

XLIX Reunión anual

SOCIEDAD ESPAÑOLA
DE NEURORRADIOLÓGIA

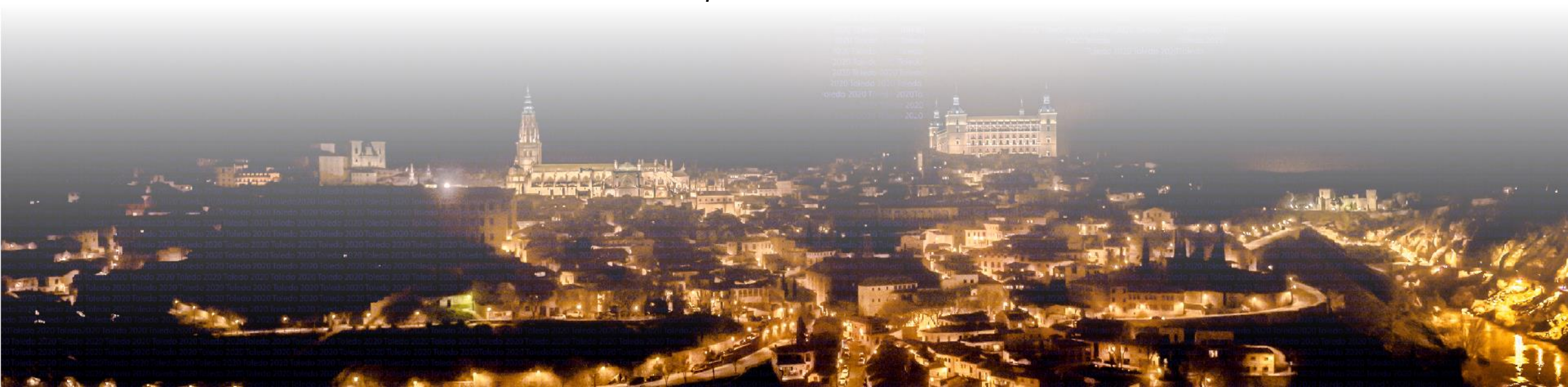
TOLEDO
21 - 23 octubre 2021
Palacio de Congresos

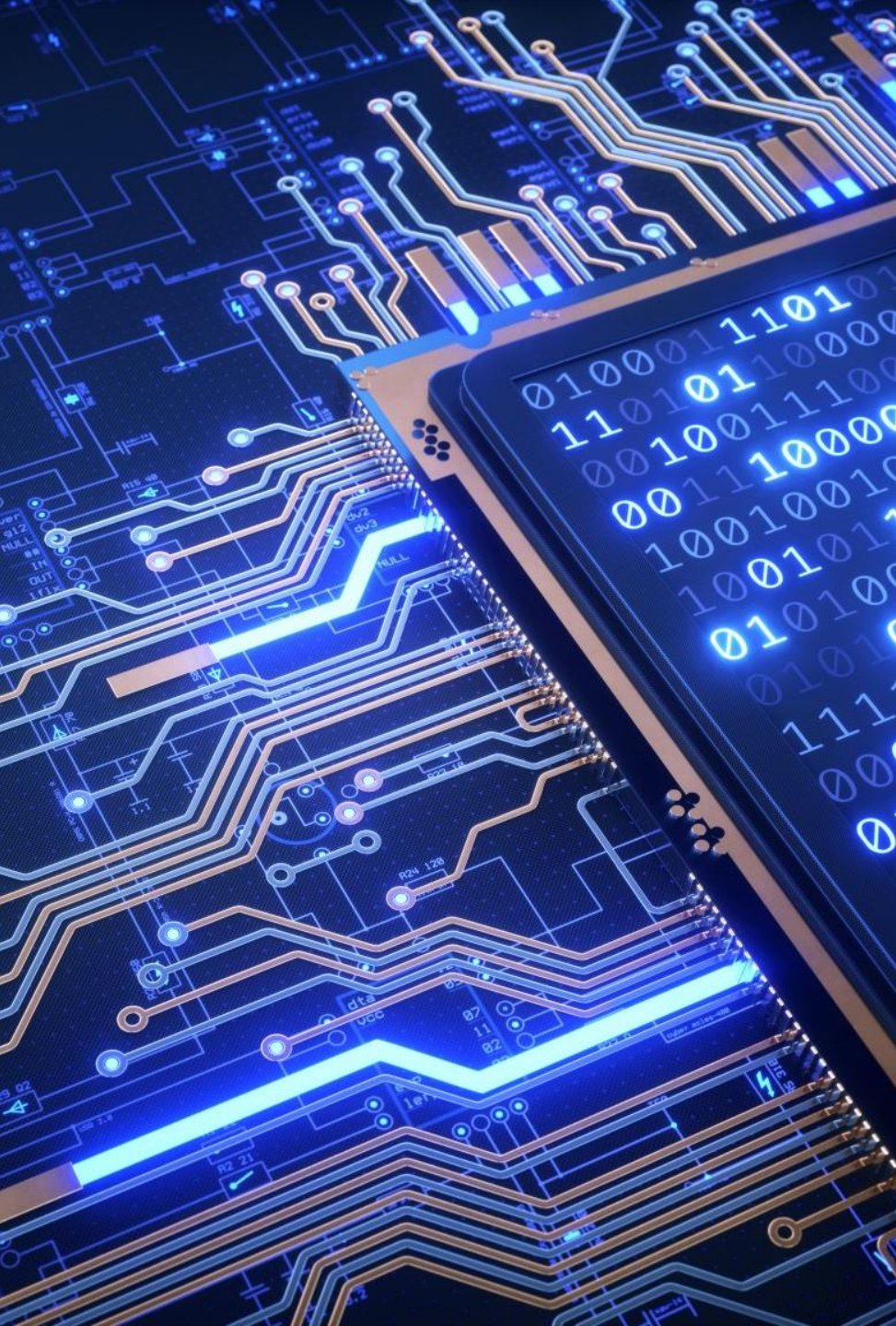


TC de energía dual: Bases técnicas y aplicaciones en neurorradiología

Laura Oleaga

- *Hospital Clínic Barcelona*





Guión

- Bases técnicas
- Aplicaciones en Neurorradiología
- Ventajas de la energía dual
- Limitaciones de la energía dual



Tomografía Computarizada

- Atenuación
 - Efecto fotoeléctrico
 - Depende del número atómico
 - Energía del haz de rayos X
 - Predomina a bajas energías
 - Efecto Comptom
 - Depende de la densidad de electrones
 - No depende de la energía



TC energía única

Las imágenes representan la atenuación de los rayos X en un espectro de escala grises

Mapa de densidad o absorción para cada vóxel expresado en unidades Hounsfield

Dos materiales con coeficientes de atenuación similares (calcio/iodo) tienen unidades Hounsfield similares, incluso si tienen diferentes coeficientes de atenuación de masa y composiciones elementales diferentes

Las imágenes de TC de energía única convencional proporcionan información limitada sobre la composición del material de los tejidos investigados



TC energía dual

- La diferenciación de materiales en tomografía computarizada espectral se basa en las diferencias en la atenuación en función de su dependencia energética
- Se basa en la dependencia energética de los dos mecanismos de absorción predominantes en rayos X (el efecto Compton de dispersión y el efecto fotoeléctrico)
- El efecto fotoeléctrico tiene una gran dependencia energética y la atenuación debida al mismo depende en gran medida del número atómico (Z) del elemento

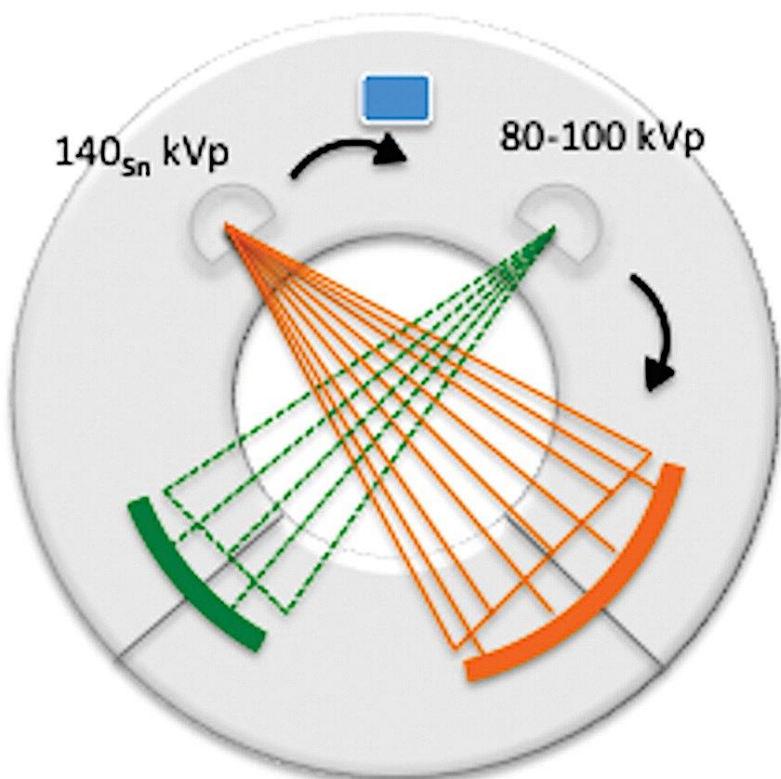


TC energía dual

La absorción de energía es diferente para cada elemento químico y depende del número atómico

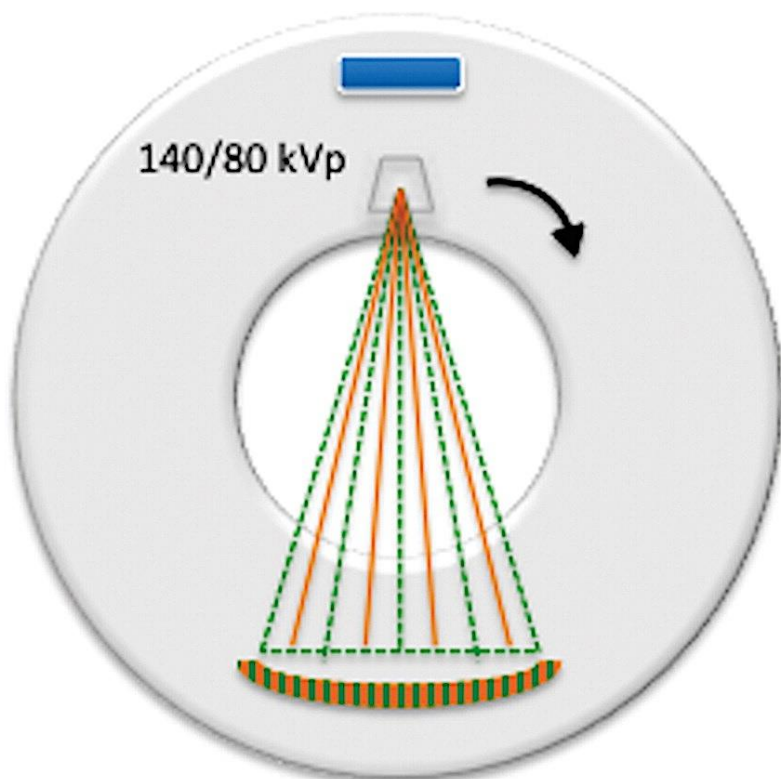
Los elementos con un número atómico alto, como el iodo tienen una fuerte dependencia energética

