materiales para valoración de:

- **Mapas de yodo** (Yodo-Agua y Agua-Yodo) según patrón de realce mediante técnicas, donde se observa la presencia de yodo a nivel del espacio epidural y en menor grado a nivel del espacio prevertebral. No se puede valorar el mapa de yodo a nivel de los diferentes cuerpos vertebrales por la presencia de la marcada esclerosis ósea.
- **Mapas de agua** (Agua-Hidroxiapatita e Hidroxiapatita-Agua) para valoración de edema óseo y se identifica un incremento del contenido acuoso a nivel del margen anterior de C4-C5 y C6-C7 y a nivel del espacio prevertebral. No se observa presencia de agua a nivel de las áreas de máxima esclerosis ósea.

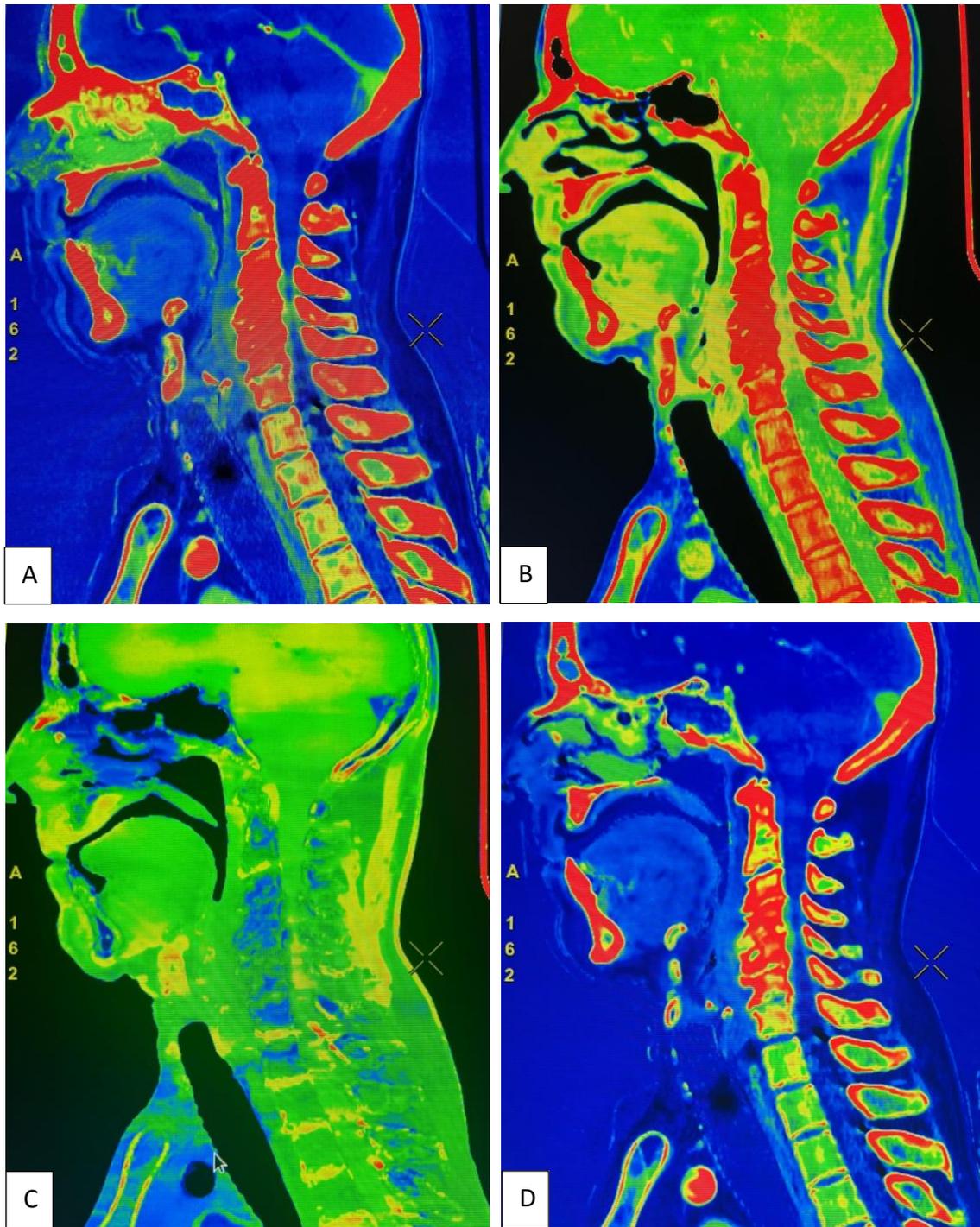


Figura 25. TC espectral cervicotorácico con descomposición de materiales.

A. Mapa Yodo-Agua.
C. Mapa Agua-HAP.

B. Mapa Agua-Yodo.
D. Mapa HAP-Agua.

TC torácico:

A nivel Torácico no se observan aumentos de densidad a nivel de la grasa mediastínica.

Se observan algunas adenopatías de tamaño no significativo, discreto aumento de densidad a nivel del seno costofrénico posterior con presencia de algunos tractos lineales y mínimo engrosamiento pleural y focal nodular a nivel de la cisura mayor derecha. No se observa nódulos ni masas de tamaño significativo.

RM columna cervical:

Se compara con estudio de RM y se observa:

- Disminución de la tumefacción de las partes blandas prevertebrales con resolución de la colección descrita a nivel prevertebral.
- En técnica de supresión grasa (secuencia STIR) se observa la presencia de un extenso edema óseo que afecta los cuerpos vertebrales de C4 a C7 con cierta hiperseñal a nivel de espacios intervertebrales.
- Hiperseñal a nivel de la médula vertebral en relación a cierto grado de edema sugestivo de mielopatía.

