

XLIX Reunión anual

SOCIEDAD ESPAÑOLA  
DE NEURORRADIOLÓGIA

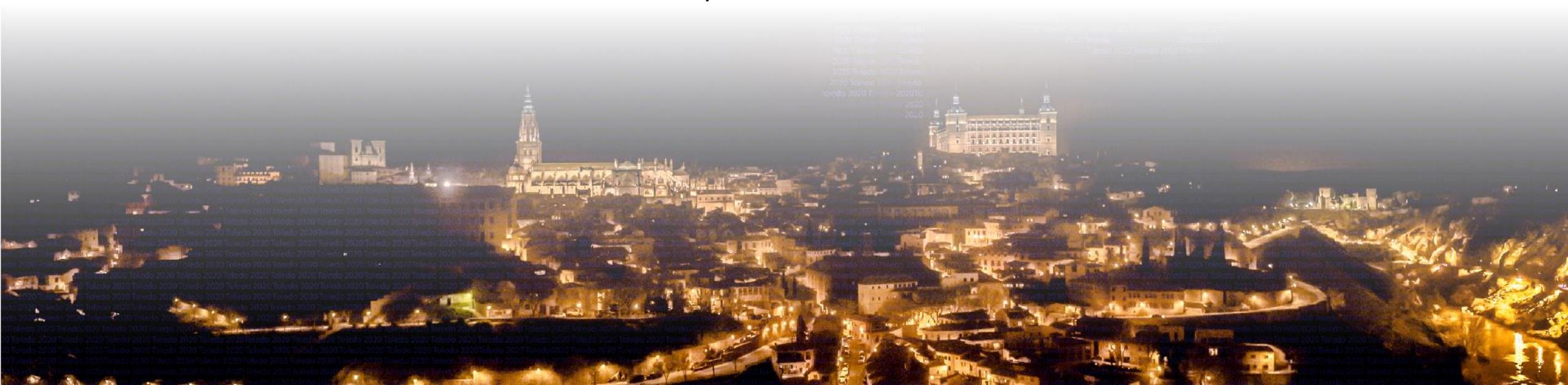
TOLEDO  
21 - 23 octubre 2021  
Palacio de Congresos

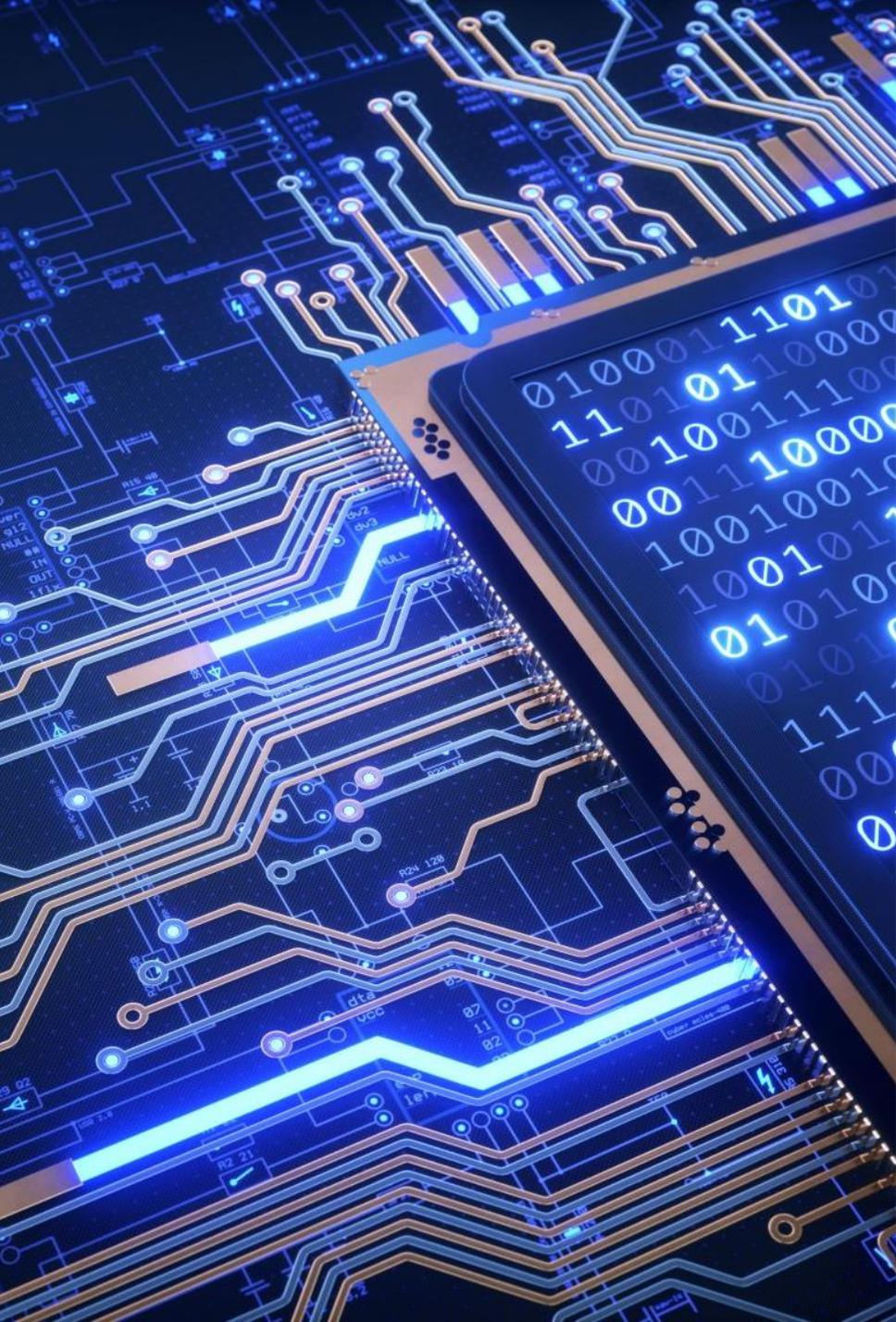


# TC de energía dual: Bases técnicas y aplicaciones en neurorradiología

Laura Oleaga

- *Hospital Clínic Barcelona*

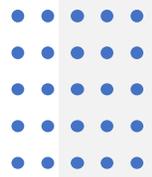




# Guión

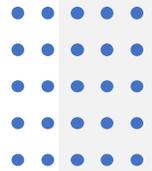
---

- 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

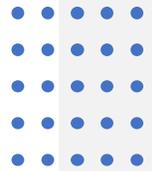
---

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

---

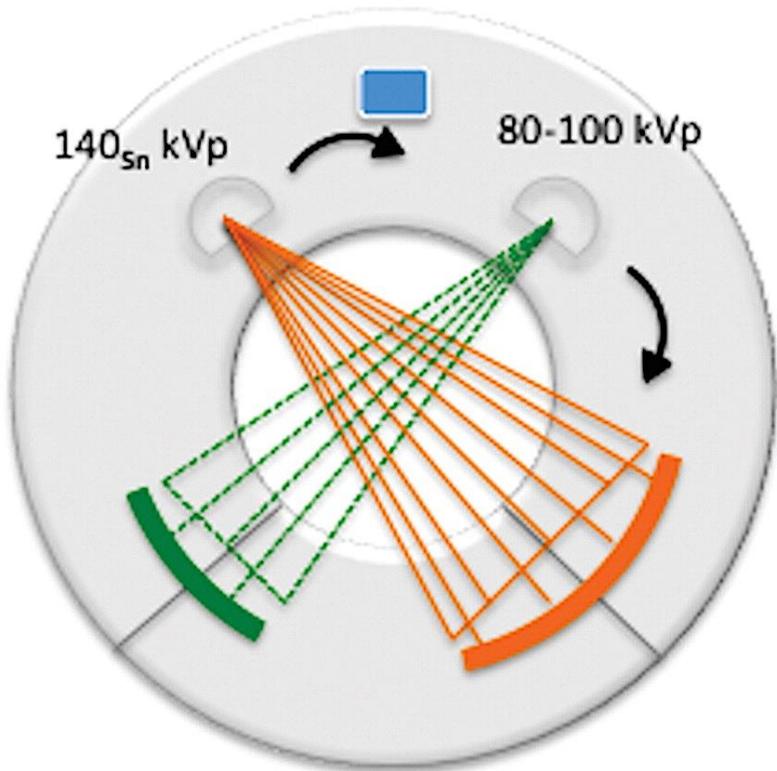
La absorción de energía es diferente para cada elemento químico y depende del número atómico