La tomografía de doble energía es sensible a la composición química del objeto



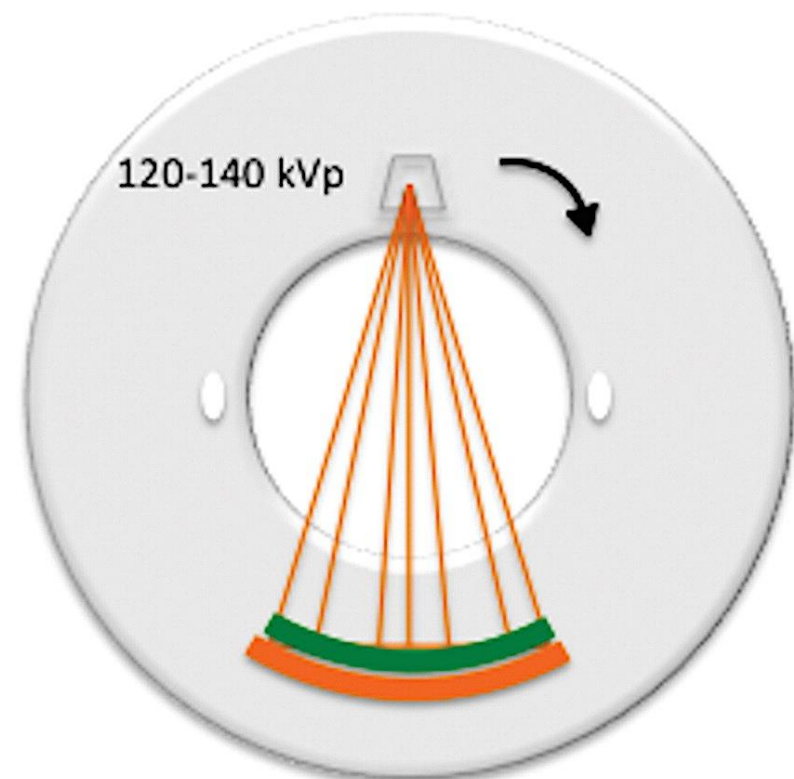
Dual source DECT

(Somatom Definition Flash and Force;
Siemens Medical Solutions, Forchheim,
Germany)



Single source DECT

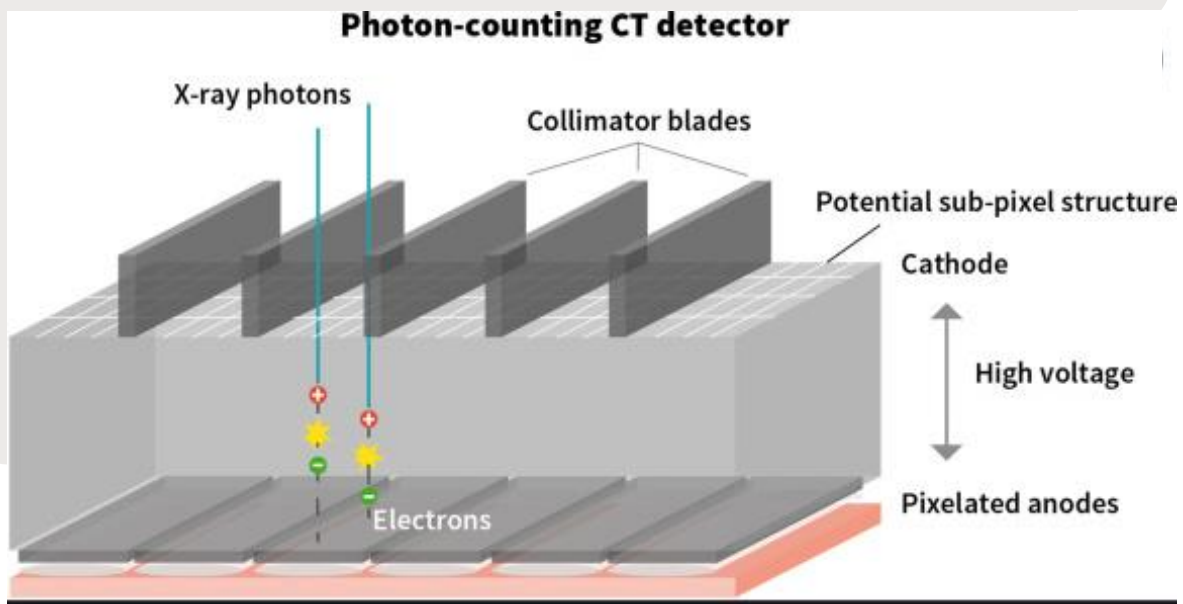
(Discovery 750HD; GE Healthcare,
Milwaukee, Wis)
TwinBeam Dual Energy (Siemens)



Detector Based Spectral CT

(IQon spectral CT: Philips healthcare,
Eindhoven, The Netherlands)

Tomografía Computarizada con recuento de fotones



Leng S. Radiographics 2019; 39:729-743

Willeminck M.J. Radiology 2018; 289:293-312

Reducción del ruido
electrónico

Mayor relación contraste-ruido

Mayor resolución espacial

Adquisición simultánea de
múltiples energías

Reducción del endurecimiento
del haz y artefactos metálicos



Dosis de Radiación

- Los equipos de doble energía de segunda y tercera generación permiten realizar estudios con la misma calidad sin afectar a la dosis de radiación
 - Lenga.L. AJR 2019; 212:741–747
 - Forghani R. Neuroimaging Clin N Am 2017; 27:385-400

Head and neck single- and dual-energy CT: differences in radiation dose and image quality of 2nd and 3rd generation dual-source CT

Lukas Lenga¹, Marvin Lange¹, Simon S Martin¹, Moritz H Albrecht¹, Christian Booz¹, Ibrahim Yel¹, Christophe T Arendt¹, Thomas J Vogl¹, Doris Leithner^{1 2 3}

Conclusion: Contrast-enhanced head and neck DECT can be performed with second- and third-generation DSCT systems without radiation penalty or impaired image quality compared with SECT, while third-generation DSCT is the most dose efficient acquisition method.

Lenga L. Br J Radiol 2021; 94(1122):20210069



Fuente única

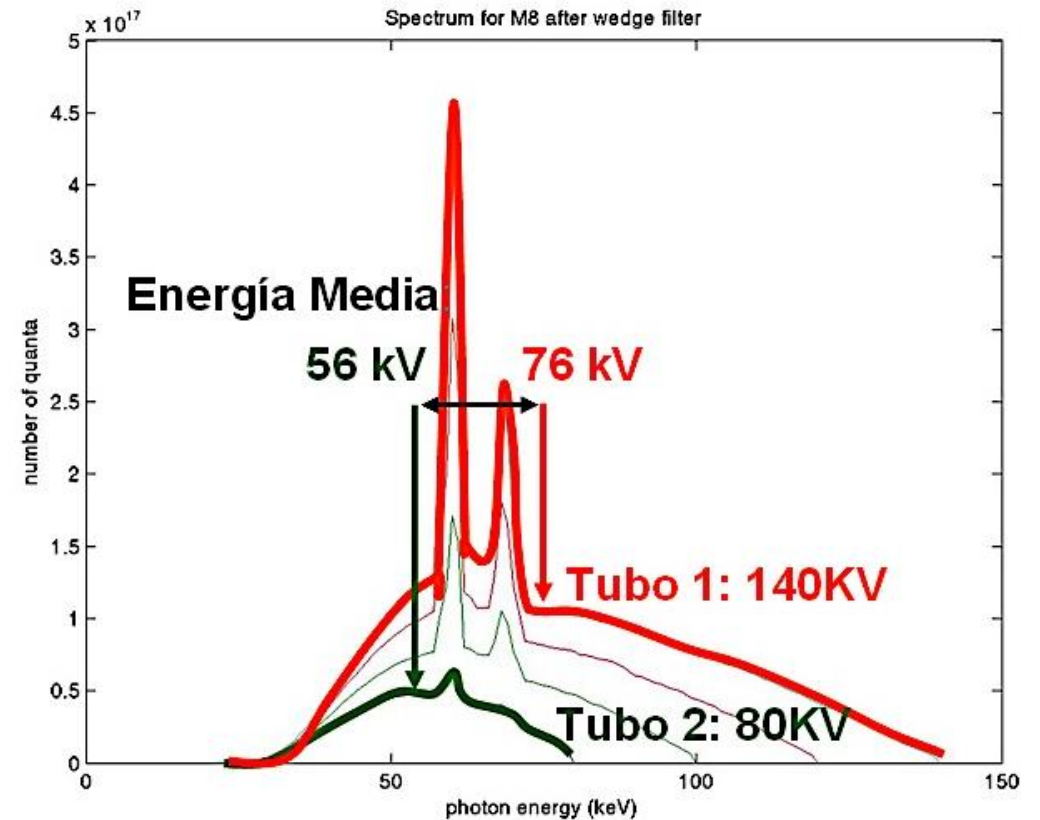
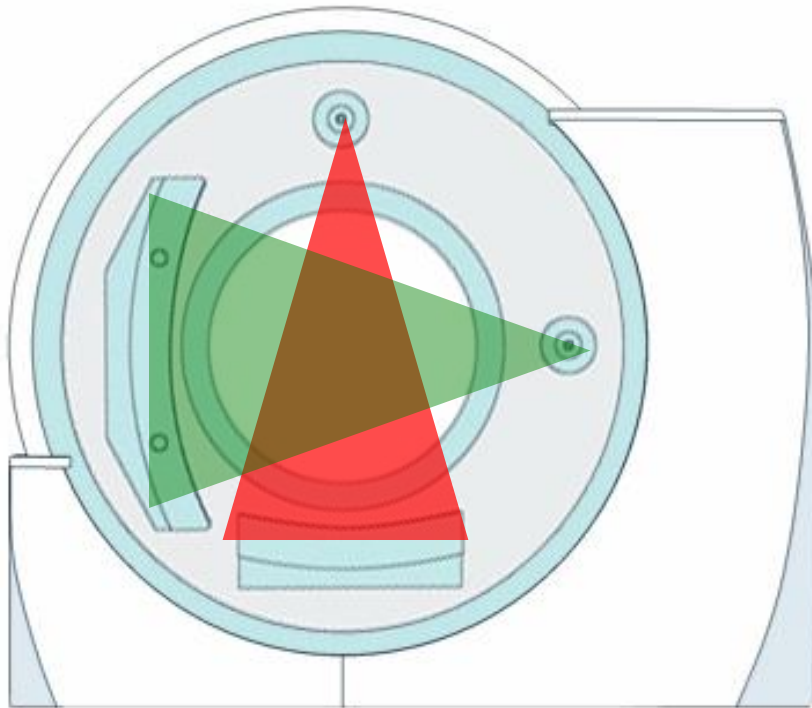
mAs total: 3754		DLP total: 382							
Expl.	Nivel IQ	kV	efec. mAs	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	SSDE mGy	Dw cm		
Posición del paciente HF									
Topograma	101		Sn100	60 mA	0,01 L	0,40			
CUELLO DUAL	201	143	AuSn120	369	10,2 L	382	17,4	21,2	