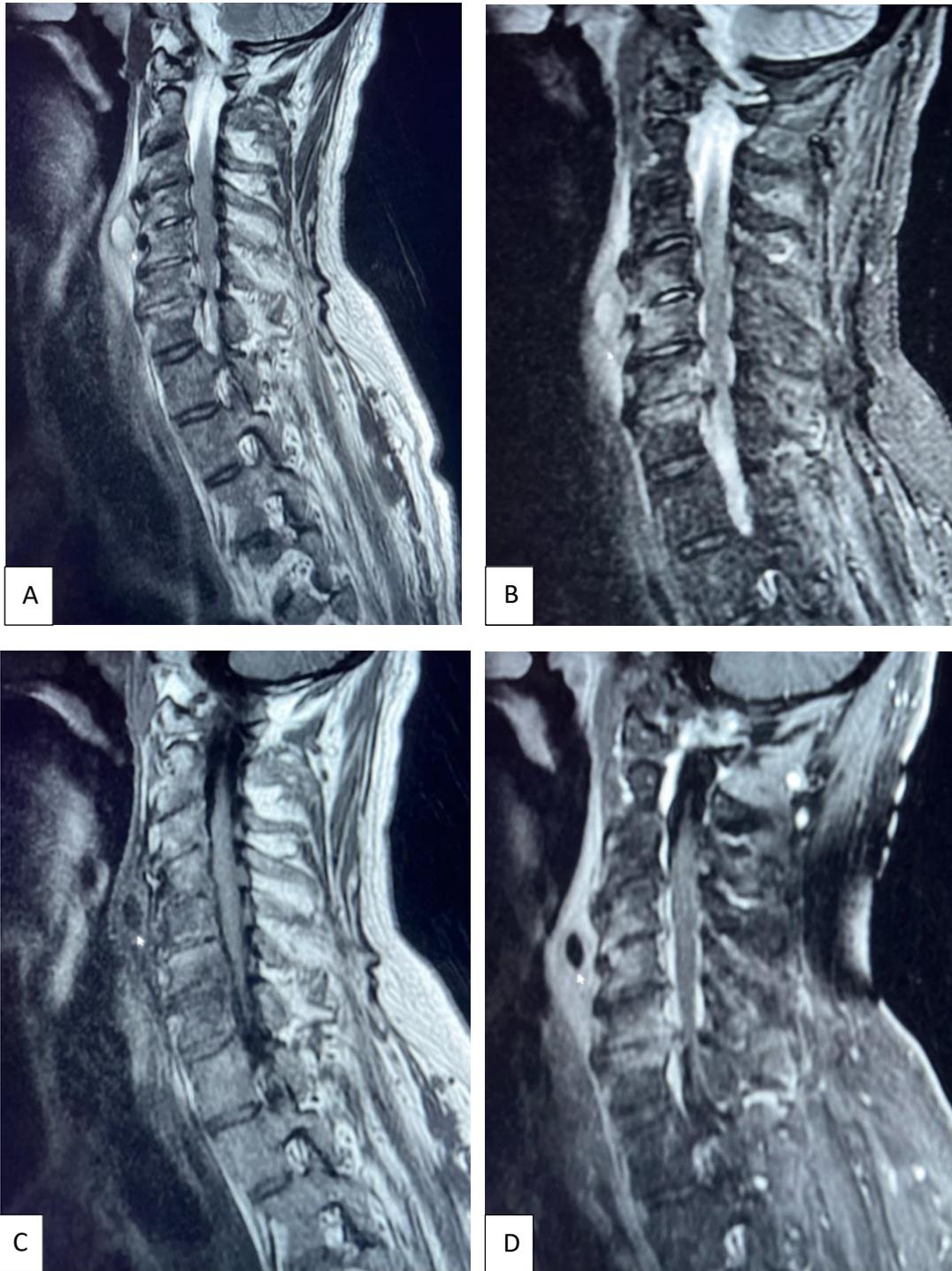


Figura 26. RM cervical para estudio comparativo de edema óseo.
A. Secuencia T2 B. Secuencia T2 con supresión grasa (T2 STIR).
C. Secuencia T1 D. Secuencia T1 con contraste gadolinio.

En este caso se ha observado una importante disminución del absceso prevertebral. En los mapas de yodo realizados se observa una importante disminución del realce de yodo a nivel de las partes blandas prevertebrales con persistencia del edema óseo vertebral a nivel de los diferentes cuerpos vertebrales en los **mapas de Agua-Hidroxiapatita**.

Dichos hallazgos se correlacionan perfectamente con los hallados en la RM cervical, con lo cual en bastantes casos se podrá sustituir el estudio de seguimiento de RM mediante un TC espectral.

4.1.3 Aplicaciones en neurología:

Caso clínico 4: Código ICTUS

Paciente varón de 58 años que presenta una clínica de afasia y hemiparesia derecha. Se activa código ICTUS y se remite al Servicio de Urgencias de HUSE.

Al llegar a HUSE, se activa **protocolo código ICTUS** y se realiza TC craneal simple, Angio-TC y estudios de perfusión mediante TC espectral realizándose además técnica de angiografía multifase (protocolo *fast stroke*).

Angio-TC cerebral:

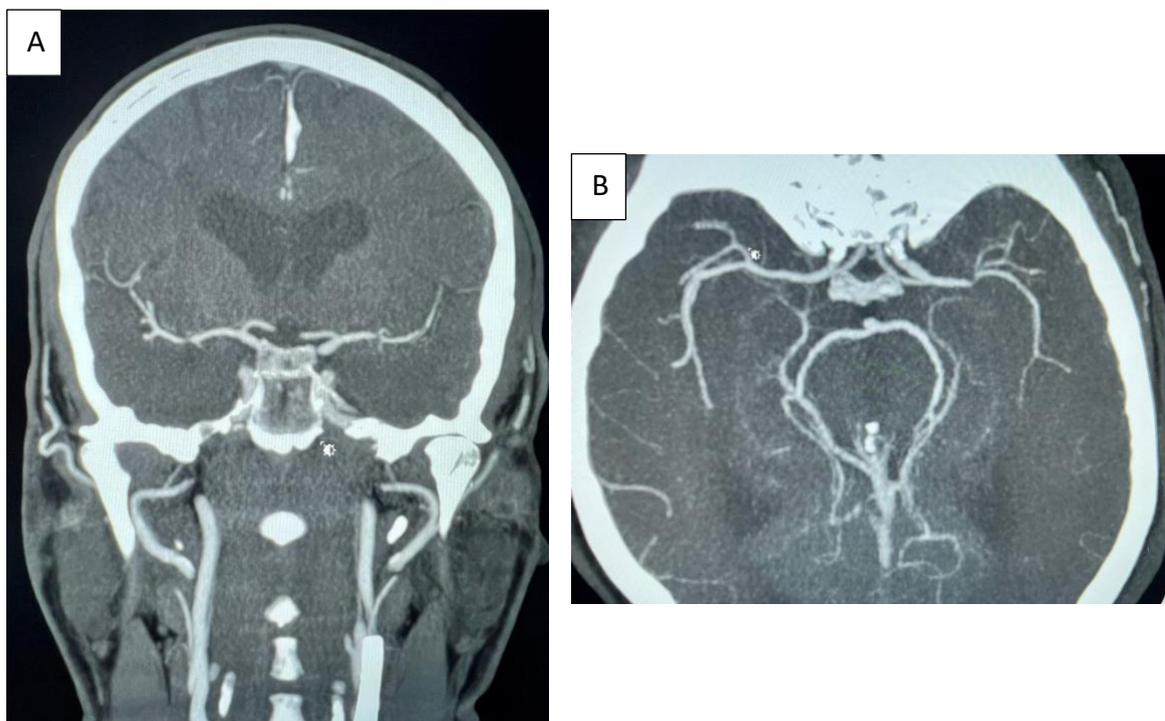


Figura 27. Angio-TC craneal. Se observa obstrucción de ramas insulares de la arteria cerebral media izquierda (segmento M3 de la ACM).

A. Corte coronal.

B. Corte axial.

Estudios de perfusión:

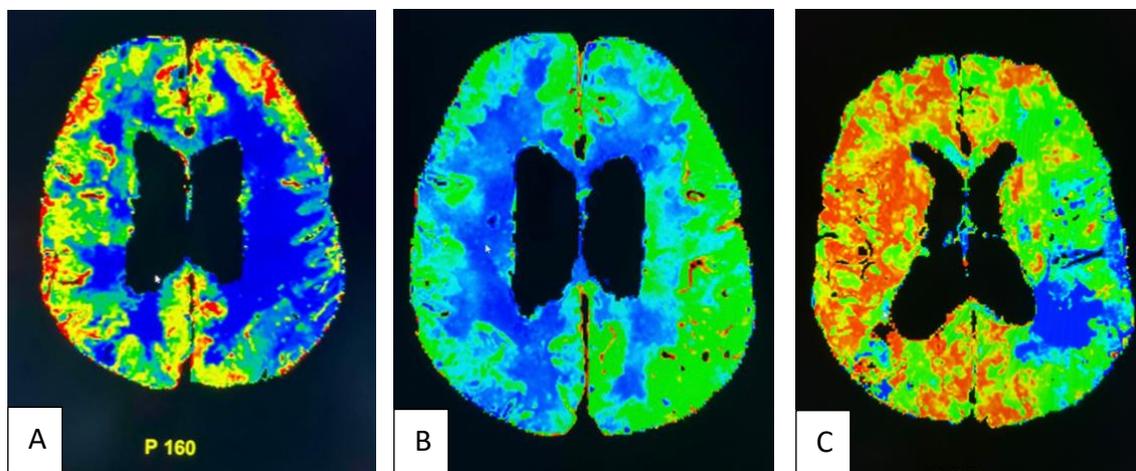


Figura 28. TC de perfusión cerebral con mapas de perfusión.

- A. **Mapa CBF** (*cerebral blood flow*). Se observa una disminución del flujo cerebral en territorio vascular de la ACM izquierda.
- B. **Mapa MTT** (*mean transit time*). Se observa un incremento de tránsito medio en territorio vascular de la ACM izquierda.
- C. **Mapa CBV**. Se observa un área focal de infarto establecido (color azul) con una extensa área de hipoperfusión (color verde) que corresponde al área de penumbra.