---

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

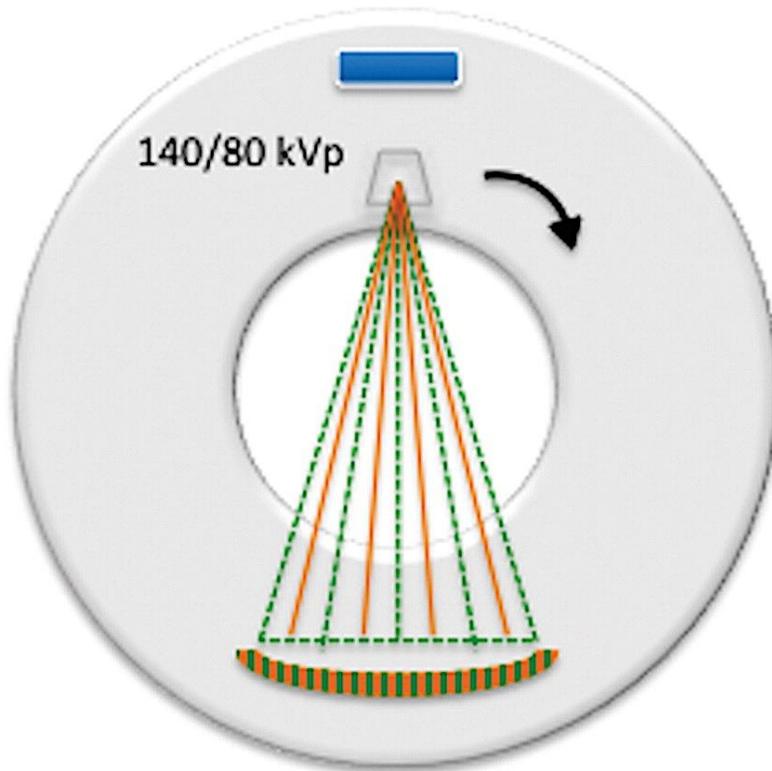
---

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



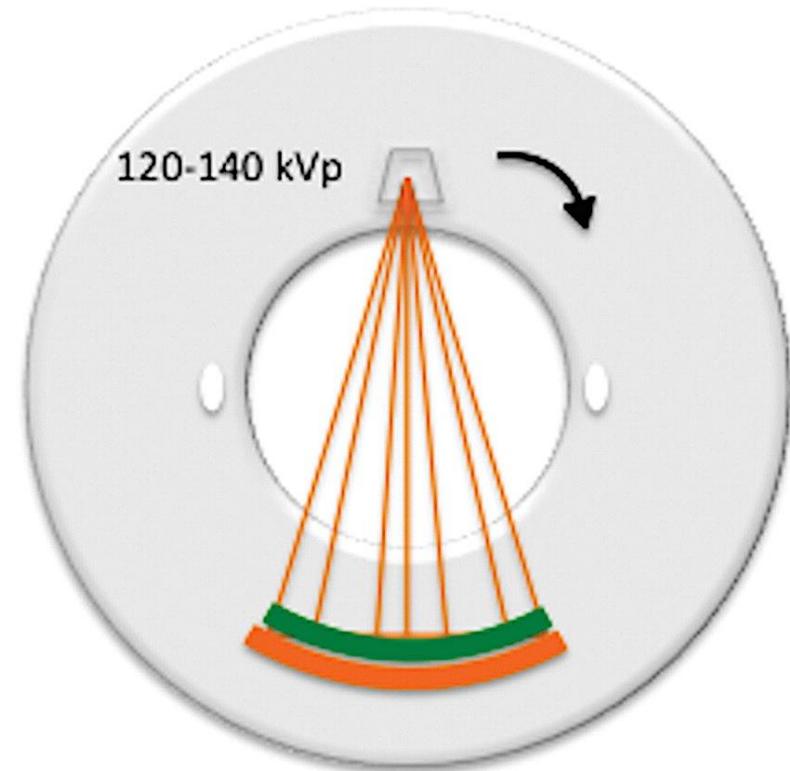
### ***Dual source DECT***

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



### ***Single source DECT***

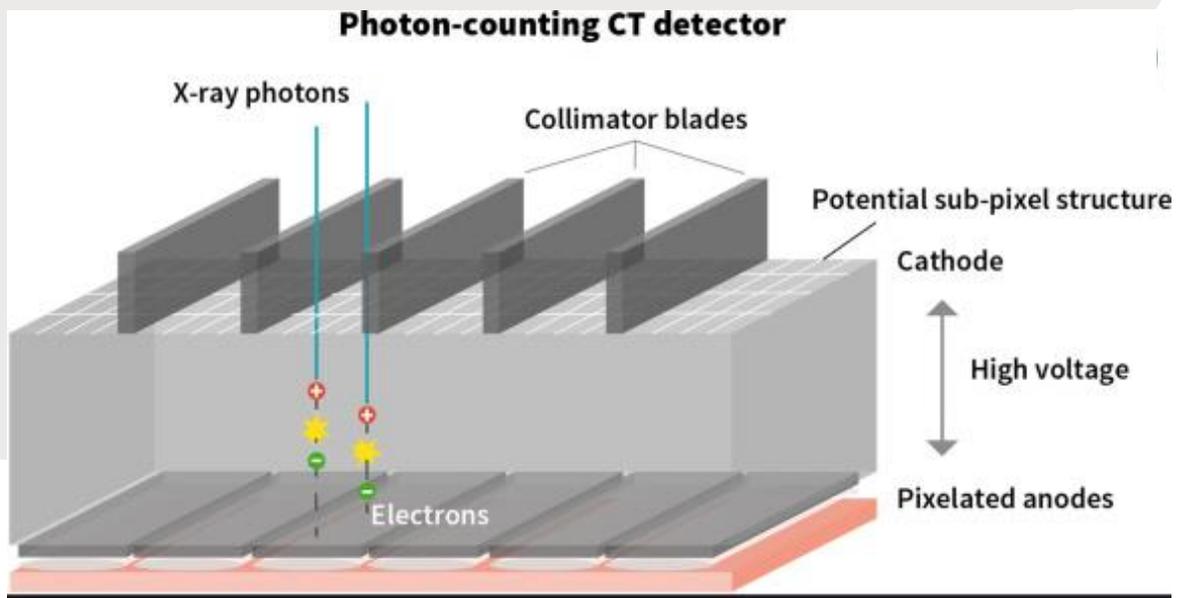
(Discovery 750HD; GE Healthcare,  
Milwaukee, Wis)  
TwinBeam Dual Energy (Siemens)



### ***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 Lenga<sup>1</sup>, Marvin Lange<sup>1</sup>, Simon S Martin<sup>1</sup>, Moritz H Albrecht<sup>1</sup>, Christian Booz<sup>1</sup>, Ibrahim Yel<sup>1</sup>, Christophe T Arendt<sup>1</sup>, Thomas J Vogl<sup>1</sup>, Doris Leithner<sup>1 2 3</sup>

**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



# Dosis de Radiación

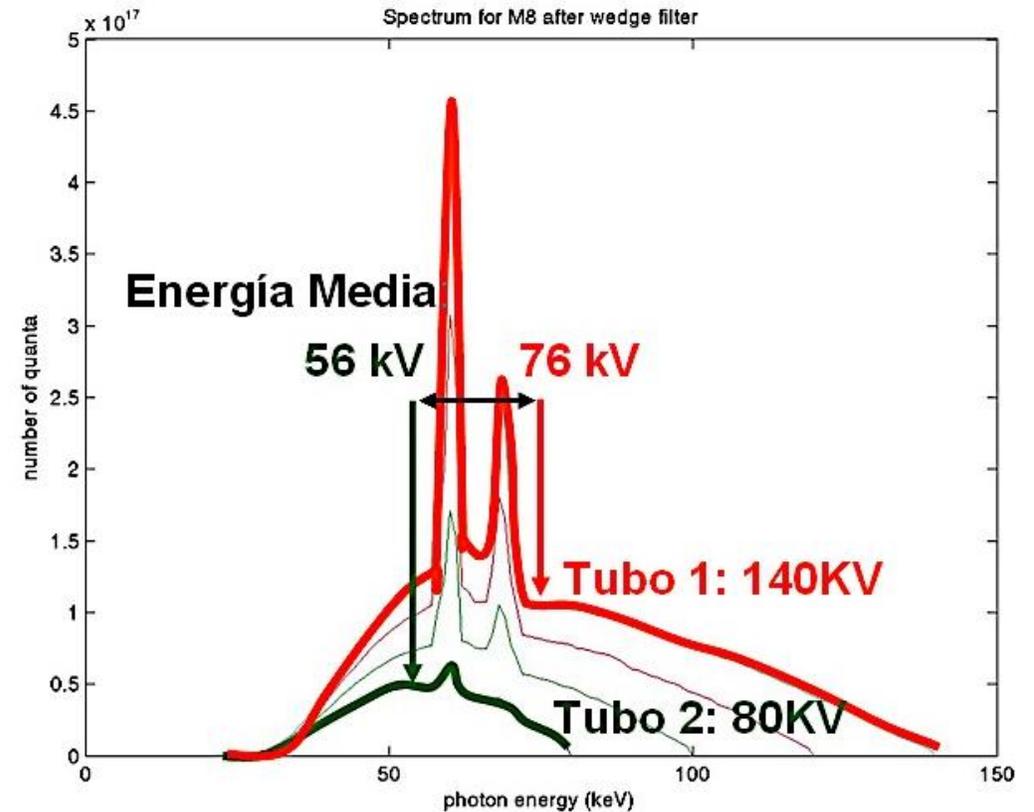
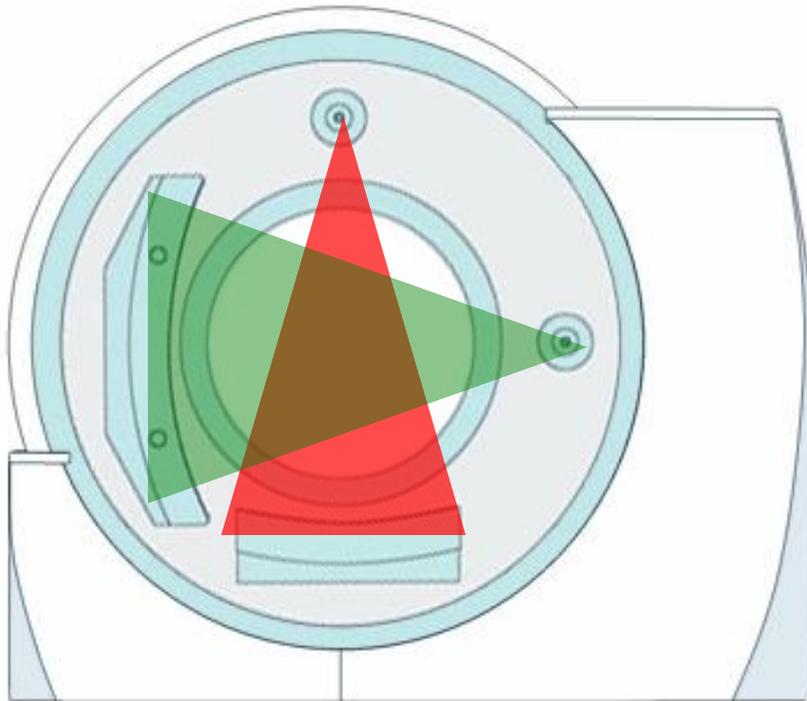
## Fuente única

