

Parámetros de Adquisición en Tomografía Computada

TM. Gonzalo Espinoza Ortiz
Unidad de Tomografía Computada
Centro de Imagenología
Hospital Clínico Universidad de Chile

1. Planificación de la Adquisición



2. Adquisición de los datos



3. Volumen de información o Raw Data



4. Reconstrucción de Imágenes



5. Despliegue de Imágenes.



1. Planificación de la Adquisición



- Configuración de detección
- Tiempo de rotación
- Pitch
- Corriente de tubo
- kVp
- FOM

1. Planificación de la Adquisición



2. Adquisición de los datos



3. Volumen de información o Raw Data



4. Reconstrucción de Imágenes



5. Despliegue de Imágenes.



- FOV
- Filtro
- Espesor de corte Incremento



4. Reconstrucción
de Imágenes



5. Despliegue de Imágenes.

- Ancho de ventana
- Nivel de ventana



4. Reconstrucción
de Imágenes



IMAGEN
RECONSTRUIDA



Reformaciones


Otros planos como:
Sagitales
Coronales
Imágenes VRT
MIP/MinIP



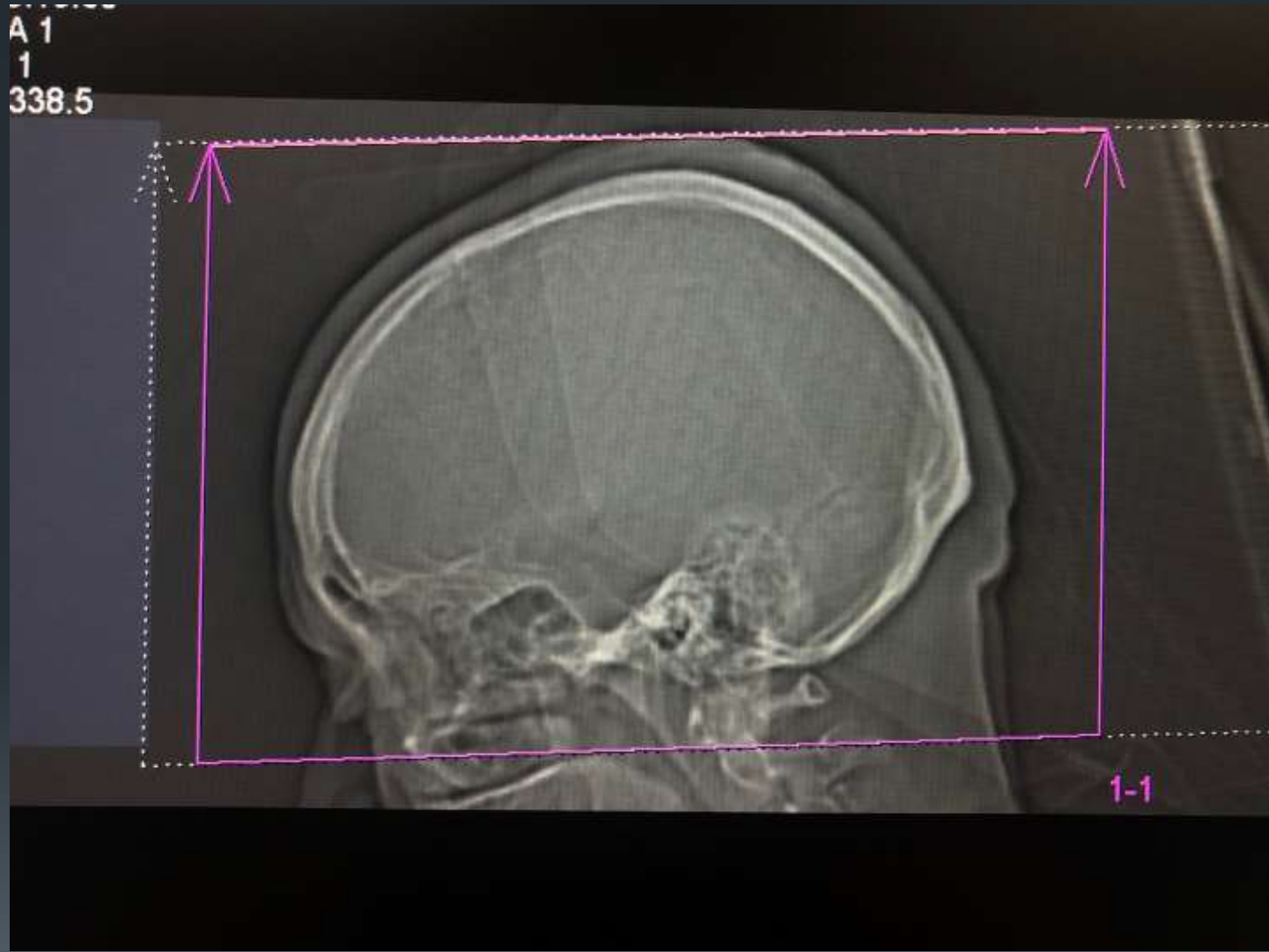
5. Despliegue de
Imágenes.