Dosis de Radiación

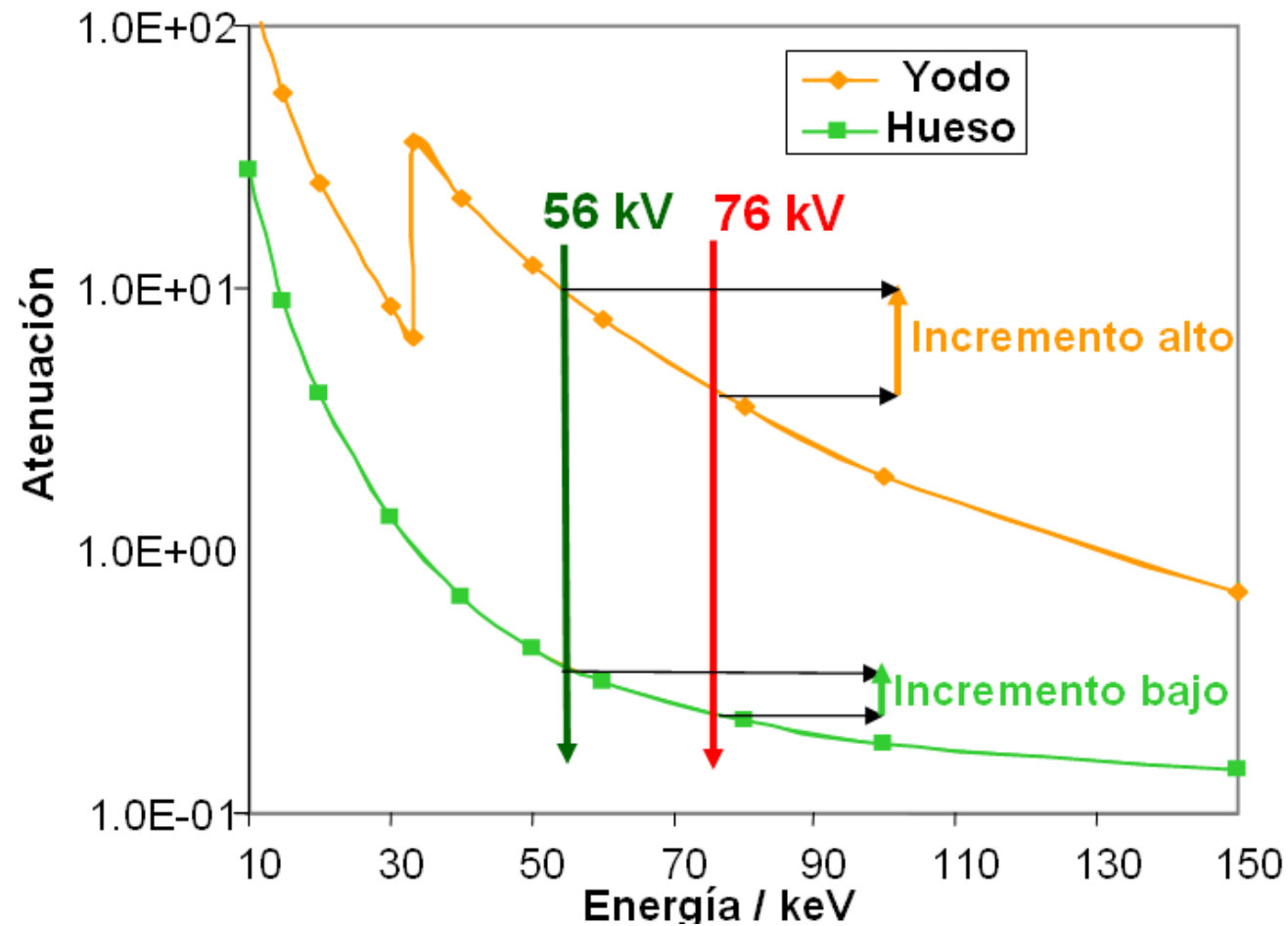
Energía dual

mAs total: 3608		DLP total: 370							
Expl.	Ref.C.mA @120 kV	kV	Ref.C. mAs	efec. mAs	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	T rot. s		
Posición del paciente HF									
Topograma	100		Sn100	60 mA	0,01 L	0			
CUELLO DUAL	200	110	AuSn120	349	10,17 L	370	0,33		

- El fundamento de la energía dual es diferenciar materiales según su respuesta a los distintos KV: **80KV** y **140KV**



- El yodo y el hueso presentan una gran diferencia en sus curvas de atenuación característica (la atenuación que presentan a distinto KV)



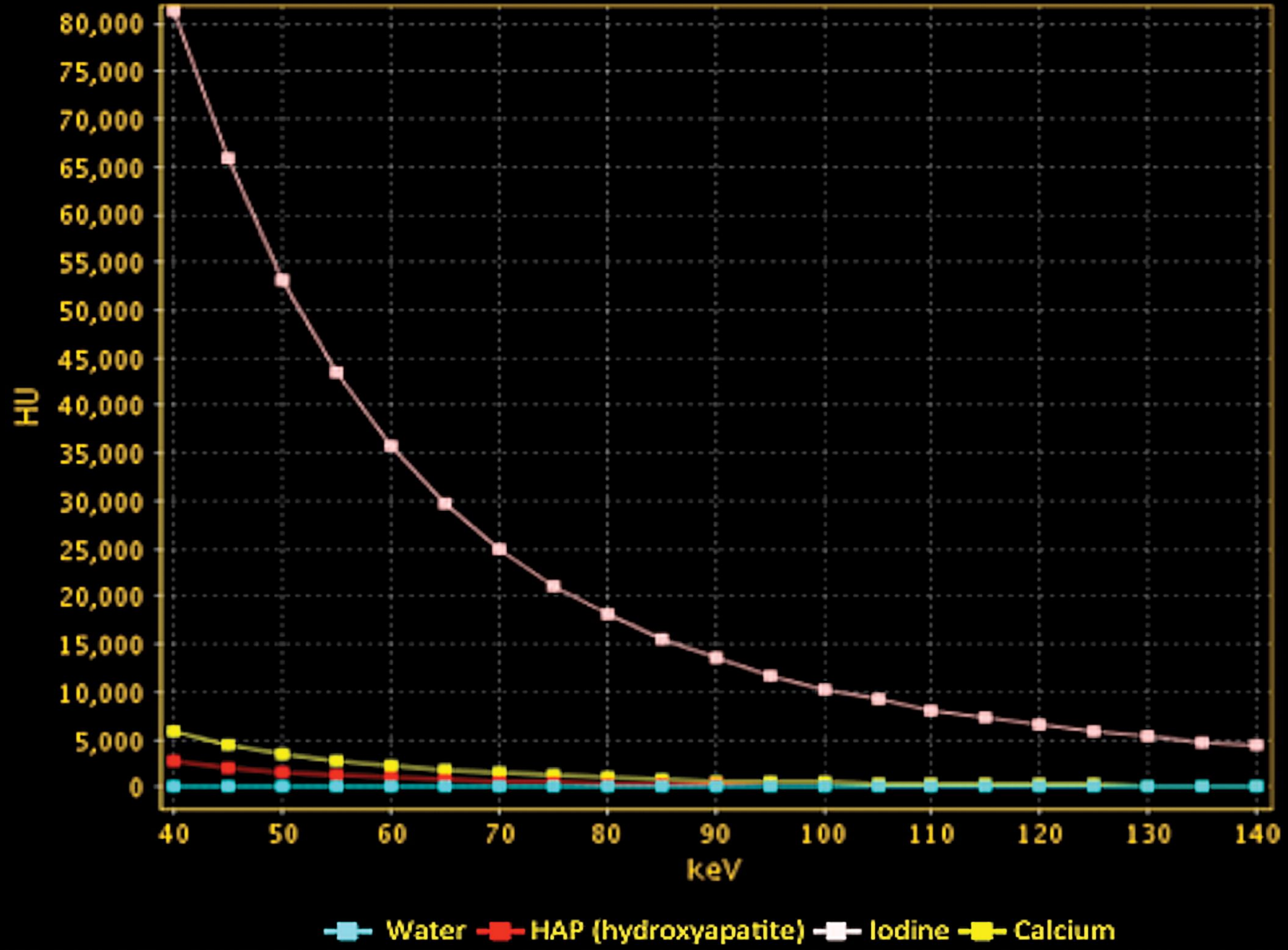
TC energía dual



80 kV
Attenuation B

140 kV
Attenuation A

- Información simultánea con diferentes energías del haz
- Bajo KV
 - Mayor efecto fotoeléctrico frente a Compton
 - Mayor atenuación de elementos con elevado nº atómico (iodo 53, ca 20)
- El comportamiento diferente de elementos como el calcio, el iodo o el ác. úrico a 80 y 140 Kv permite su diferenciación

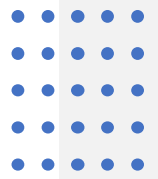




TC energía dual

Se adquieren dos grupos de datos en la misma localización con dos energías una de 80Kv y otra de 140Kv

El software del equipo permite descomponer cada pixel de datos en base a las unidades Hounsfield, que dependen de la absorción de energía de cada pixel



Diferenciación Iodo/Hemorragia

En un vóxel en el que coinciden tejido cerebral, sangre y iodo la diferencia en absorción de energía entre el parénquima cerebral y la sangre corresponde al iodo

La imagen virtual sin contraste corresponde al componente sin iodo del vóxel (tejido cerebral y sangre)