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	

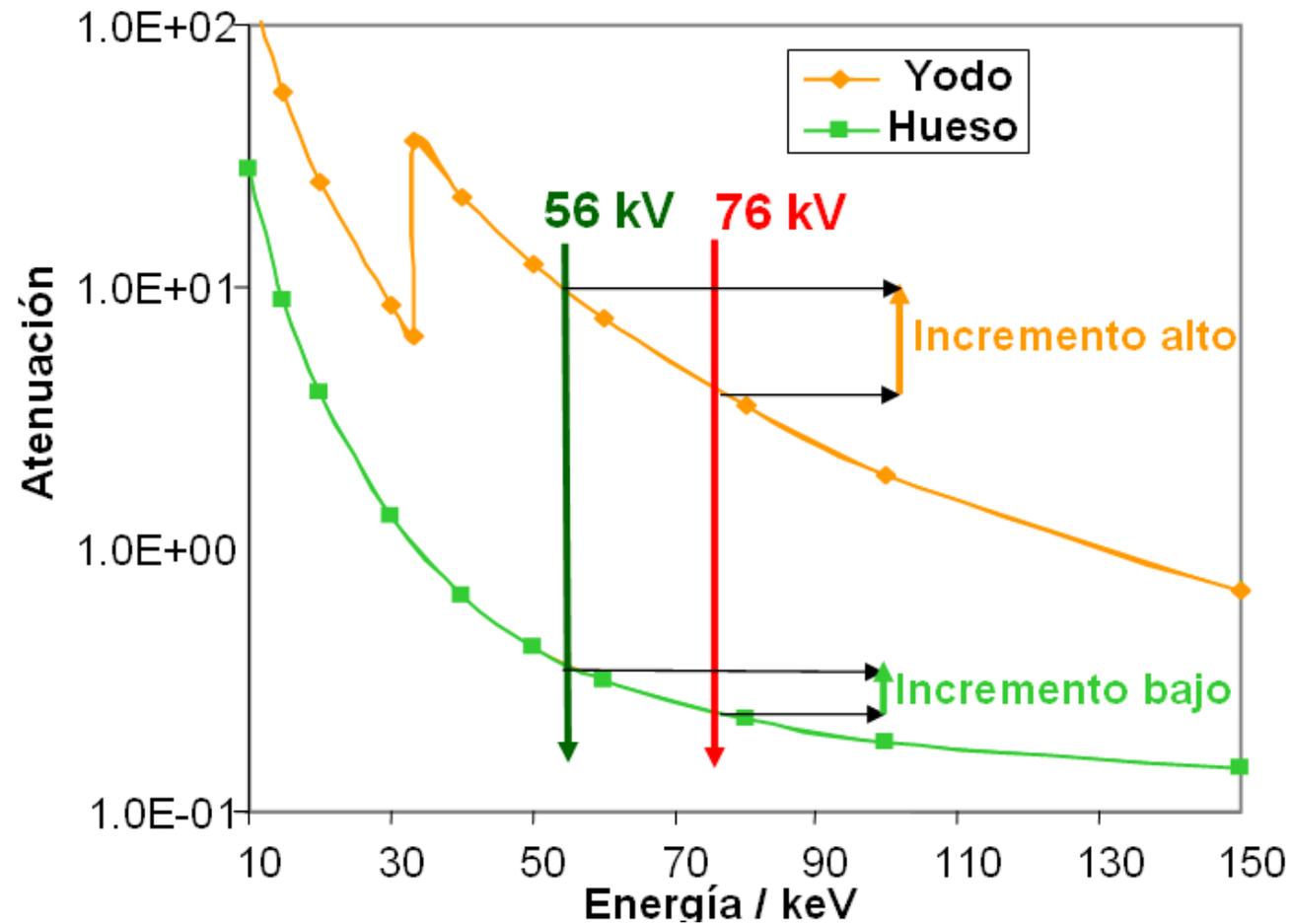
## Energía dual

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)