Estudio multifase:



Figura 29. Corte axial de estudio multifase o estudio *fast-stroke*.
En la primera fase del estudio *fast stroke*, se observa una obstrucción del segmento M3 de la ACM izquierda.

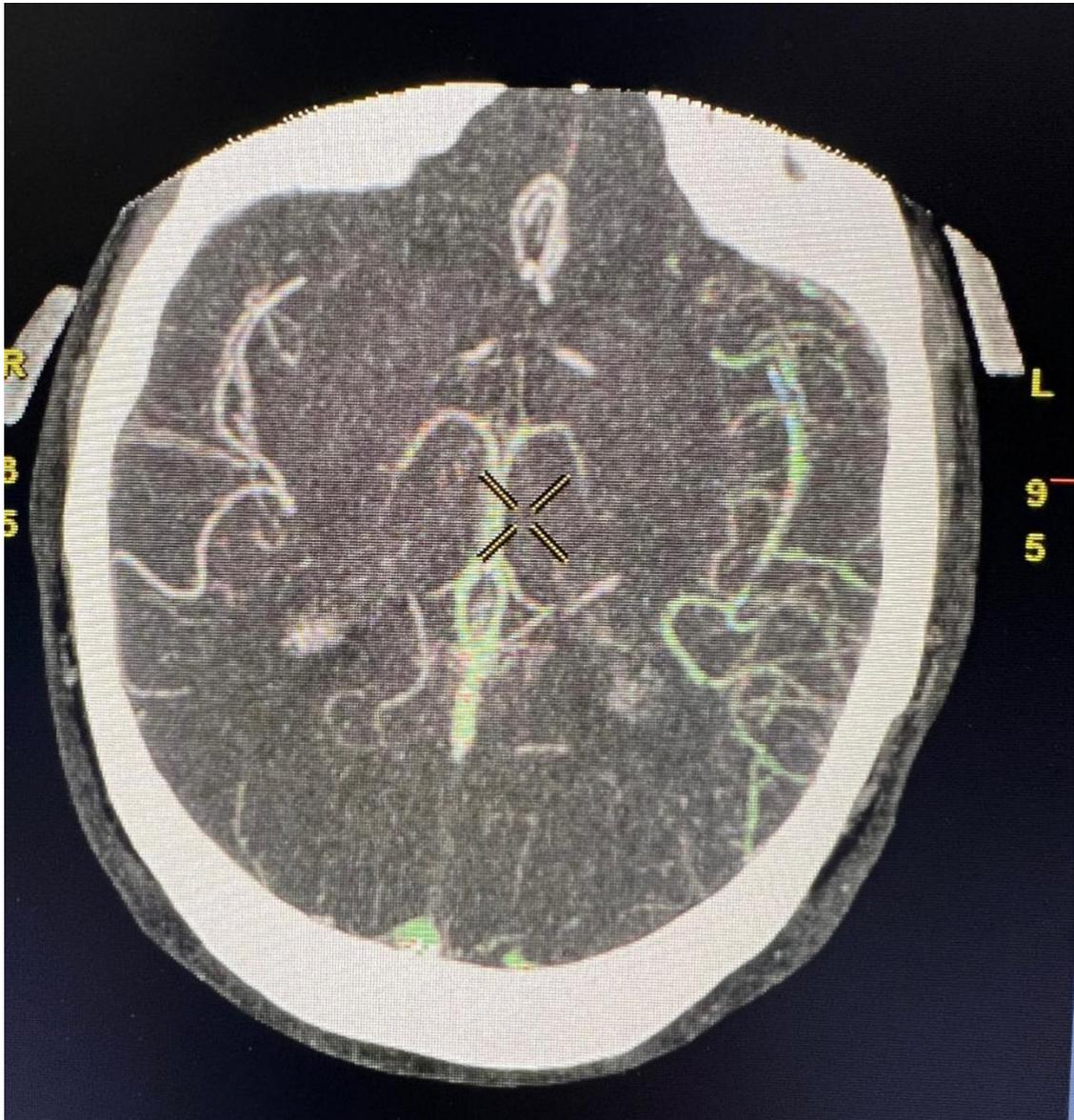


Figura 30. Fase tardía del estudio multifase o *fast stroke*.