Diferenciación Iodo/Hemorragia

Material	Imagen mixta	Mapa de iodo	TC SC virtual
Iodo	Hiperdenso	Hiperdenso	Isodenso
Hemorragia	Hiperdensa	Isodensa	Hiperdensa
Iodo+hemorragia	Hiperdensidad	Hiperdensidad	Hiperdensidad

Imagen mixta

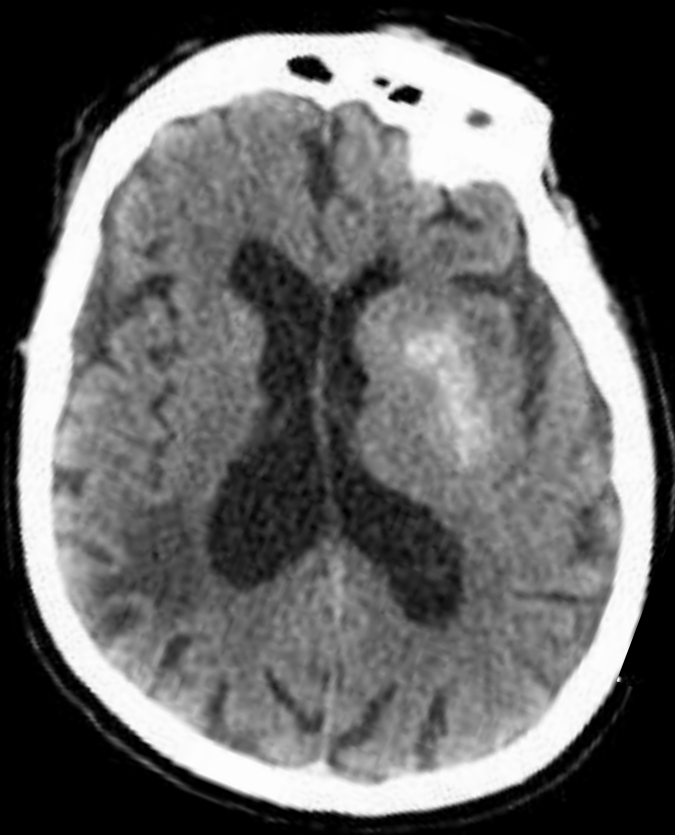


Imagen virtual sin
contraste

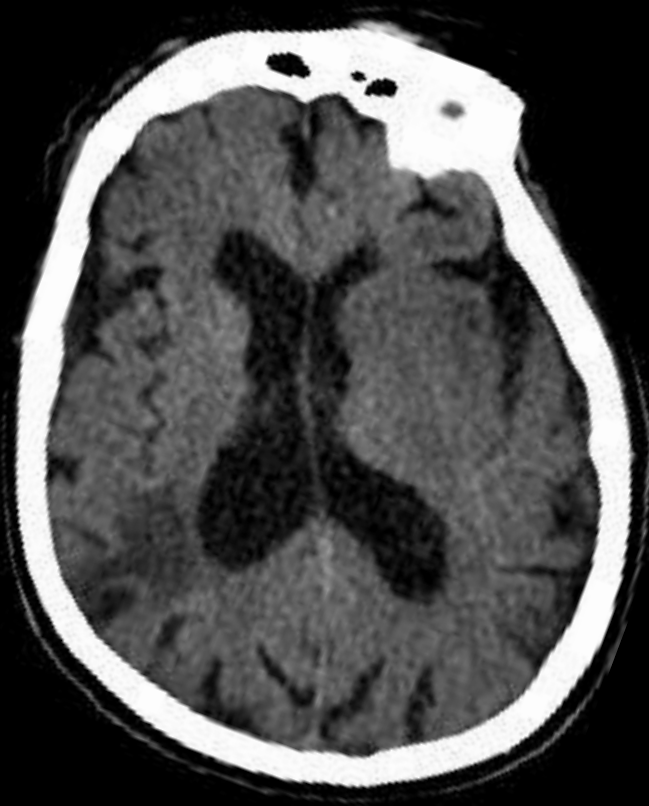


Imagen de Iodo

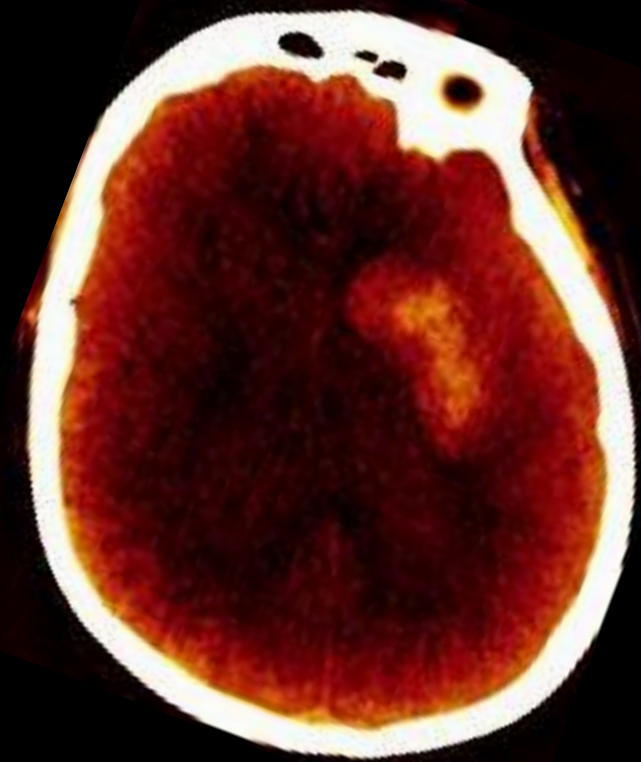


Imagen mixta

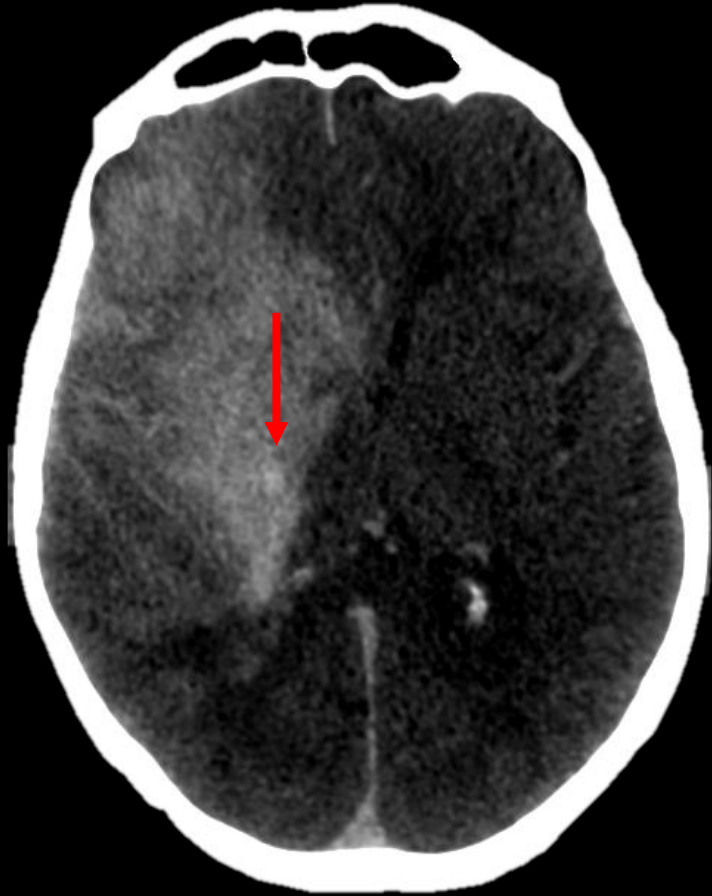


Imagen virtual sin contraste

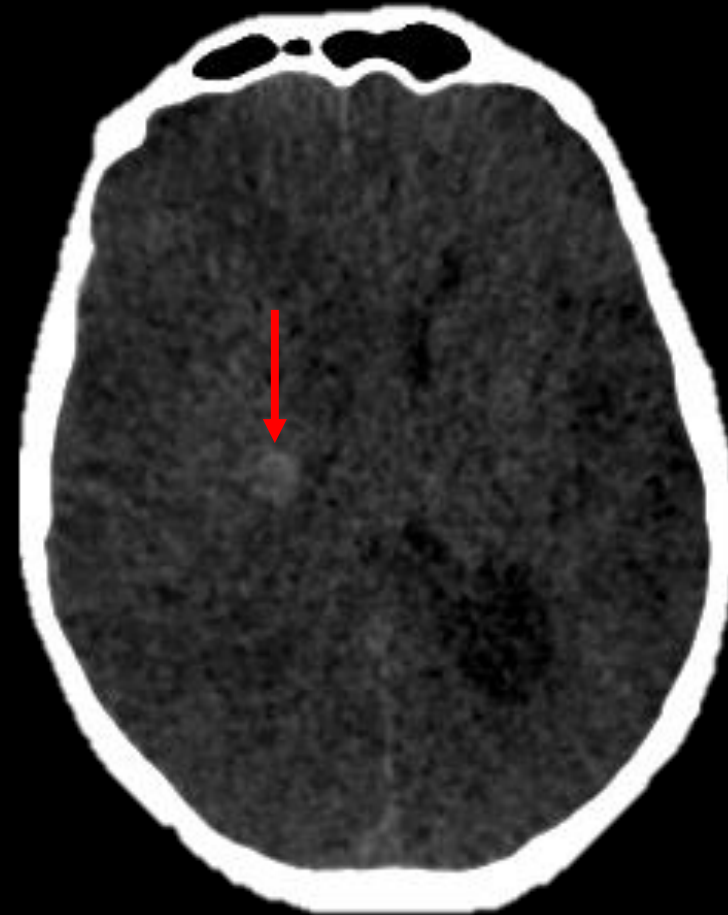
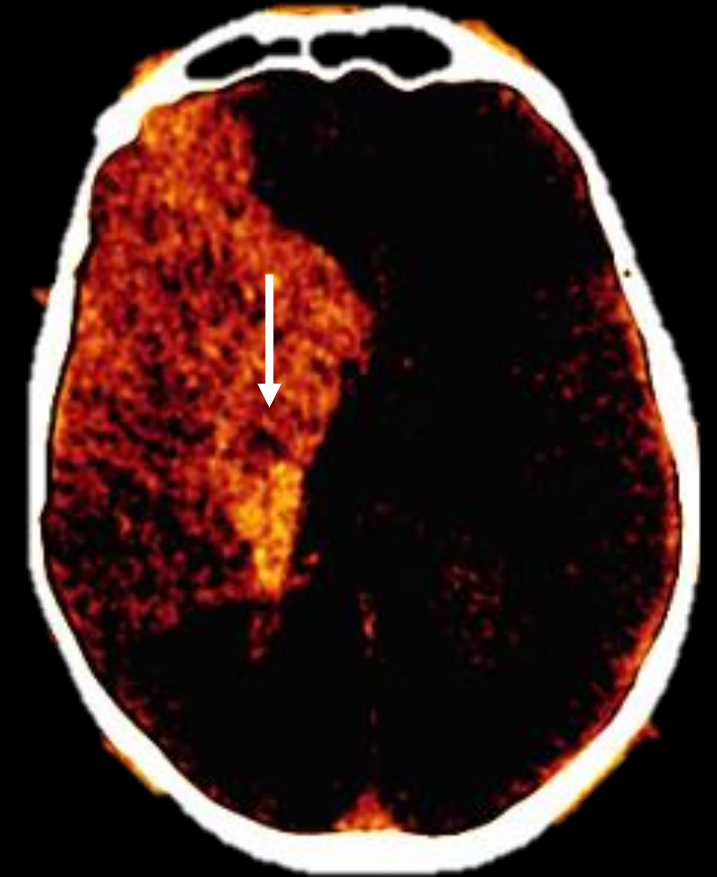