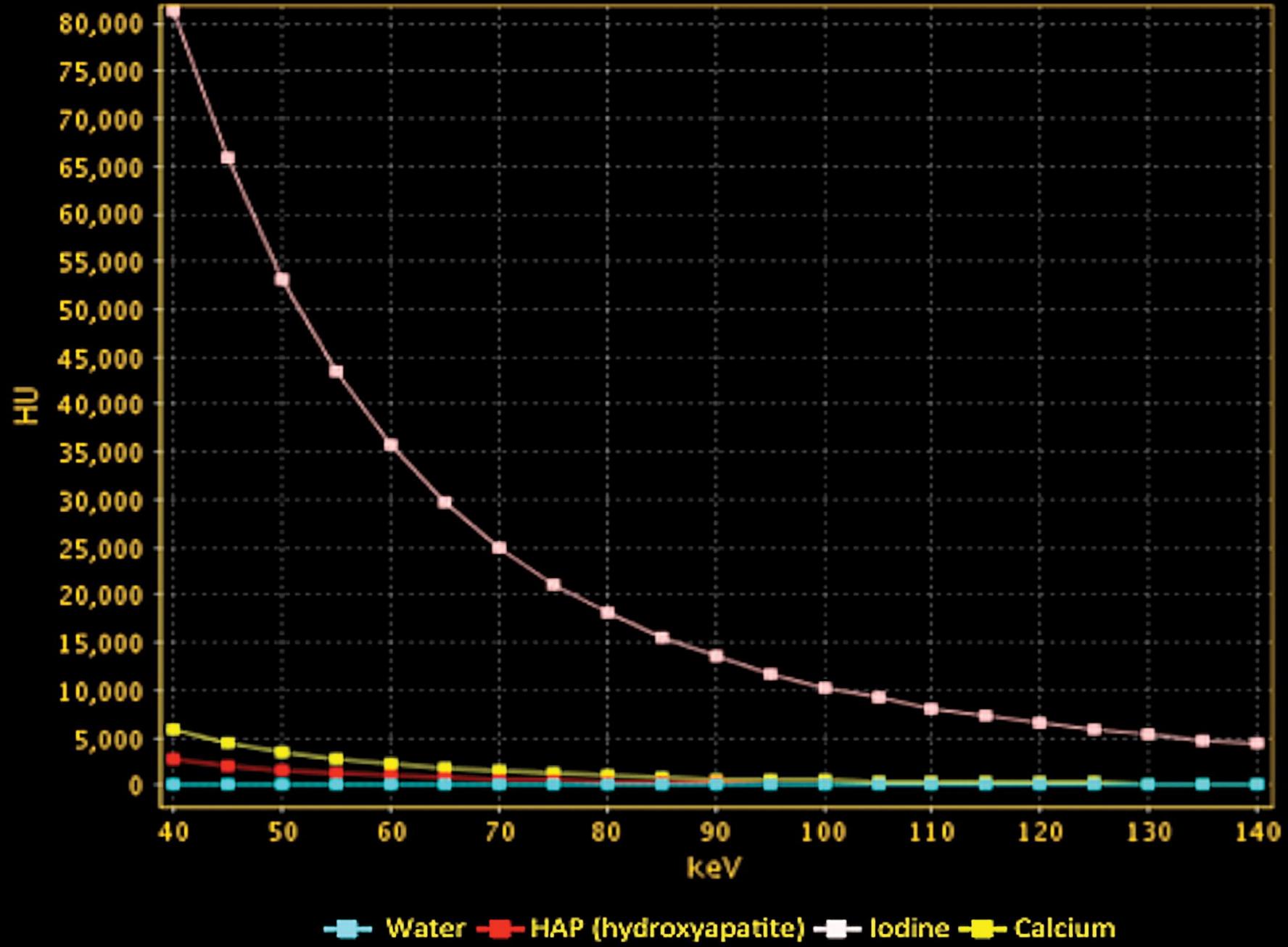
# TC energía dual

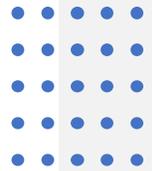


80 kV  
Attenuation B

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





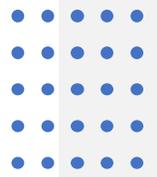
## TC energía dual

---

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

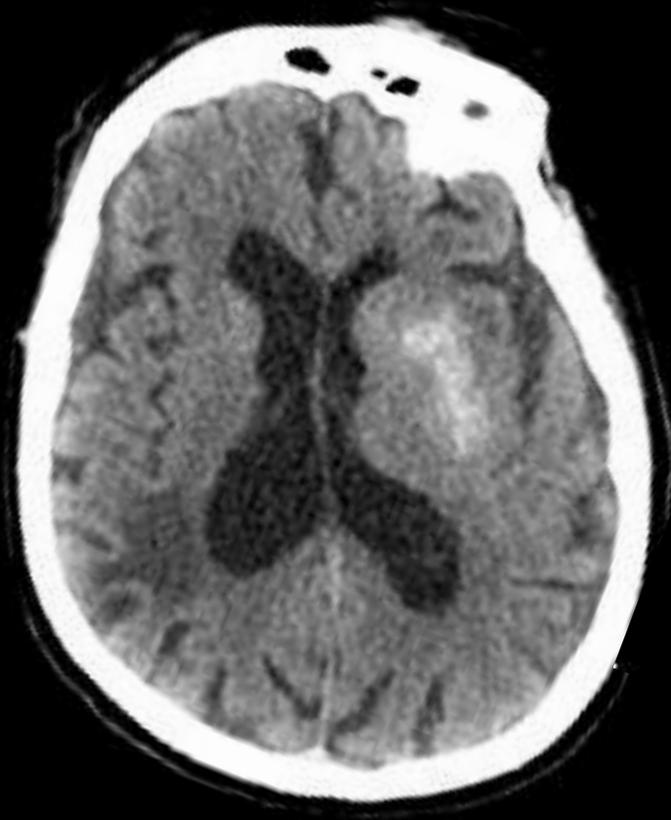


Imagen virtual sin  
contraste



Imagen de Iodo

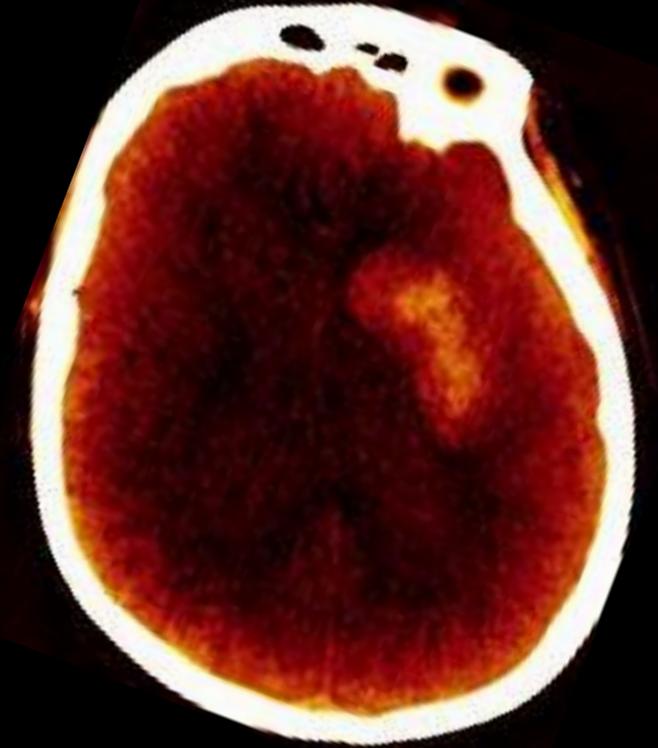


Imagen mixta

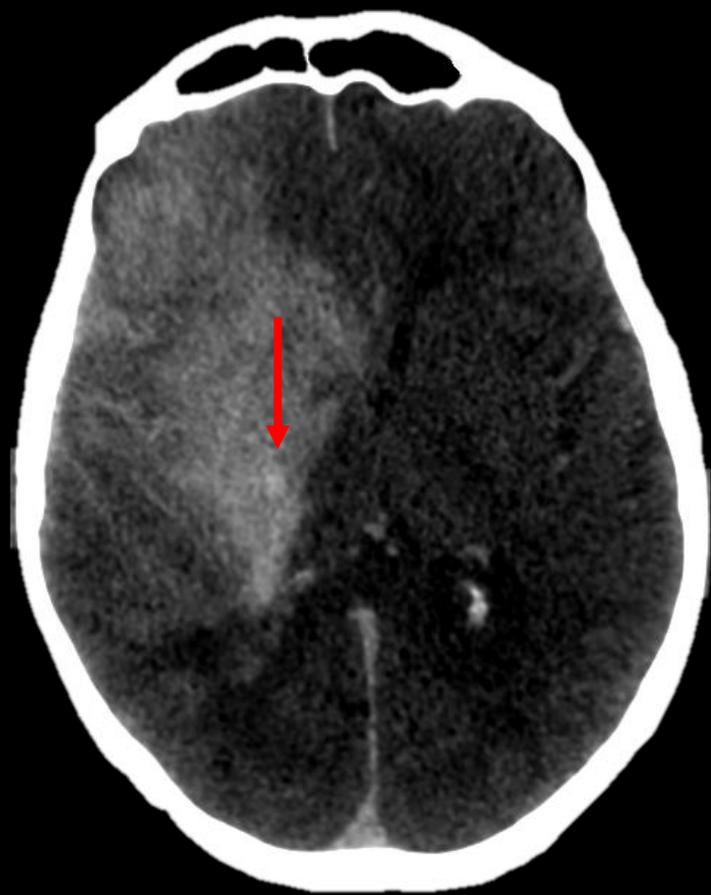


Imagen virtual sin  
contraste

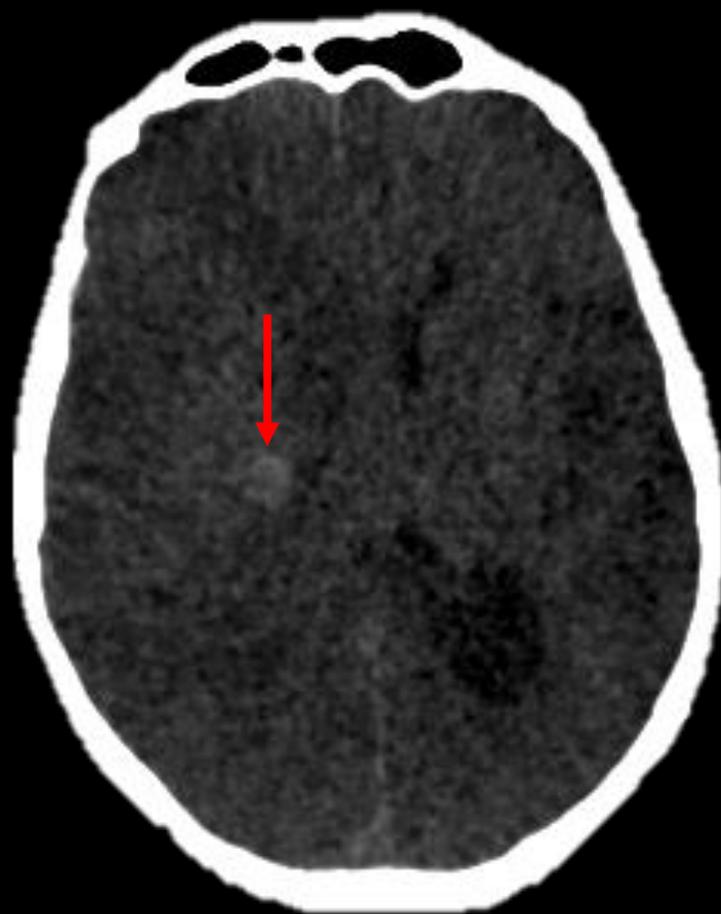
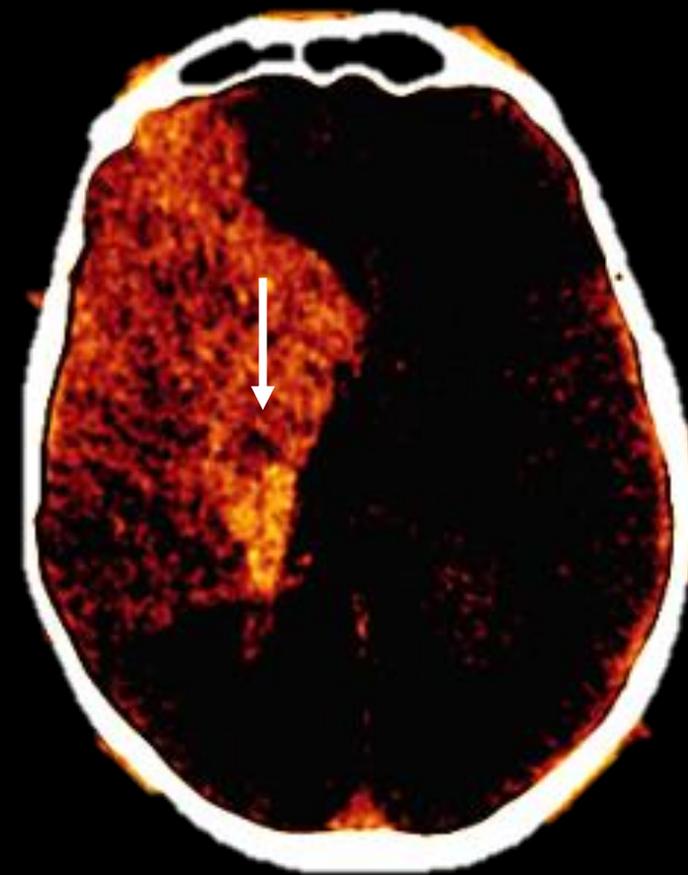


Imagen de Iodo



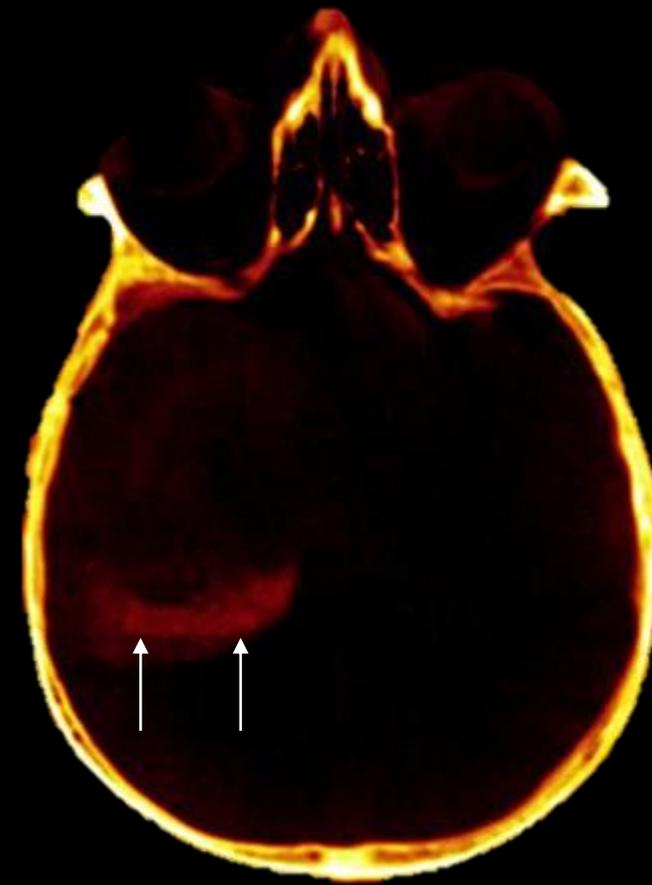
100/140kV Imagen mixta  
(iodo+imagen virtual)