Se observa un retraso en la perfusión de algunas de las arterias insulares que se recanalizan a través de las colaterales de las ramas leptomeníngicas, lo que nos explica la reperfundación parcial del área de penumbra.

Angiografía digital con reconstrucción 3D:

Dado los hallazgos en los mapas de perfusión y el estudio angiográfico multifase (*fast stroke*), se optó por realizar una **trombectomía mecánica** con finalidad terapéutica. Se consiguió recanalizar con éxito los vasos proximales y distales de la arteria cerebral izquierda.

Posteriormente se realizó una angiografía digital post-trombectomía con reconstrucción tridimensional para comprobación de la reperfusión de vasos.



Figura 31. Angiografía digital con reconstrucción 3D.

En conclusión, el TC espectral representa mejor manejo del código ICTUS, con mayor rapidez, mejor resolución de los mapas de perfusión y posibilidad de realizar TC multifase aportando así una mayor sensibilidad diagnóstica que se traduce en una mejor indicación terapéutica de trombectomía mecánica.

5 Conclusiones

El **TC multicorte** sigue siendo una técnica útil y de uso rutinario en el estudio de imagen básico de la patología habitual debido a su calidad de resolución y su reducido tiempo de adquisición de la imagen. Aunque, presentan como principal limitación la caracterización de tejidos, debido al solapamiento de estructuras en el caso de composición de materiales con densidades similares (Unidades Hounsfield).^[4,6]

No obstante, en la actualidad el TC multicorte coexiste con el **TC espectral**, cuya técnica se basa en el uso de energía dual representando un gran paso evolutivo en el diagnóstico por imagen gracias a su capacidad de diferenciación tisular entre materiales de alta atenuación mediante la obtención de imágenes virtuales monenergéticas y la elaboración de mapas de densidades que permiten la supresión de materiales y facilitan la valoración de la lesión estudiada.^[7]

En la actualidad el Hospital Universitario Son Espases (HUSE) dispone de un TC espectral de 128 coronas con una amplitud de 8cm, cuyo impacto en la práctica clínica diaria supone diversas ventajas en las diferentes especialidades médicas.

- En estudios cardíacos, aporta una mayor rapidez y precisión, pudiendo evitar en algunos casos el uso de la angiografía coronaria.
- En estudios neurológicos se consigue una mejoría en la resolución de la imagen junto a una mayor sensibilidad y precisión en parte debido a la evitación de movimiento de vaivén de la mesa, además de la posibilidad de evaluación de vasos colaterales mediante técnicas de post-proceso (*fast stroke*).
- En estudios pediátricos, permite evitar la sedación y anestesia, e incluso se reducen artefactos de movimiento debido al mínimo tiempo de adquisición de la imagen.
- En estudios de TEP, permite la realización de mapas de perfusión pulmonar, destacando su rápida adquisición en patología de carácter urgente.
- En los estudios de músculo-esquelético permite una detallada detección de las fracturas en los huesos de pequeño tamaño, así como la detección de edema óseo y realización de mapas de yodo en las tumoraciones de partes blandas para reoptimizar la realización de biopsias.
- En estudios urológicos facilita la identificación de la composición de los diferentes tipos de litiasis.
- En estudios de reumatología, sobre todo en el diagnóstico diferencial de los estudios de gota y pseudogota.
- En el ámbito de cirugía plástica en los que se requiera valoración de implantes de silicona.

- Es útil también en la reducción de artefacto metálico y/o de movimiento.