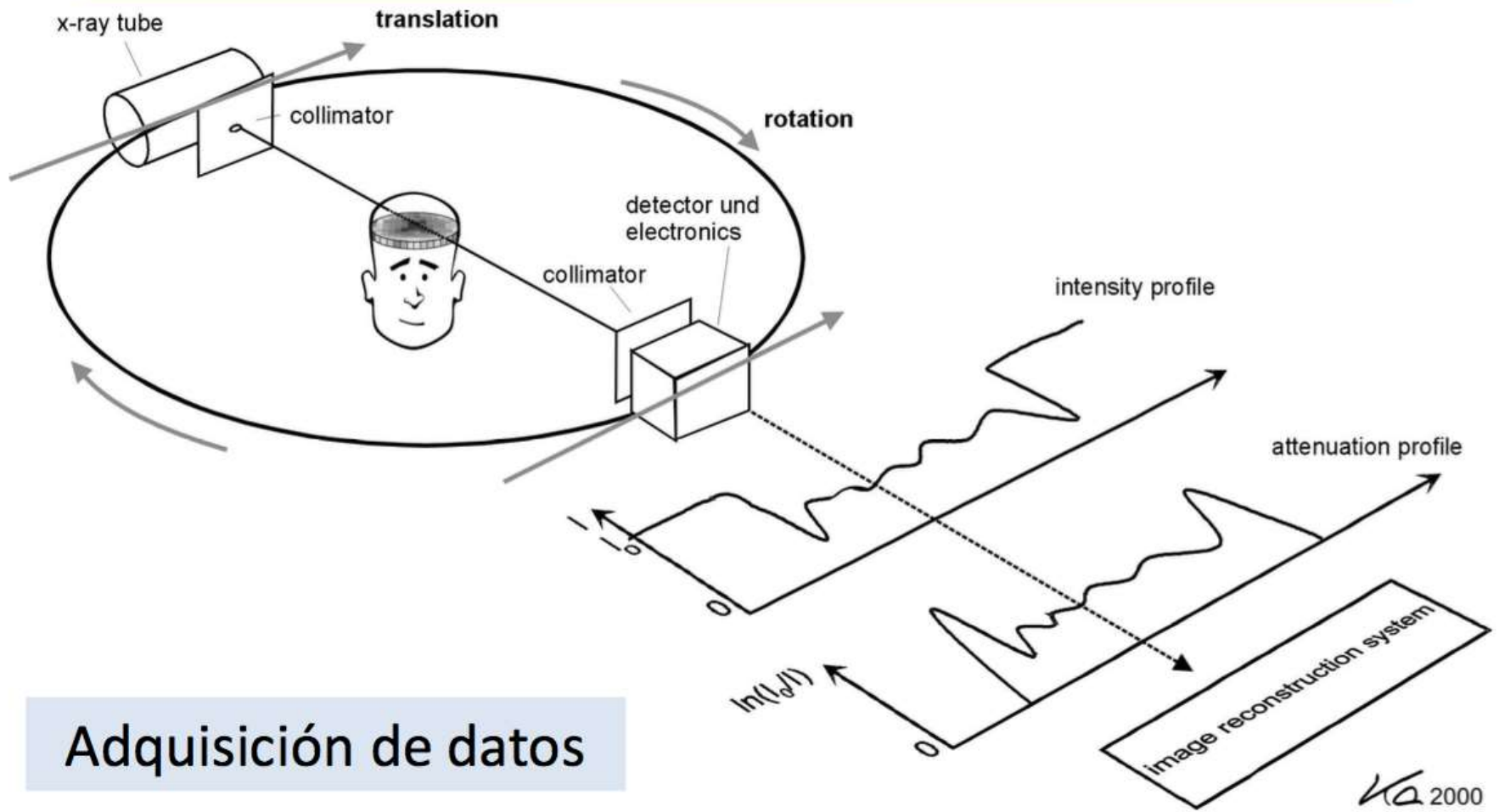


Planificación y Adquisición de datos.

- 
- Para poder configura nuestra adquisición y delimitar la zona a irradiar, necesitamos una imagen de referencia denominada TOPOGRAMA.
 - Este topograma es una radiografía que según la zona a explorar puede ser Anteroposterior o Lateral.