Imagen virtual sin  
contraste



Imagen de Iodo



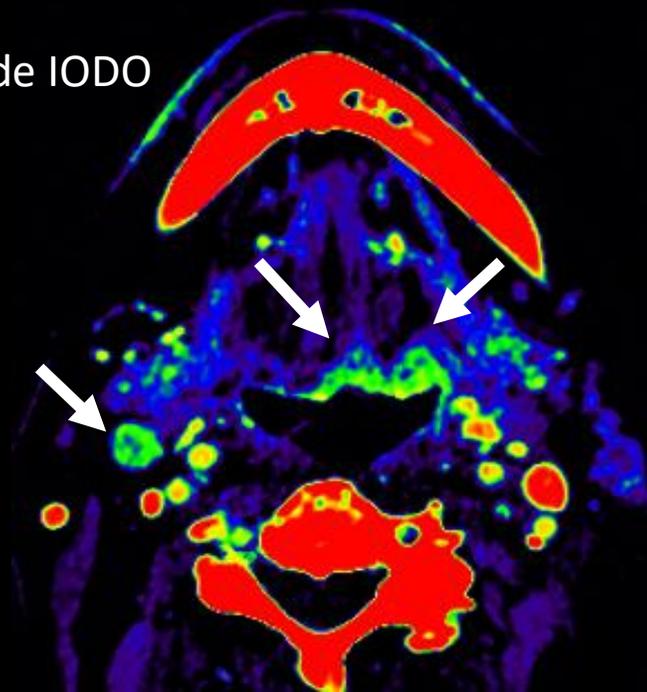
SCV



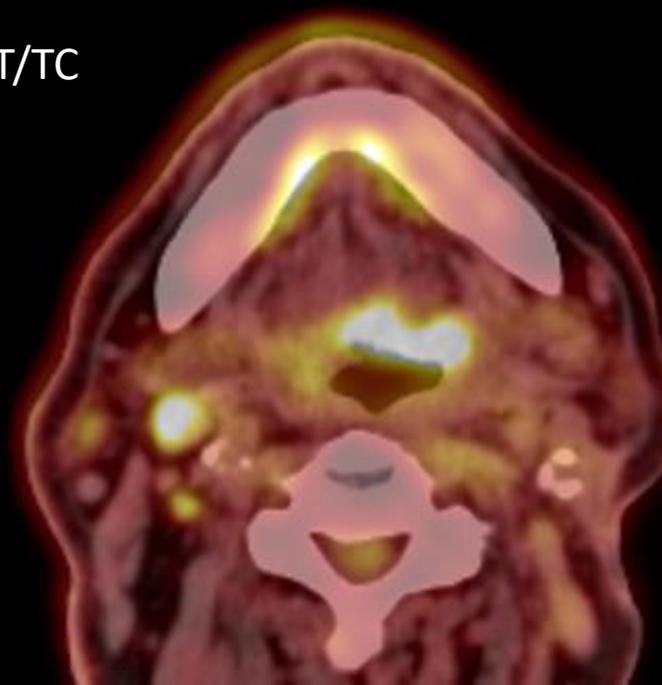
Mixta

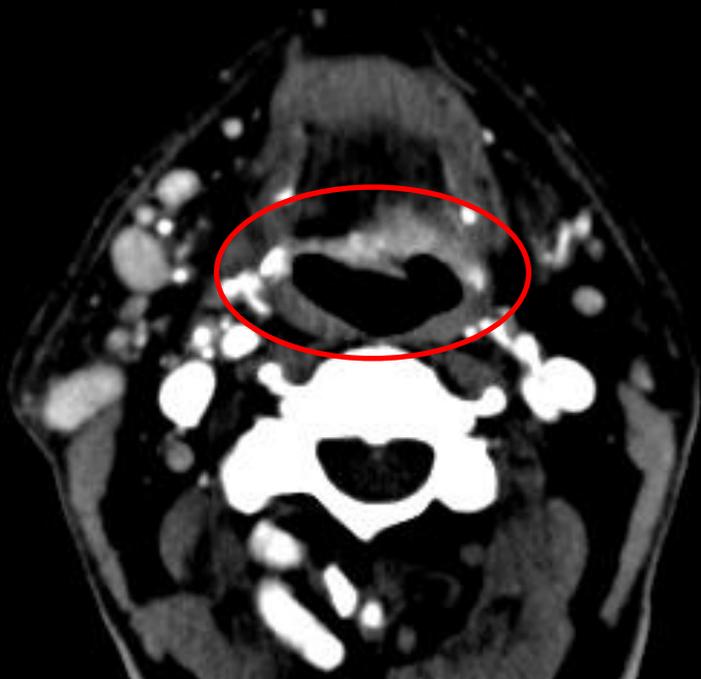


MAPA de IODO



PET/TC





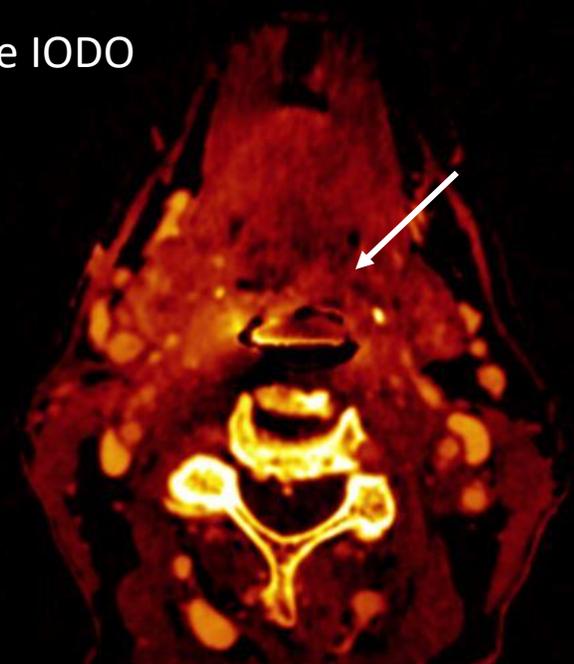
Mixta



SCV



MAPA de IODO





# Cuantificación de Iodo

## Dual-energy CT iodine quantification for characterizing focal thyroid lesions

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

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

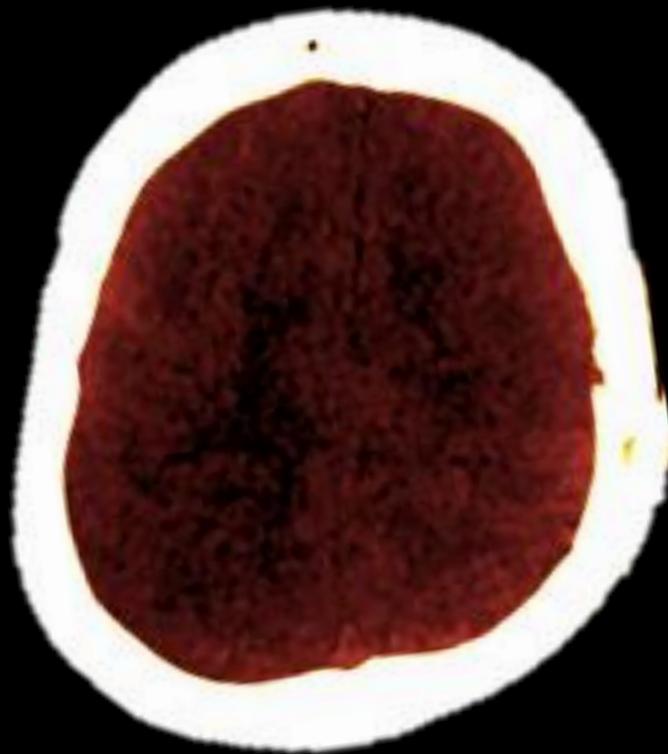
# Diferenciación Ca/Hemorragia

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