Imagen de Iodo



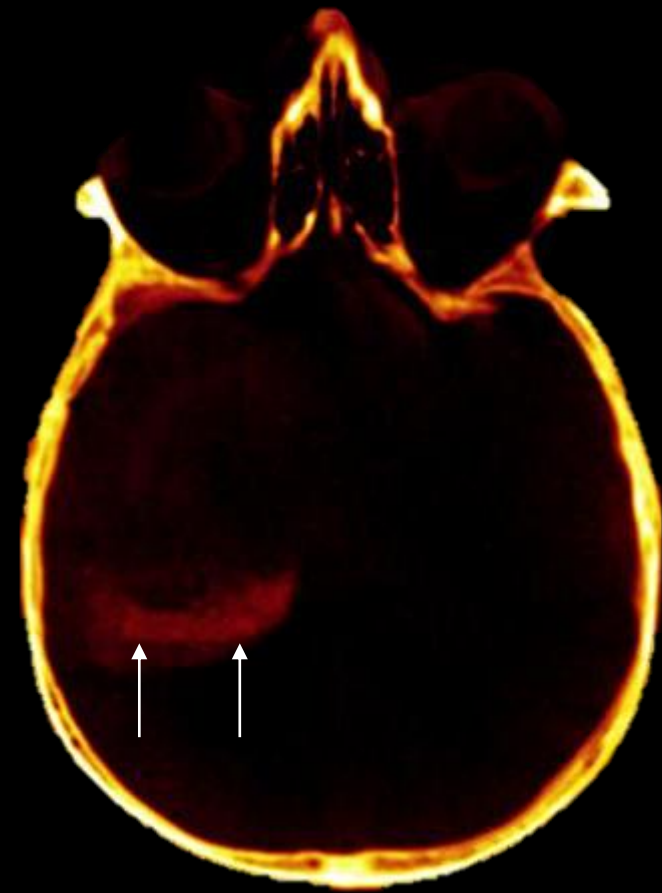
100/140kV Imagen mixta
(iodo+imagen virtual)



Imagen virtual sin
contraste



Imagen de Iodo



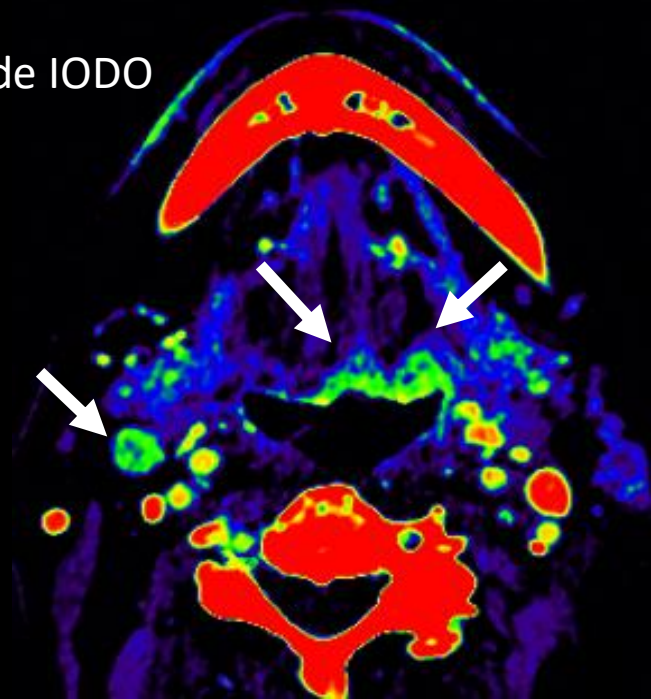
SCV



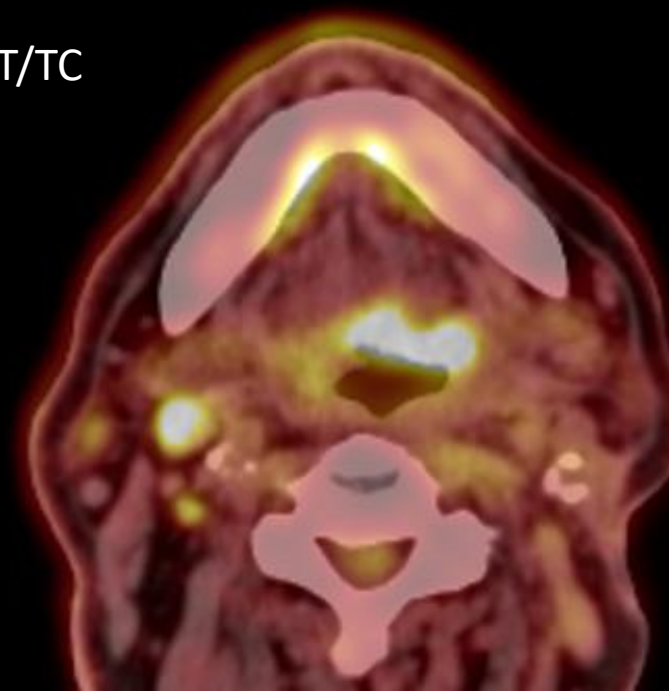
Mixta

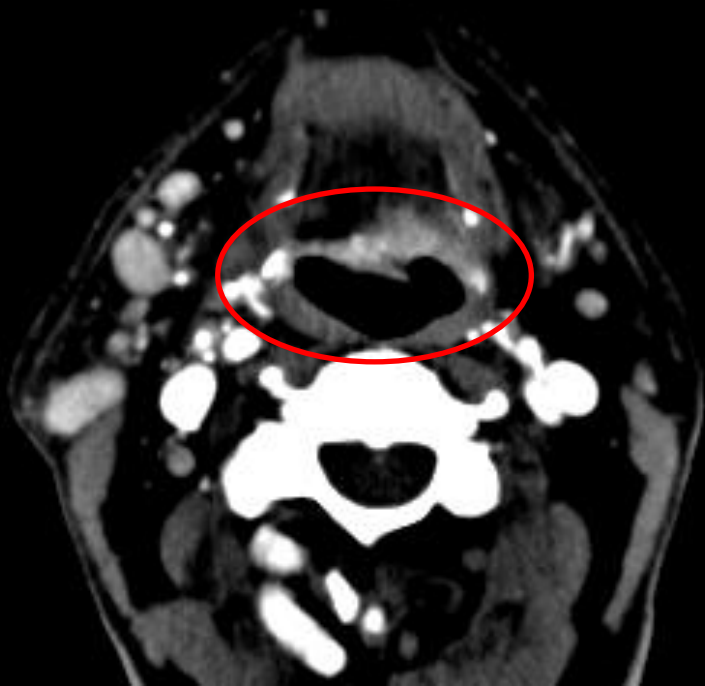


MAPA de IODO



PET/TC





Mixta



SCV



MAPA de IODO





Cuantificación de Iodo

Dual-energy CT iodine quantification for characterizing focal thyroid lesions

Do Hyung Lee ¹, Young Hen Lee ¹, Hyung Suk Seo ¹, Ki Yeol Lee ¹, Sang-Il Suh ², Inseon Ryoo ²,
Sung-Hye You ³, Byungjun Kim ³, Kyung-Sook Yang ⁴

Head Neck. 2019; 41:1024-1031

Quantification of Iodine Leakage on Dual-Energy CT as a Marker of Blood-Brain Barrier Permeability in Traumatic Hemorrhagic Contusions: Prediction of Surgical Intervention for Intracranial Pressure Management

 U.K. Bodanapally,  K. Shanmuganathan,  Y.P. Gunjan,  G. Schwartzbauer,  R. Kondaveti, and  T.R. Feiter

AJNR 2019; 40:2059–65

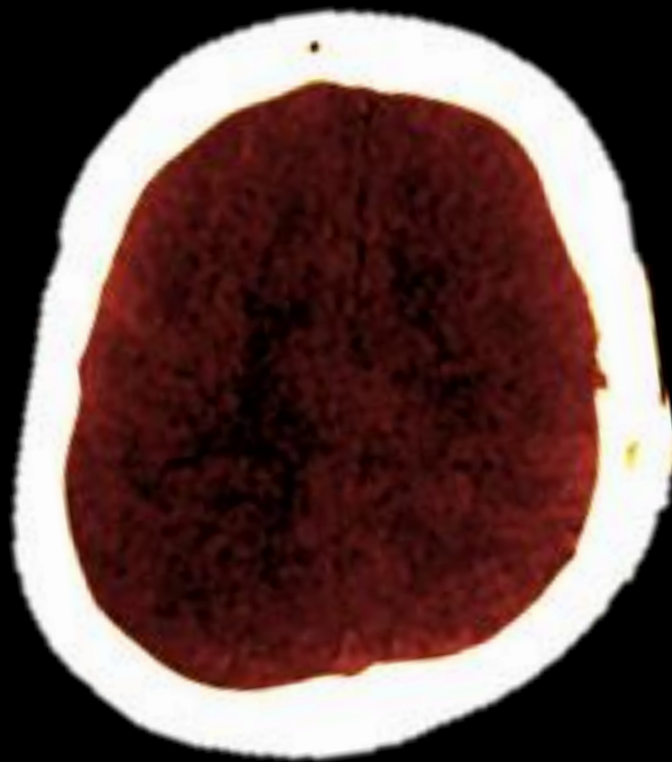
Diferenciación Ca/Hemorragia

Material	TC	Mapa de calcio	SC virtual
Calcio	Hiperdenso	Hiperdenso	Isodenso
Hemorragia	Hiperdensa	Isodensa	Hiperdensa
Calcio+hemorragia	Hiperdensidad	Hiperdensidad	Hiperdensidad