 - Esta radiografía permite delimitar la zona a explorar y además tiene fines dosimétrico como veremos mas adelante.

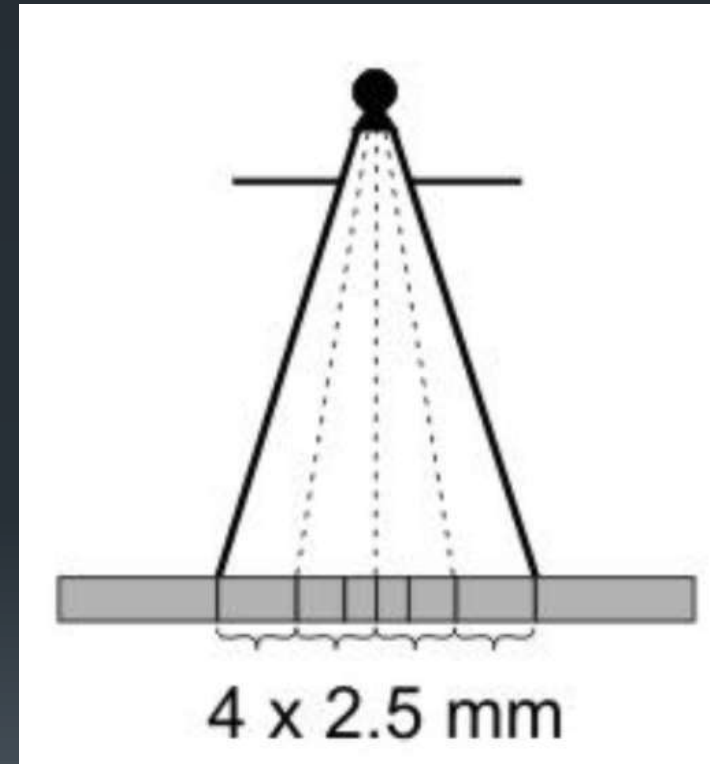






Configuración de la detección

- Corresponde al ancho nominal o colimación nominal del haz de Rx.
- Tiene importancia en la cobertura y por lo tanto en la velocidad del estudio.
- Determina la resolución espacial de la imagen.