Hasta el momento, la introducción del TC espectral en la práctica clínica del HUSE ha supuesto un gran impacto inicial en la rapidez y mejora de resolución y precisión del código ICTUS, código trauma y estudios pediátricos. Debido al retraso en la instalación de los equipos de TC espectral, solo se ha podido valorar el impacto del TC espectral de 128 detectores con cobertura longitudinal de 8cm. Queda pendiente la instalación del TC espectral de 256 detectores y grosor de 16 cm, el cual supondrá incluso mayor precisión, velocidad y mayor cobertura de área de estudio.

6 Referencias bibliográficas

1. Calzado A, Geleijns J, De Revisión A. Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications [Internet]. Revistadefisicamedica.es. 2010 [citado el 7 de febrero de 2023]. Disponible en: <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/download/115/115>
2. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. J Nucl Med Technol [Internet]. 2007;35(3):115–28; quiz 129–30. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2967/jnmt.107.042978>
3. Física G en. Trabajo Fin de Grado [Internet]. Uva.es. [cited 2023 Mar 27]. Disponible en: <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/44465/TFG-G4752.pdf;jsessionid=E9F051D9EAF8C8D8F87163F189FDDDB827?sequence=1>
4. Impacto de la tomografía computarizada de 64 detectores en el diagnóstico y manejo de los pacientes con cardiopatías congénitas. evolución y dinámica de estudio. Universidad Autónoma de Madrid [Internet]. Uam.es. [citado el 8 de febrero de 2023]. Disponible en: https://repositorio.uam.es/bitstream/handle/10486/12587/60898_Bret%20Zurita%20Montserrat.pdf?sequence=1
5. William MD. Radiología básica 4. a edición Herring. 2020;
6. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. Radiology [Internet]. 2015;276(3):637–53. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2015142631>
7. Fernández-Pérez GC, Fraga Piñeiro C, Oñate Miranda M, Díez Blanco M, Mato Chaín J, Collazos Martínez MA. Energía Dual en TC. Consideraciones técnicas y aplicaciones clínicas. Radiología [Internet]. 2022;64(5):445–55. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rx.2022.06.007>

8. So A, Nicolaou S. Spectral computed tomography: Fundamental principles and recent developments. Korean J Radiol [Internet]. 2021;22(1):86–96. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3348/kjr.2020.0144>
9. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-energy computed tomography: Physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: Part 1. Neuroimaging Clin N Am [Internet]. 2017;27(3):371–84. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nic.2017.03.002>
10. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-energy computed tomography: Physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: Part 2. Neuroimaging Clin N Am [Internet]. 2017;27(3):385–400. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nic.2017.03.003>
11. Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. AJR Am J Roentgenol [Internet]. 2012;199(5 Suppl):S3-8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.12.9116>
12. Hu R, Padole A, Gupta R. Dual-energy computed tomographic applications for differentiation of intracranial hemorrhage, calcium, and iodine. Neuroimaging Clin N Am [Internet]. 2017;27(3):401–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nic.2017.03.004>
13. Rodríguez Jiménez J, Castañeda Cruz C, Osorio Aira O, Galván Fernández J, Eiros Bachiller I, Andrés García N. Diferenciación entre transformación hemorrágica y extravasación de contraste mediante TC de energía dual tras trombectomía mecánica en ictus isquémico. seram [Internet]. 18 de mayo de 2021 [citado 28 de marzo de 2023];1(1). Disponible en: <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/3446>