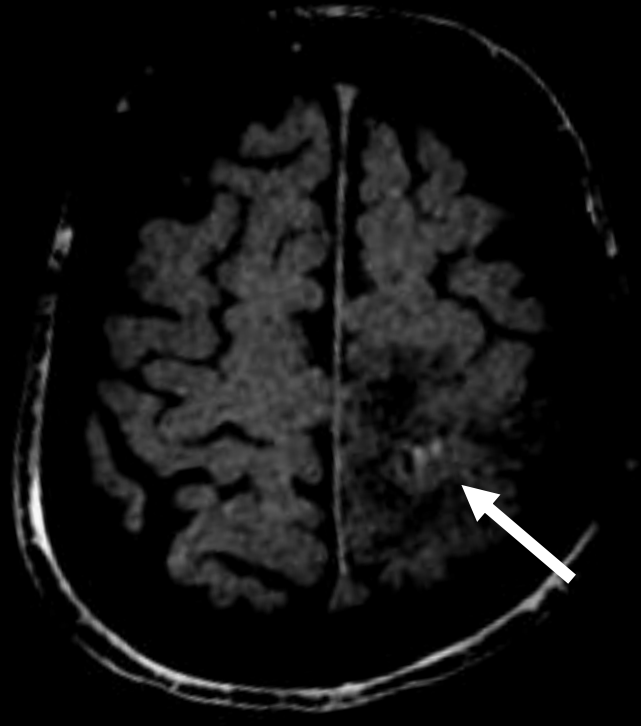
Mapa de calcio



TC

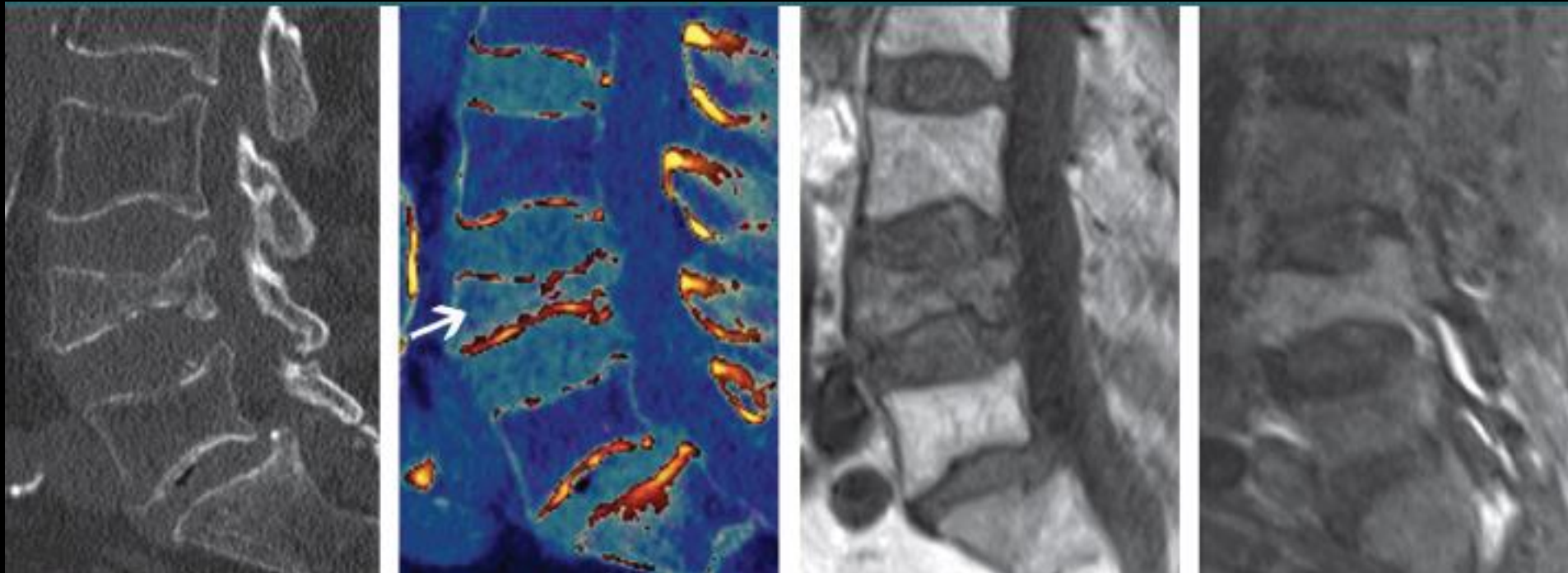


Mapa de calcio



Virtual sin calcio

Mapa de calcio



Sustracción de
calcio (edema)

STIR

Diferenciación Iodo/Calcio

Detección de iodo

- Mapa de iodo
- Imagen sin contraste virtual

Diferenciación calcio/iodo

- Sustracción automática del hueso
- Eliminación de placas ateromatosas

Mapa de iodo/sustracción calcio

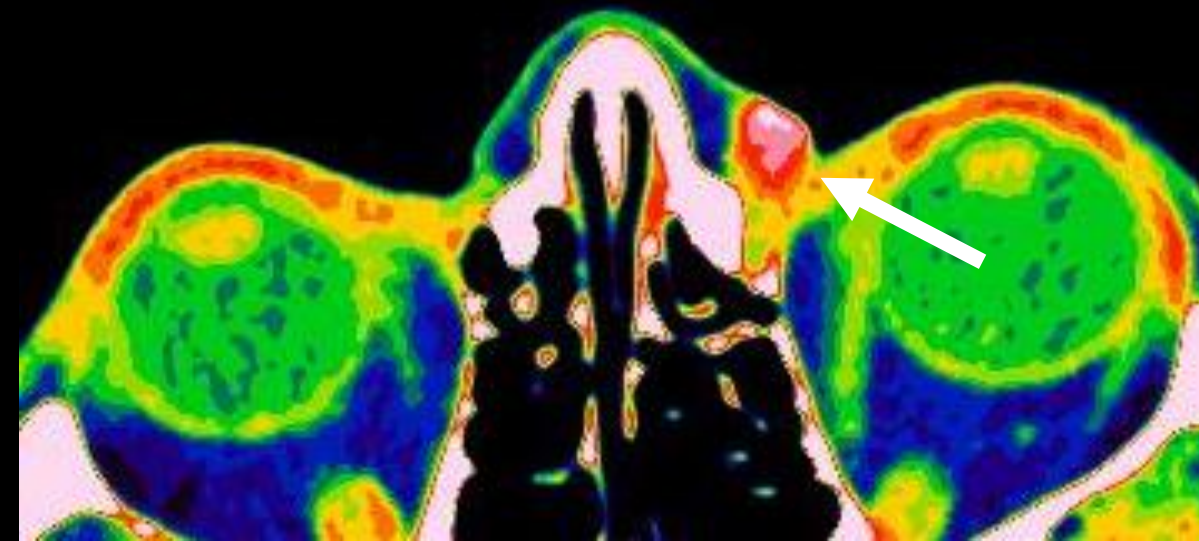
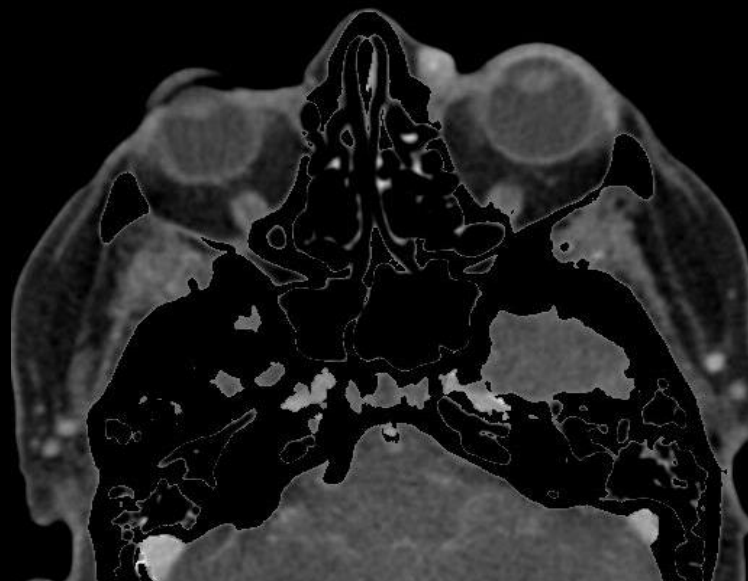
Sin CV