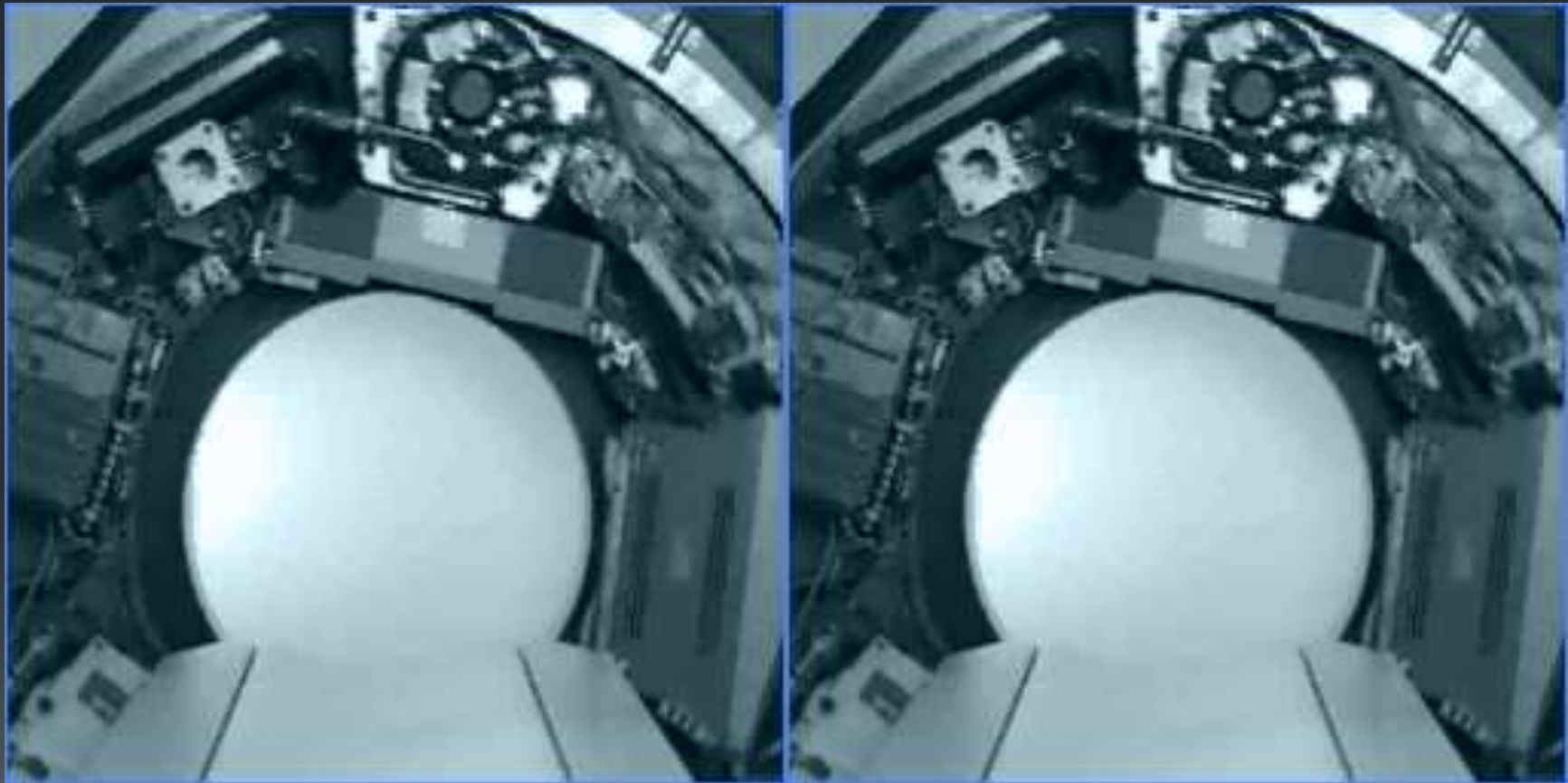
Configuración de la detección

Ejemplos:

- Oído: 12x0,6mm
- Cerebro 40x0,6
- Abdomen: 24x1,2mm

Tiempo de Rotación de Tubo

- Tiempo necesario para completar un giro de 360°
- Generalmente varía entre 0,3 y 1 segundo
- Disminuir el tiempo de rotación del tubo:
 - Aumenta la velocidad de giro
 - Disminuye el tiempo del barrido
 - Aumenta Resolución Temporal.



Tiempo de Rotación de Tubo

The image shows a medical imaging control panel with various settings and a zoomed-in view of the rotation time controls.