14. Mera Fernández D, Santos Armentia E, Bustos Fiore A, Villanueva Campos AM, Utrera Pérez E, Souto Bayarri M. Utilidad de la tomografía computarizada de energía dual en la reducción del artefacto metálico generado por clips y coils intracraneales. Radiología [Internet]. 2018;60(4):312–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rx.2018.02.009>
15. Bustos Fiore A, González Vázquez M, Trinidad López C, Mera Fernández D, Costas Álvarez M. Defectos de perfusión en el mapa de yodo pulmonar: causas y semiología. Radiología [Internet]. 2018;60(4):303–11. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rx.2017.11.004>
16. Educativa PE. Angio- TC de energía dual en el tromboembolismo pulmonar agudo (TEPA): revisión de las causas, semiología y pitfalls de los defectos de perfusión y otras alteraciones en el mapa de yodo [Internet]. Espacio-seram.com. [citado 30 de marzo de 2023]. Disponible en: <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/download/34/31>
17. Tarkowski P, Czekajska-Chehab E. Dual-energy heart CT: Beyond better angiography-review. J Clin Med [Internet]. 2021;10(21):5193. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/jcm10215193>
18. Almeida-Arostegui N, Vañó-Galván E, Castellaccio A, Palomo M, Quiñones D, Arévalo N, et al. TC espectral en patología cardiovascular: Lo que el radiólogo debe saber [Internet]. Espacio-seram.com. [cited 2023 Apr 5]. Disponible en: <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/download/9122/7588/9029>
19. Wang N, Ju Y, Wu J, Liu A, Chen A, Liu J, et al. Differentiation of liver abscess from liver metastasis using dual-energy spectral CT quantitative parameters. Eur J Radiol [Internet]. 2019;113:204–8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.02.024>
20. Grajo JR, Sahani DV. Dual-energy CT of the abdomen and pelvis: Radiation dose considerations. J Am Coll Radiol [Internet]. 2018;15(8):1128–32. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2017.08.012>

21. Wong WD, Shah S, Murray N, Walstra F, Khosa F, Nicolaou S. Advanced musculoskeletal applications of dual-energy computed tomography. *Radiol Clin North Am* [Internet]. 2018;56(4):587–600. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rcl.2018.03.003>
22. Ghazi Sherbaf F, Sair HI, Shakoor D, Fritz J, Schwaiger BJ, Johnson MH, et al. DECT in detection of vertebral fracture-associated bone marrow edema: A systematic review and meta-analysis with emphasis on technical and imaging interpretation parameters. *Radiology* [Internet]. 2021;300(1):110–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2021203624>
23. Siegel MJ, Ramirez-Giraldo JC. Dual-energy CT in children: Imaging algorithms and clinical applications. *Radiology* [Internet]. 2019;291(2):286–97. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2019182289>
24. D'Angelo T, Cicero G, Mazziotti S, Ascenti G, Albrecht MH, Martin SS, et al. Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: technique and clinical applications. *Br J Radiol* [Internet]. 2019;92(1098):20180546. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1259/bjr.20180546>

Anexos

Tabla resumen de aplicaciones clínicas del TC espectral

Table 3. Summary of DECT advantages and its current uses in clinical situations.

Technique	Benefits	Clinical Application
Low-energy virtual monoenergetic images	Higher sensitivity for iodine.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Salvage of suboptimal contrast study. 2. Reduction in contrast dose. 3. Every contrast CT can have CT angiography quality. 4. Detection of pulmonary embolism during coronary CTA.
High-energy virtual monoenergetic images	Reduction in beam-hardening and metal-related artifacts. Reduction in calcium blooming artifacts.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Better visualization of stents lumen. 2. Better visualization of heavily calcified vessels. 3. Reduction in artifacts from IDC electrodes, valve prosthesis.
68–70 keV virtual monoenergetic images	Best CNR virtual monoenergetic images for angiographic studies.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Increased quality of any angiographic CT.
Iodine map	Better sensitivity for iodine.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Myocardial perfusion defects. 2. Better detection of late contrast enhancement in inflammation. 3. Differentiating thrombus from tumor or contrast flow artifacts. 4. Detection of pulmonary embolism during coronary CTA.
Virtual unenhanced images	Reduction in radiation dose. Reduction in time of examination.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Calcium scoring performed from angiographic phase. 2. Characteristic of incidental findings in angiographic phase, e.g., adrenal glands tumor.
Material decomposition	Identification of tissue composition.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Differentiation of hyperdense structures. 2. Better separation of iodine from calcium. 3. Plaque characterization.

IDC, implanted cardiac device; CTA, computed tomography angiography; CNR, contrast noise ratio.

Imagen: Tarkowski P, Czekajska-Chehab E. Dual-energy heart CT: Beyond better angiography-review. *J Clin Med* [Internet]. 2021;10(21):5193. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/jcm10215193>