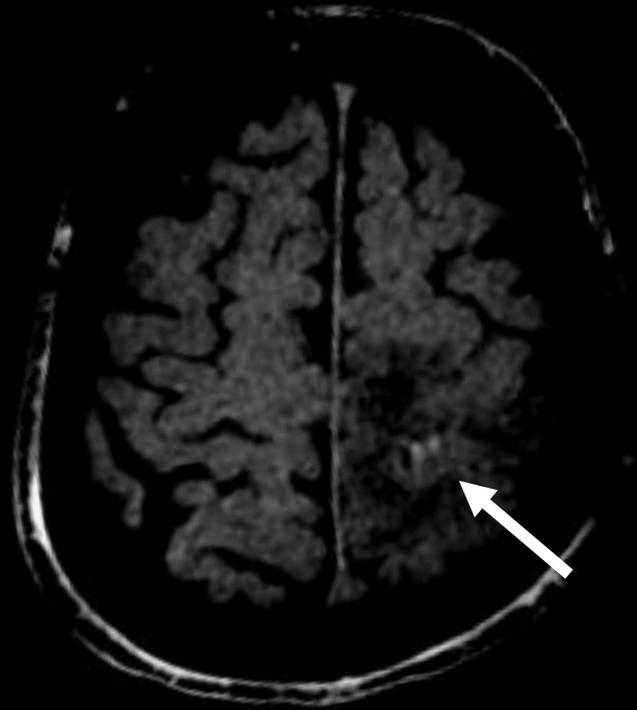
# Mapa de calcio



TC

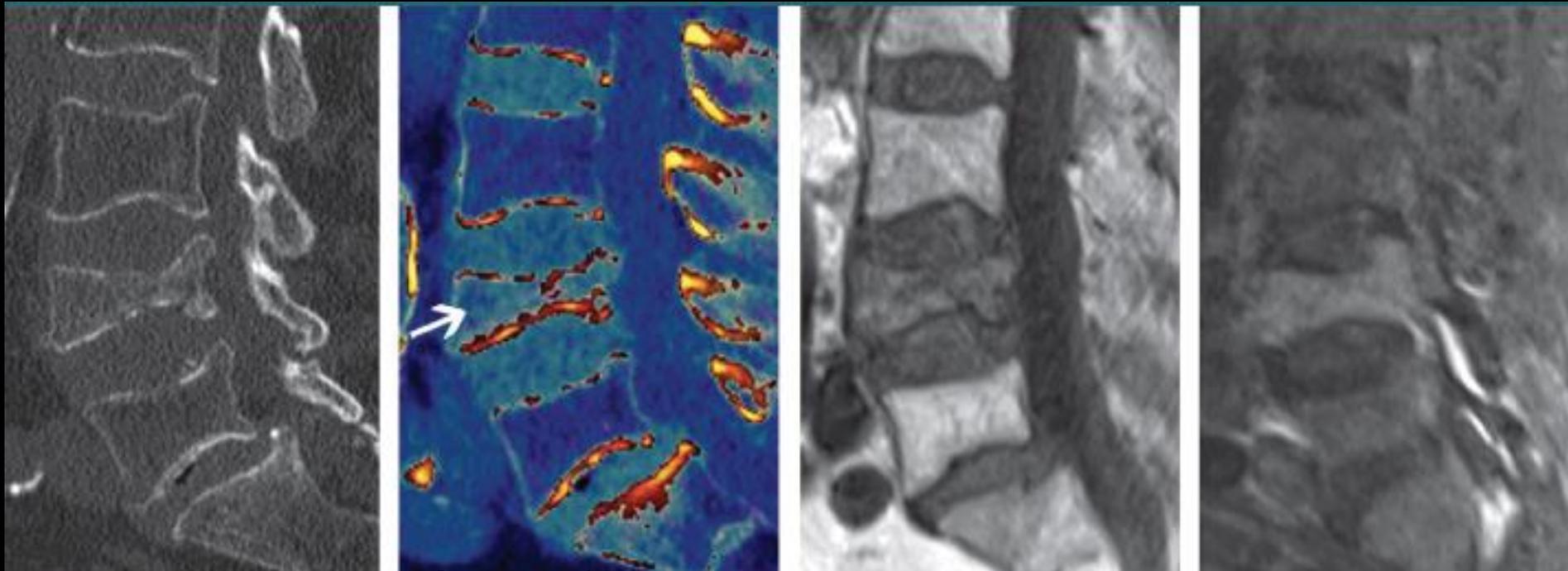


Mapa de calcio



Virtual sin calcio

# Mapa de calcio



Sustracción de  
calcio (edema)

STIR

# Diferenciación Iodo/Calcio

## Detección de iodo

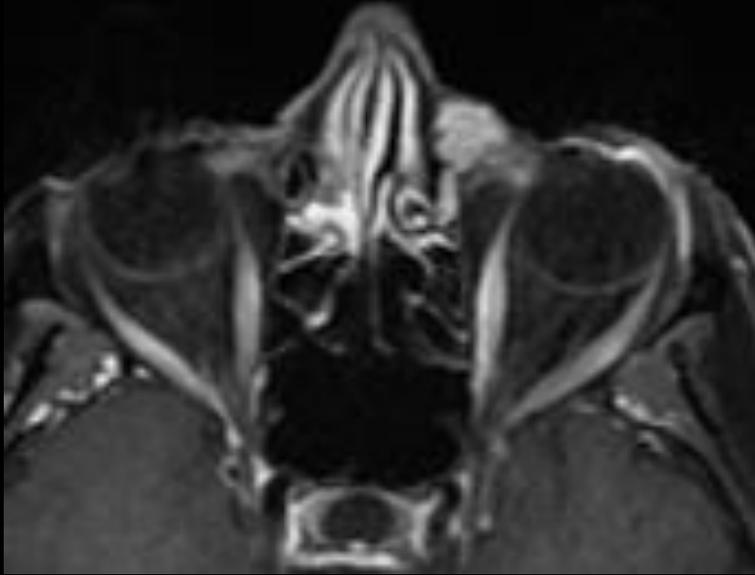
- Mapa de iodo
- Imagen sin contraste virtual

## Diferenciación calcio/iodo

- Sustracción automática del hueso
- Eliminación de placas ateromatosas

# Mapa de iodo/sustracción calcio

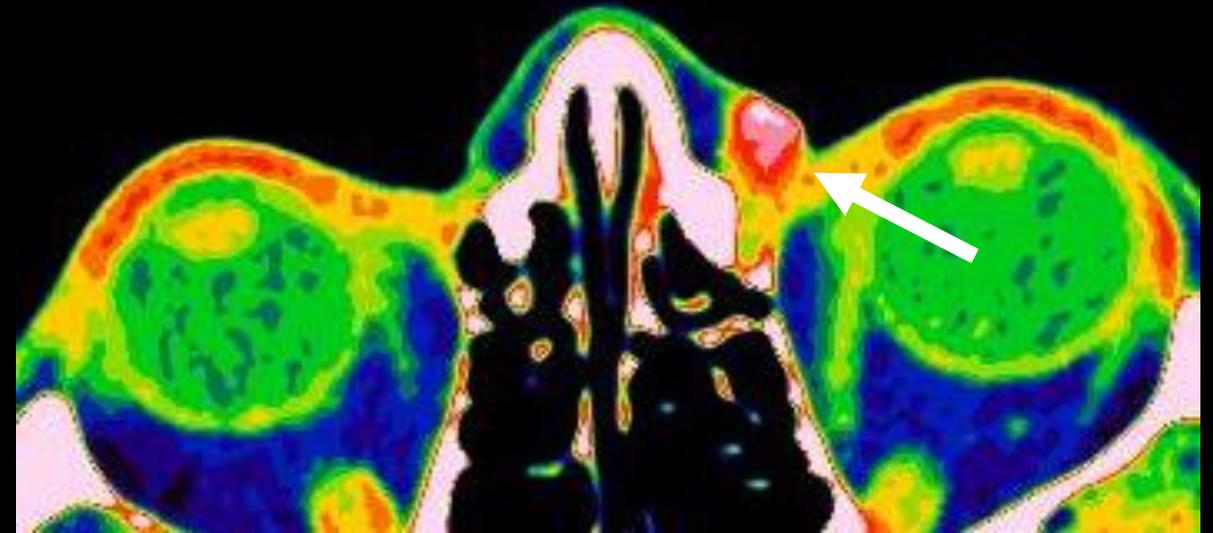
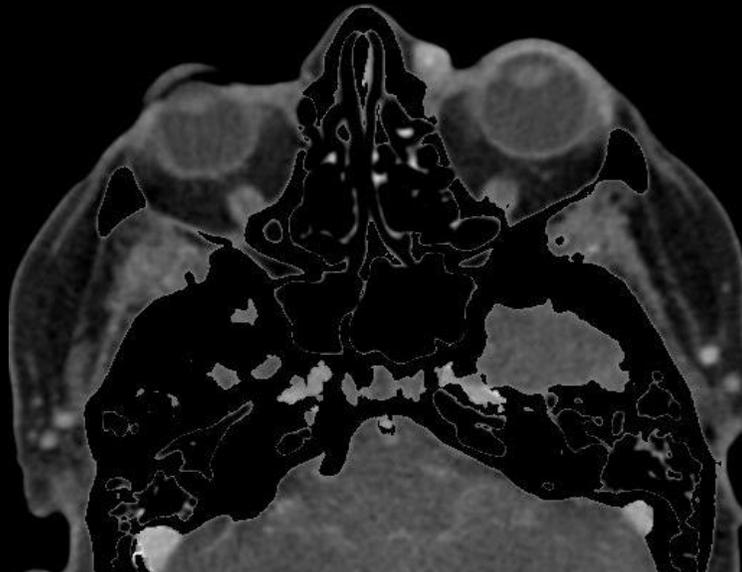
Sin CV