Trifasico (Adulto)

18.09.26-23:15:13-STD-Especiales PolyTre 18.09.26-23:15:13-STD mAs total: 0

Topograma

Sin Contraste

Pausa

Arterial

Pausa

Portal 30

Carpet Detallar Report

CARE Dose4D CARE KV Semi

Coll: 5.0 mm Adq: 32 x 1.2 mm

pitch 1.0

Dircción Craneocaudal

mAs efec KV 120

Caract. del órgano: Abdomen

CTDIwl (32cm) mGy OLP mGy*cm

Duración 3.39 s

Tiempo rotac 0.5 s

Rotardo 0.5 s

Inicio de exploración Botón iniciar

Rutina Explora

Zoomed-in view:

Duración 3.39 s

Tiempo rotac 0.5 s

Rotardo 0.5 s

1.0 s

Tiempo de Rotación de Tubo

Coro_Retrospective_Test1 (Adulto) 18.09.26-23:15:13-STD-Especiales PolyTra 18.09.26-23:15:13-STD mAs total: 0

Topograma

Topograma

CaScSeq **!!!**

Pausa

PreControl

Contraste

Control

Coronario **!!!**

Carga Detener Recorrer

CARE Dose4D CARE kV Con Corte 0.5 mm Adq: 128 x 0.6 mm
pitch 0.13
Dirección Craneocaudal

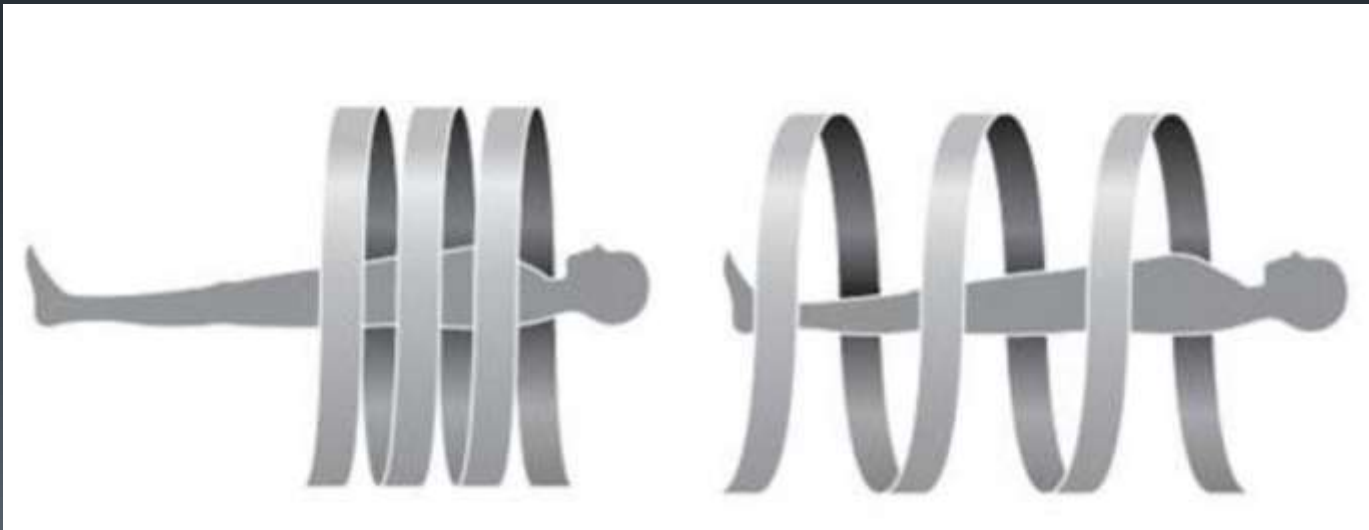
mAs/rot kV
Caract. del órgano: Cardio
CTDi vol (32cm) mGy DLP mGy*cm

Duración 5.22 s
Tiempo rotac. 0.38 s
Retardo 4 s

Rutina

Pitch

- Es un número adimensional que indica la separación de las espiras del barrido
- Válido sólo en estudios helicoidales

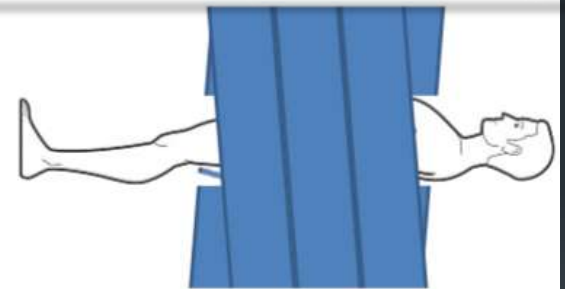


Pitch

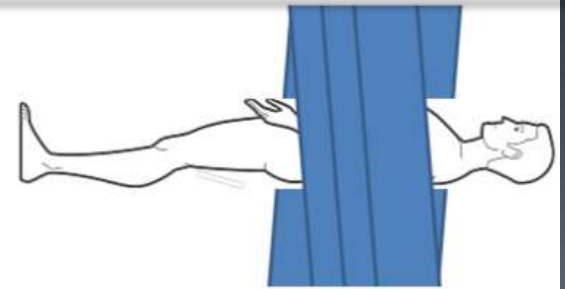
- Pitch > 1 → Espiras separadas (gaps).