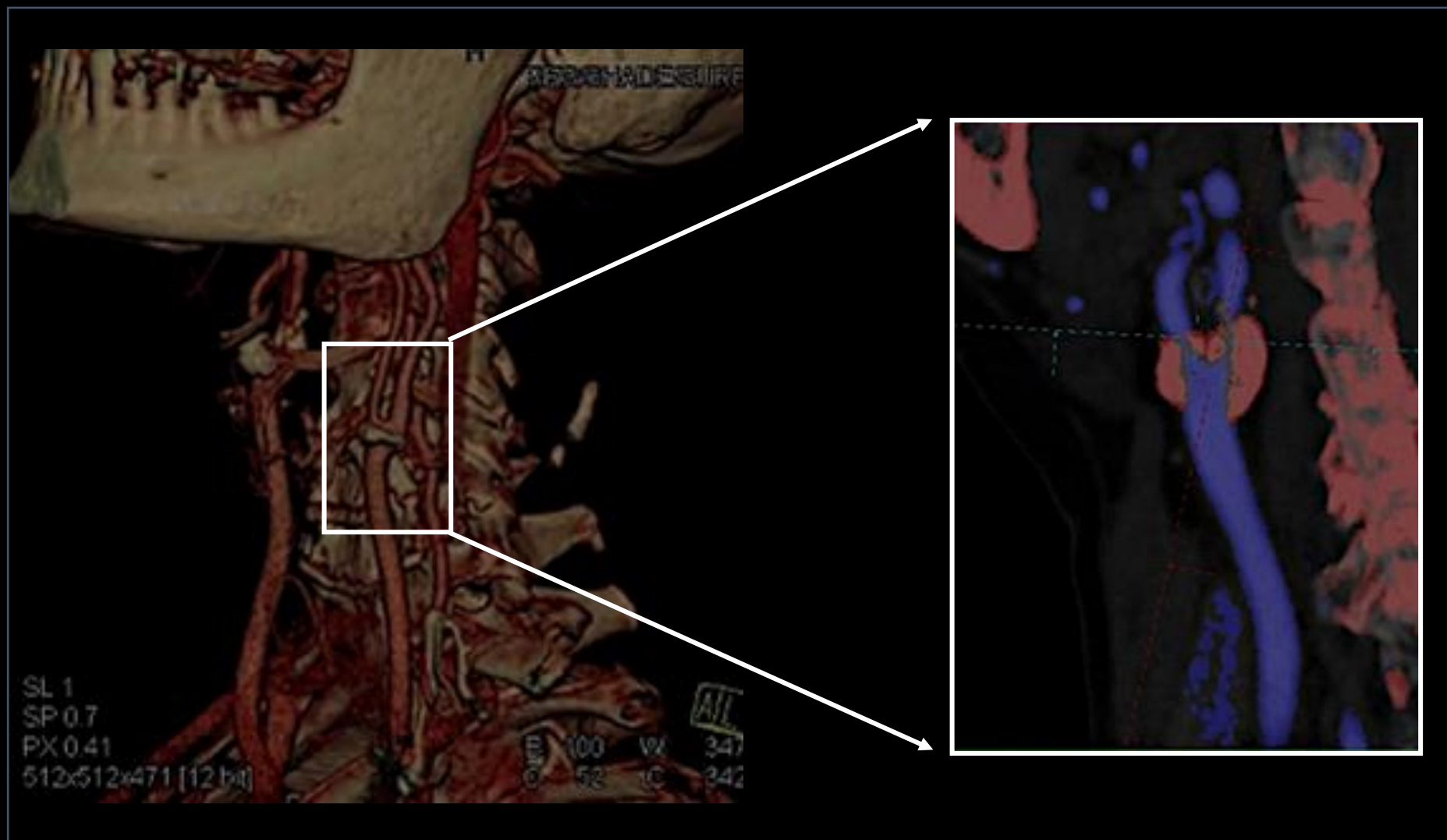
CIV



Sustracción
calcio



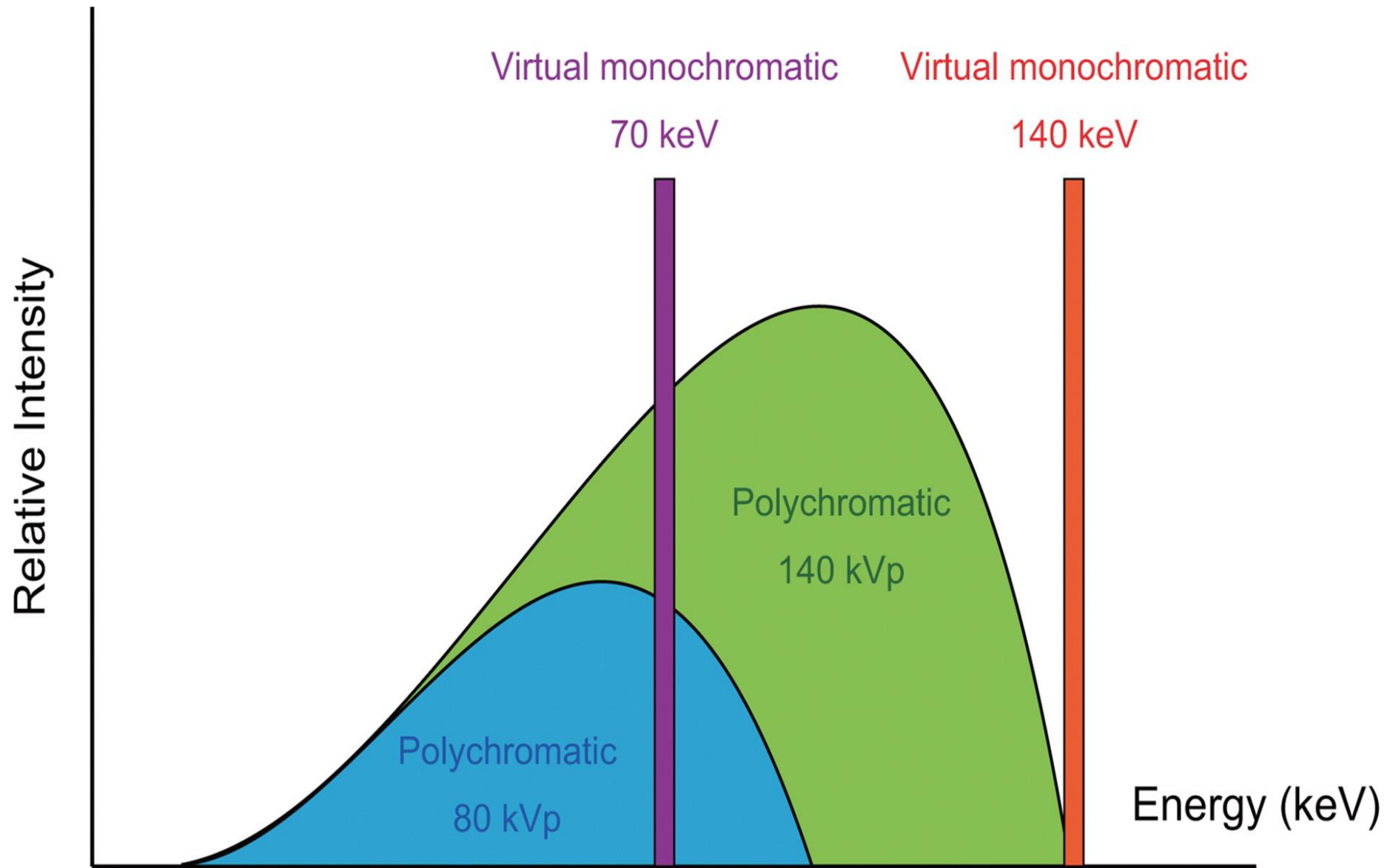
Diferenciación placa de calcio/iodo



Diferenciación iodo/calcio

- **Separación iodo y hueso automática**





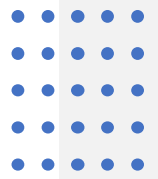
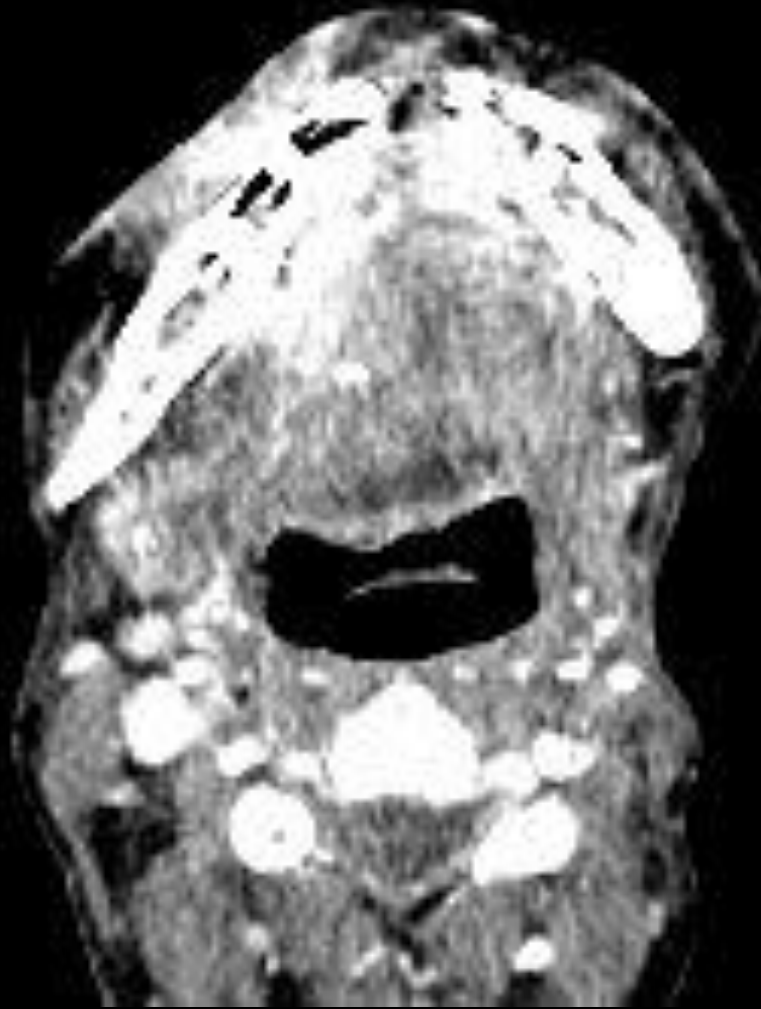


Imagen monoenergética

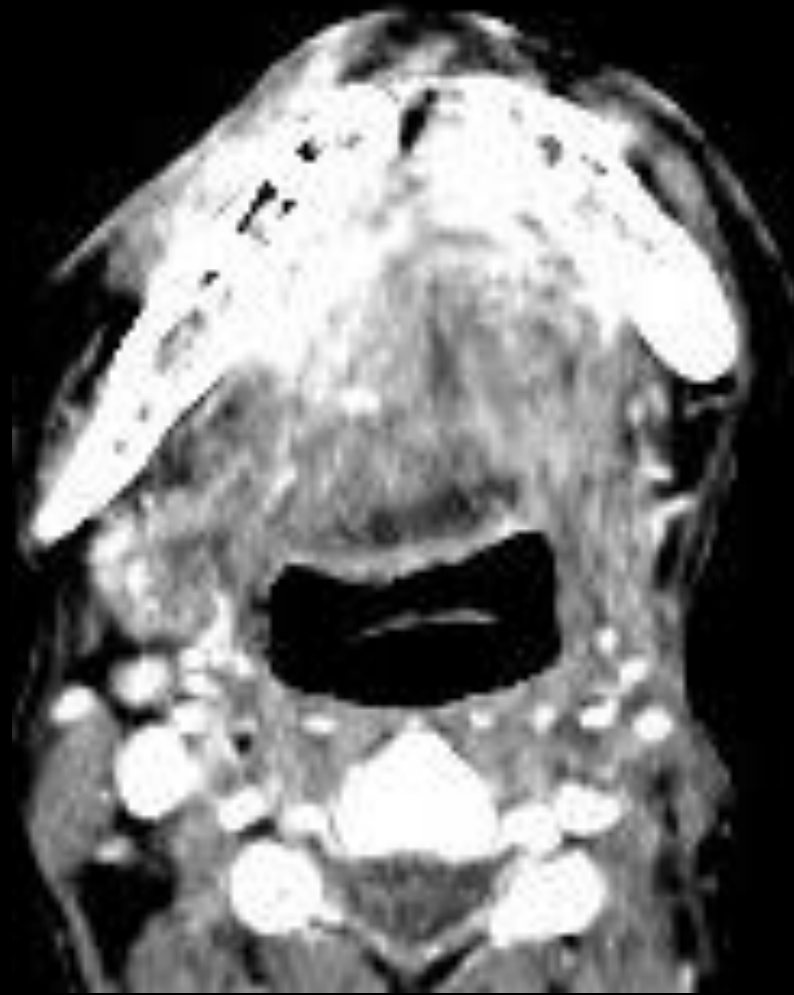
Imágenes con múltiples niveles de voltaje de kiloelectrones a partir de 40 keV