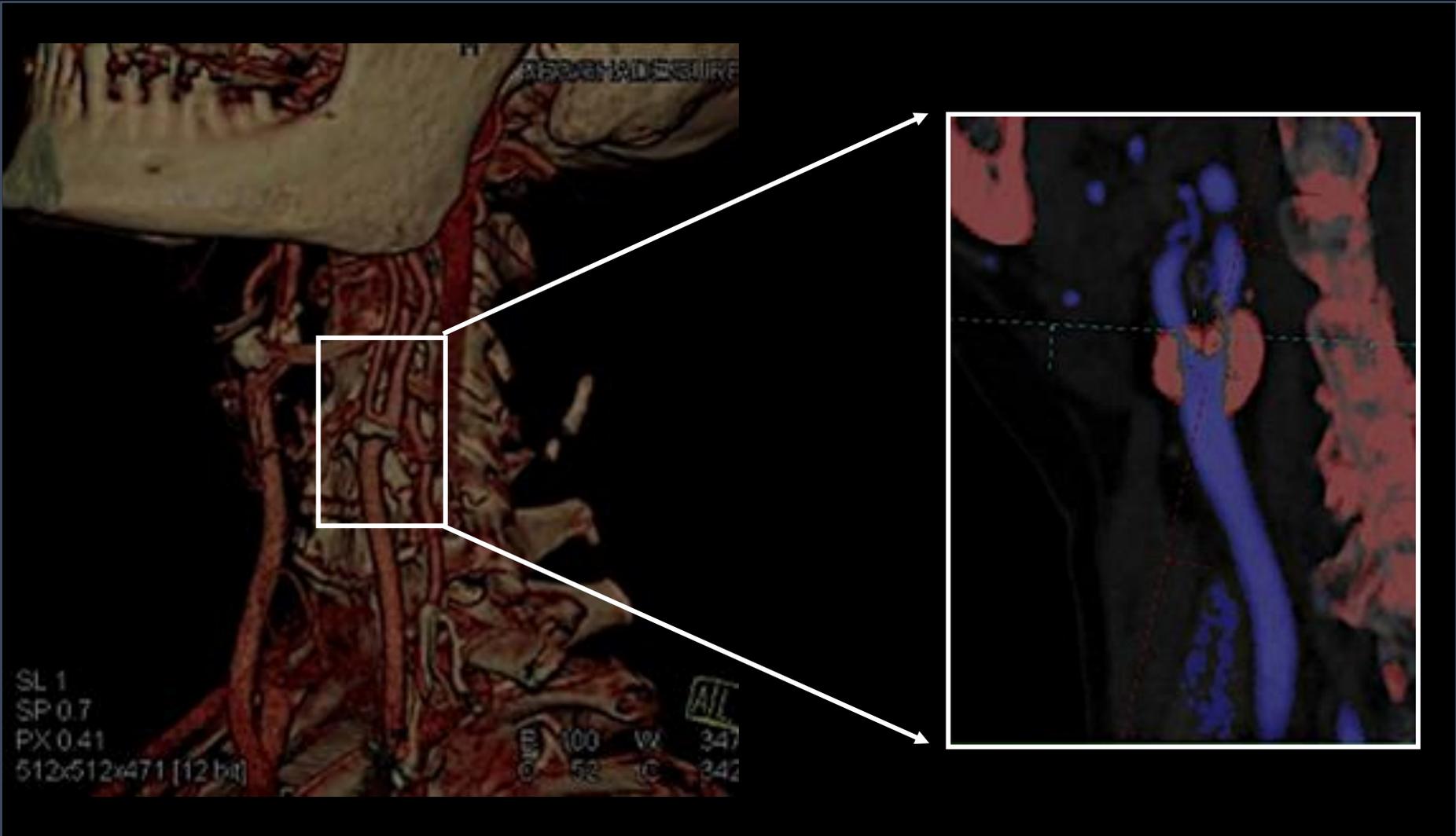
CIV



Sustracción  
calcio



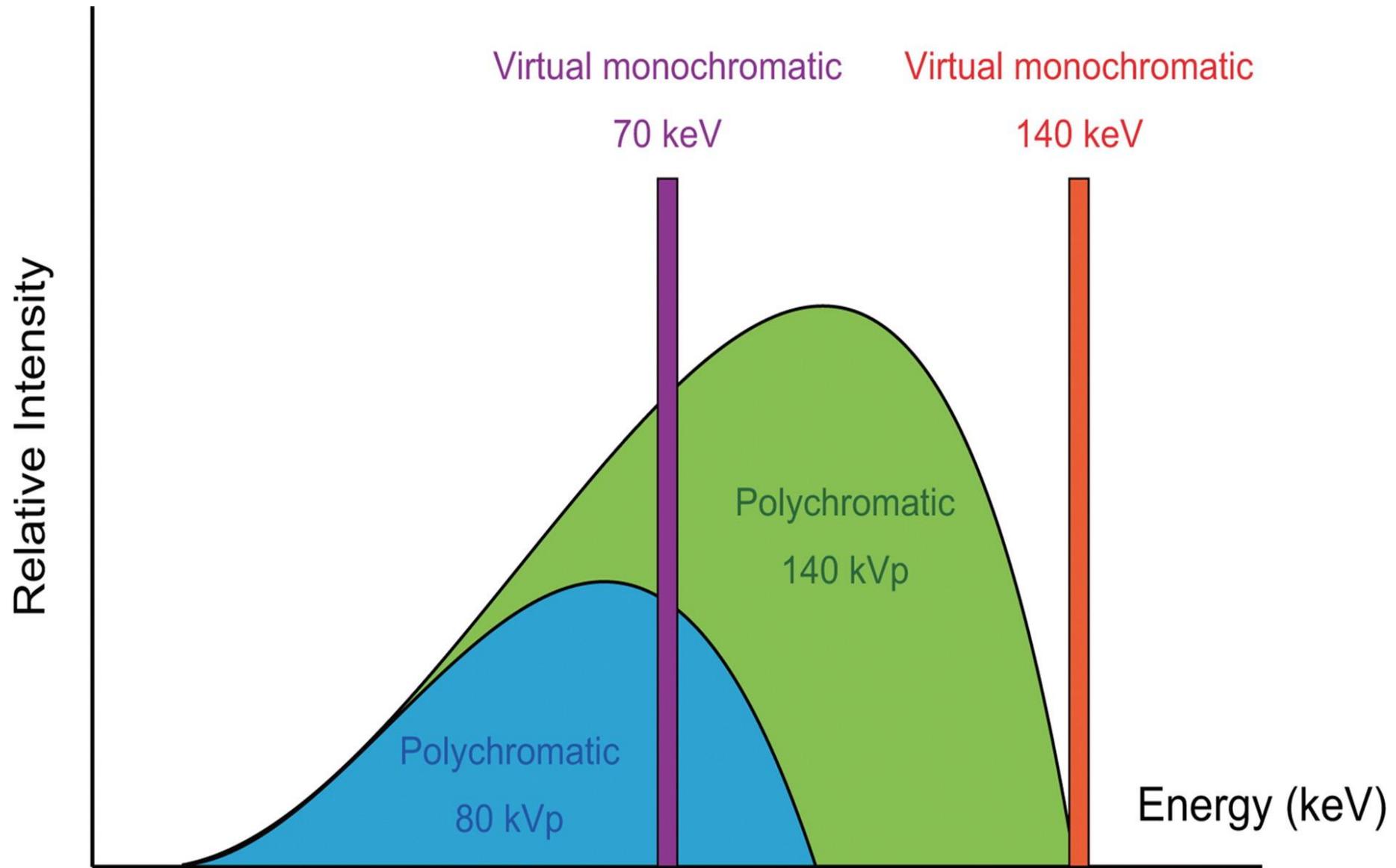
# Diferenciación placa de calcio/iodo

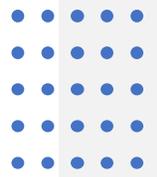


# Diferenciación iodo/calcio

- **Separación iodo y hueso automática**







# Imagen monoenergética

---

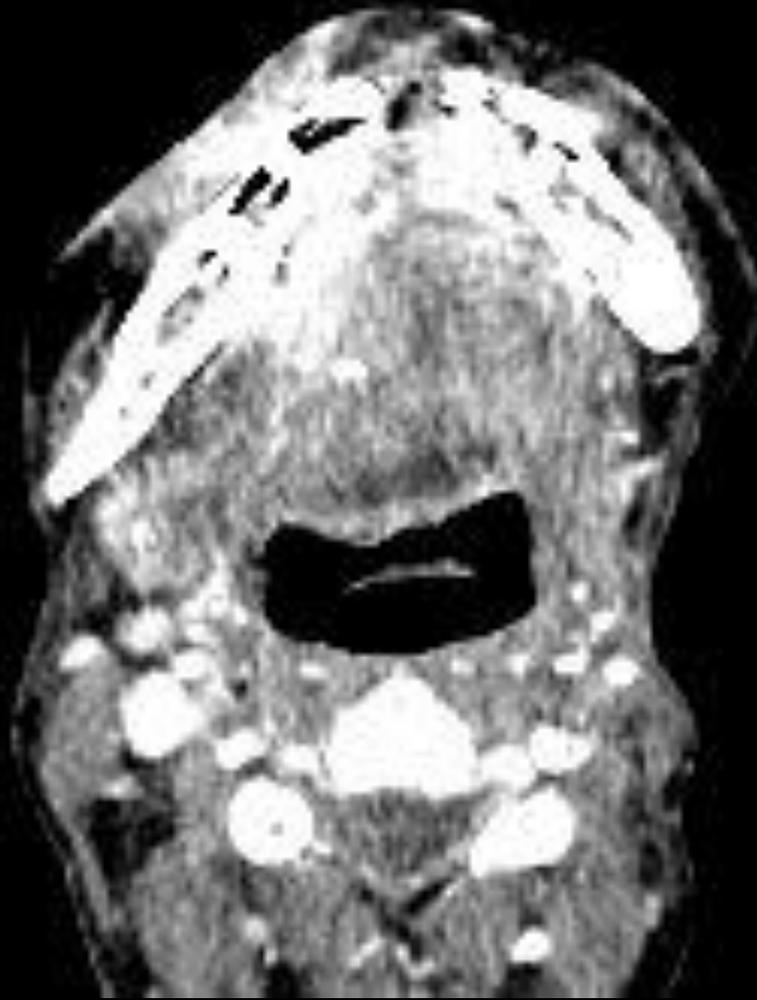
Imágenes con múltiples niveles de voltaje de kiloelectrones a partir de 40 keV

---

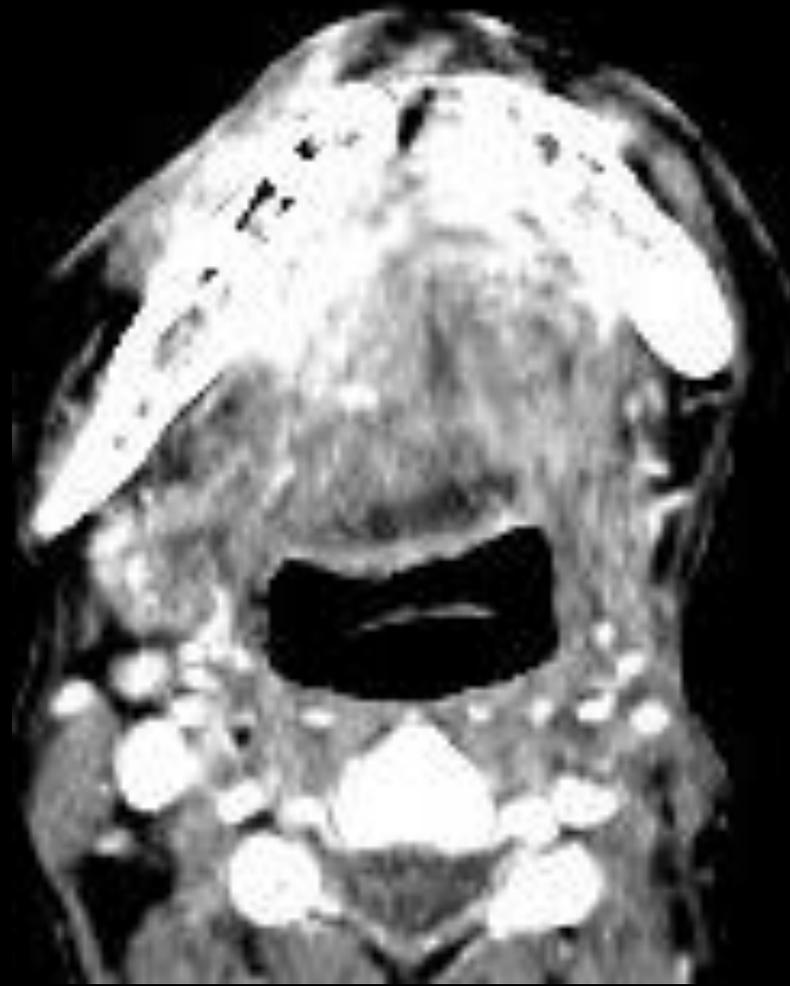
Las imágenes de bajo keV (<65 keV) ayudan a mejorar el contraste de la imagen

---

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



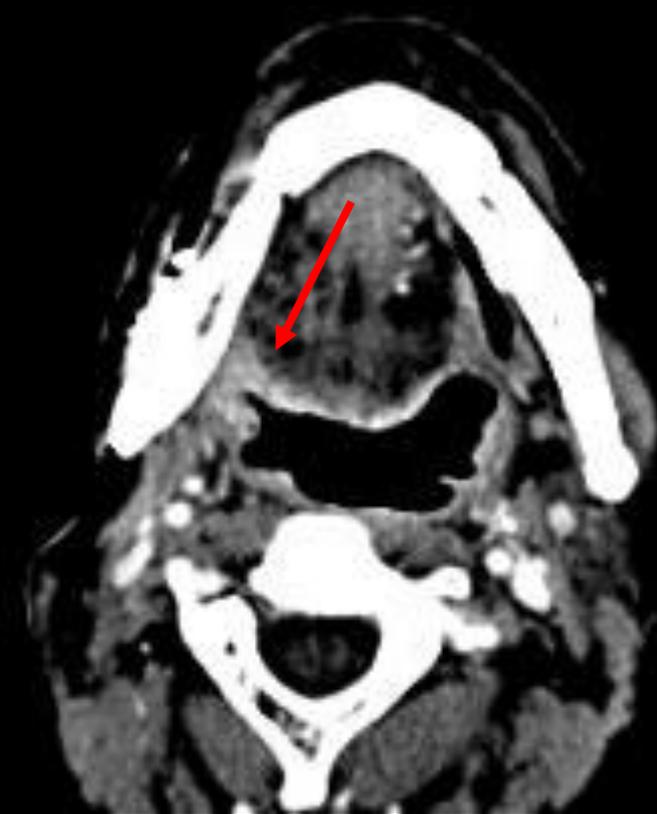
60keV



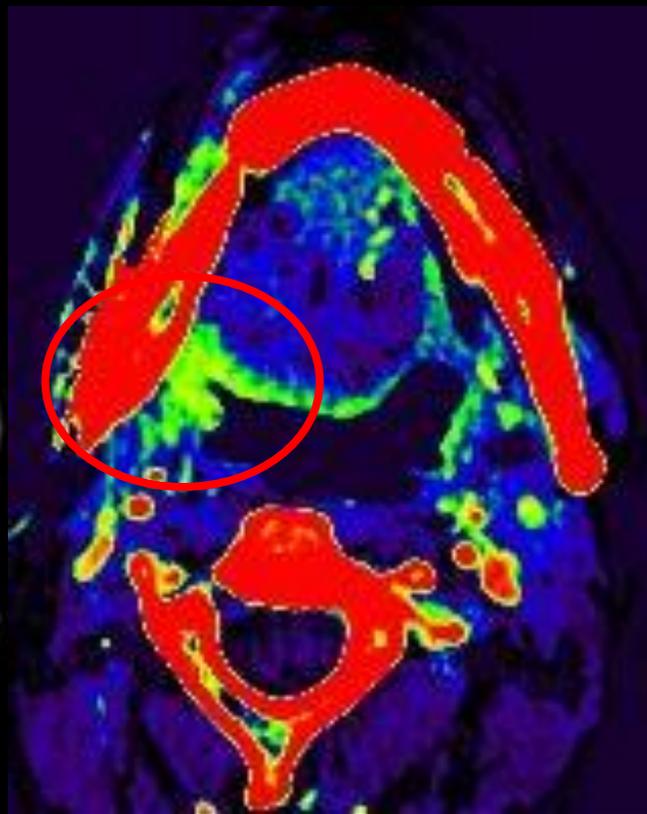
70keV



110keV



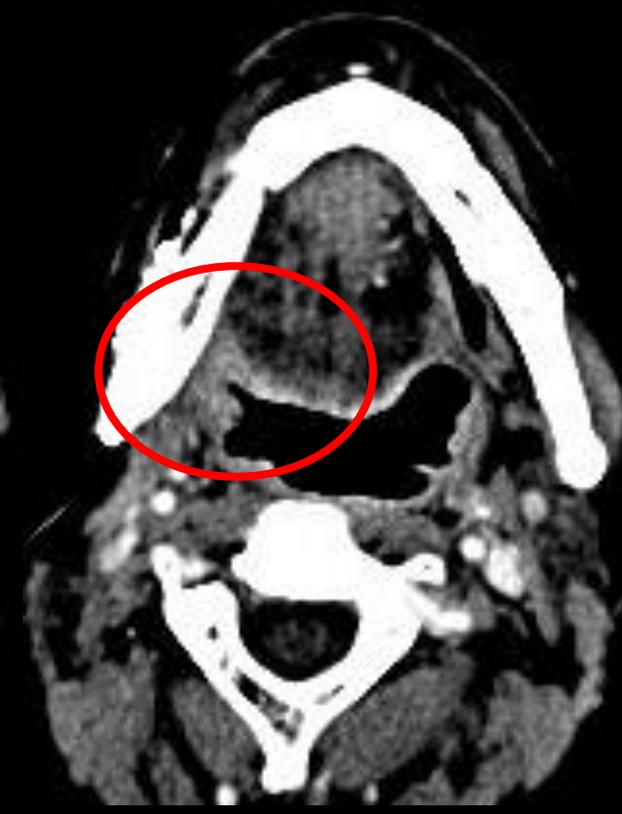
Mixta



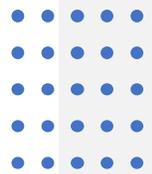
Mapa iodo



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

---

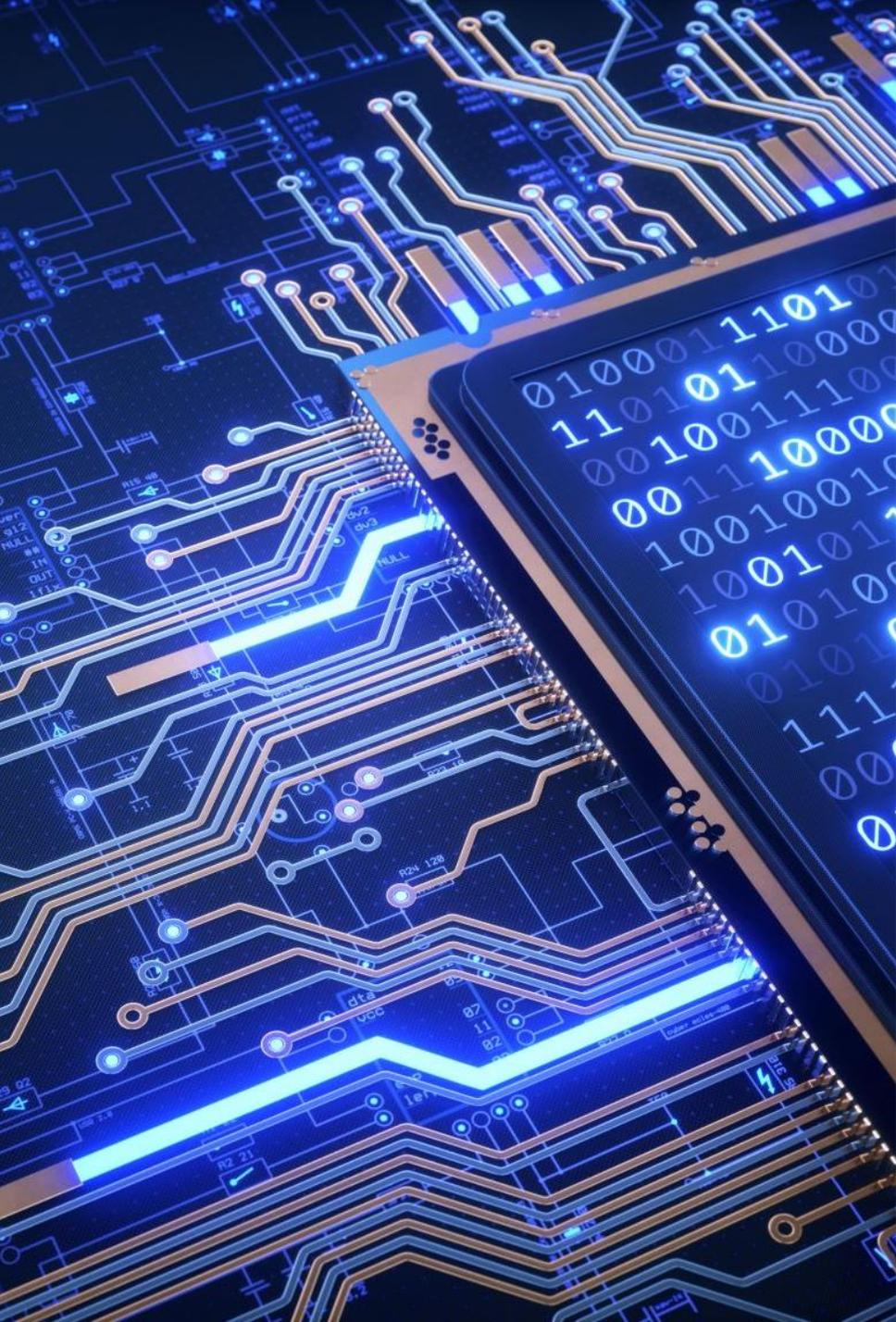
Artefacto de endurecimiento del haz

---

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