Las imágenes de bajo keV (<65 keV) ayudan a mejorar el contraste de la imagen

Las imágenes de alto keV (> 100 keV) se utilizan normalmente para disminuir los artefactos metálicos



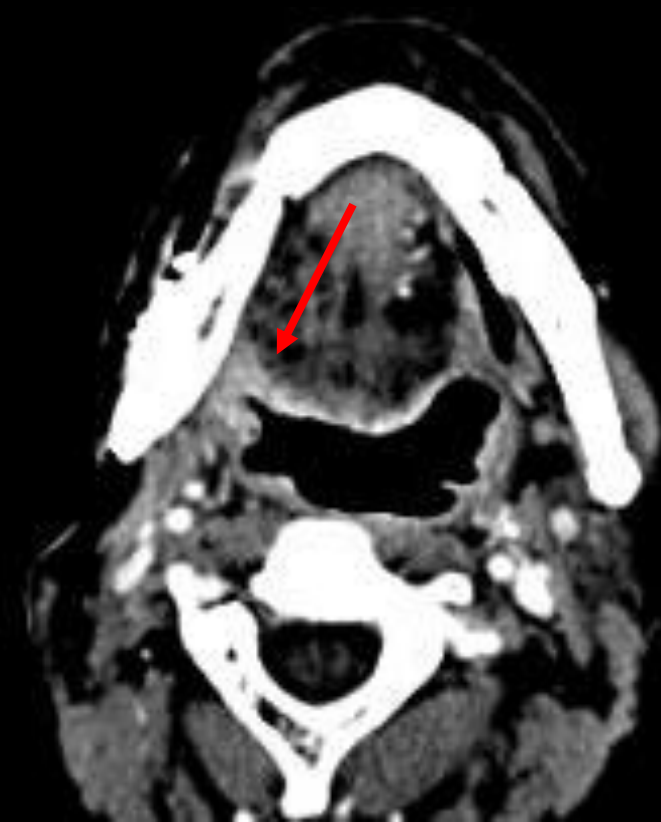
60keV



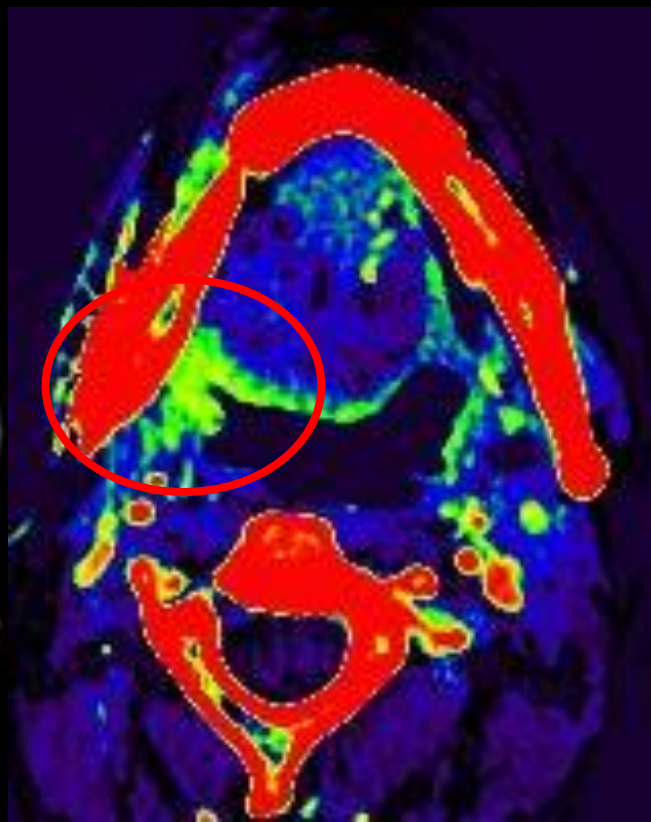
70keV



110keV



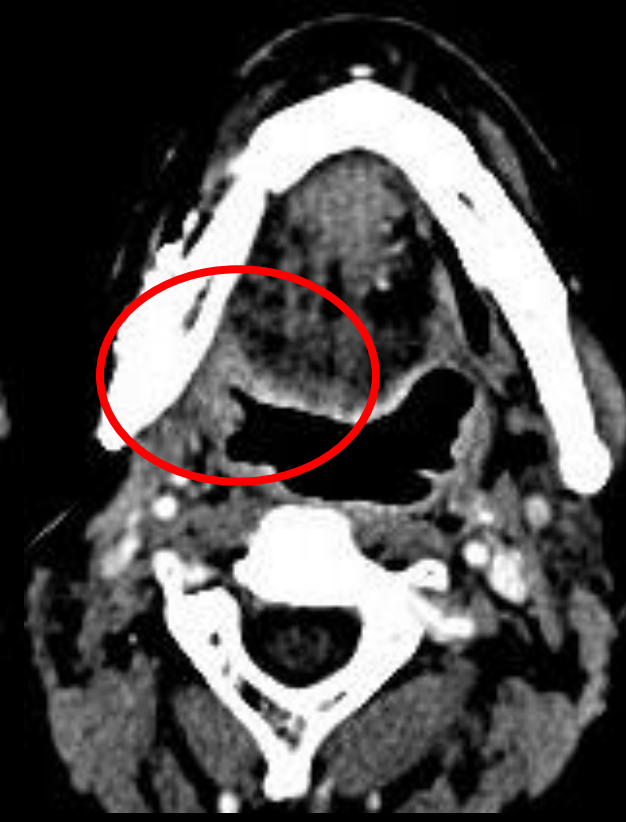
Mixta



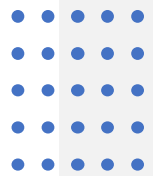
Mapa iodo



40keV



80keV



Limitaciones de la energía dual

Iodo residual en imágenes virtuales sin contraste

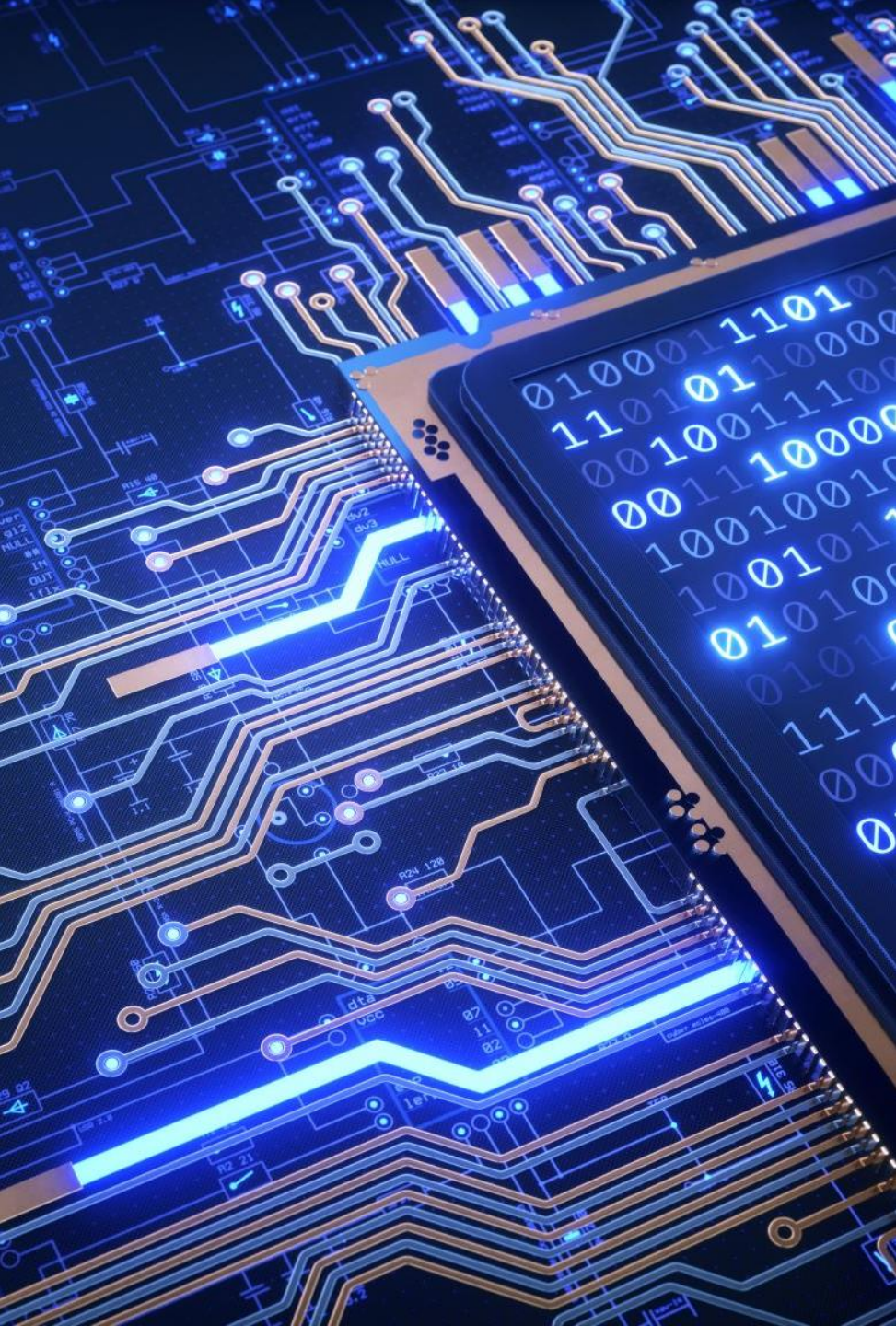
Pseudo realce en imágenes monocromáticas virtuales

Supresión incompleta del iodo a altas concentraciones

Artefacto de endurecimiento del haz

Los valores de atenuación dependen del número atómico y también de la energía (variación a diferentes energías)

Error en la descomposición de un material adicional (Mapa de iodo/sangre, error vóxel con calcio)



Conclusiones

La atenuación del haz de rayos X depende de dos efectos (fotoeléctrico y Compton)

La utilización de dos energías del haz diferente permite una separación de materiales en función de su atenuación

Se pueden obtener mapas de yodo, calcio, sin contraste o sin calcio virtuales

Aplicaciones en SNC, angioTC, columna, cuello)



Muchas gracias