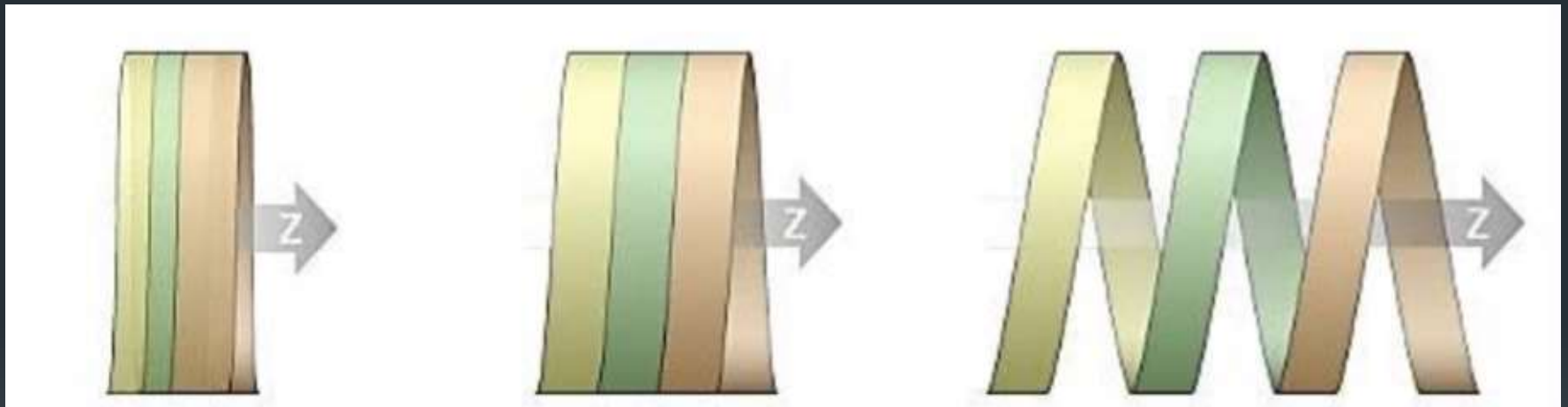
- Pitch = 1 → Espiras sin separación ni superposición.



- Pitch < 1 → Espiras con superposición



Pitch



PITCH < 1

PITCH = 1

PITCH > 1

Pitch

$$\text{PITCH} = \frac{\text{Velocidad de camilla} \times \text{tiempo de rotación}}{\text{Ancho nominal del haz de Rx}}$$

- Velocidad de camilla
 - Si no se mueve la camilla, pitch = 0 → TC secuencial
 - Aumentar velocidad separa las espiras
- Tiempo de rotación
 - Disminuirlo acorta tiempo de examen
 - Equipo aumenta velocidad de camilla para dejar pitch constante

Pitch

$$\text{PITCH} = \frac{\text{Velocidad de camilla} \times \text{tiempo de rotación}}{\text{Ancho nominal del haz de Rx}}$$

Velocidad de camilla (mm/s) x Tiempo de rotación (s)
= Avance de la camilla (mm) durante 1 rotación

Pitch

$$\text{PITCH} = \frac{\text{Velocidad de camilla} \times \text{tiempo de rotación}}{\text{Ancho nominal del haz de Rx}}$$

- Ancho nominal de corte:
 - Varía según el equipo que estemos utilizando

En TC monocorte
corresponde a la
colimación utilizada

En TC Multicorte
corresponde a la
configuración de detección
(Nº de canales x grosor
efectivo)

Pitch

¿Qué sucede al aumentar el PITCH?

- Aumenta la cobertura en el eje Z o disminuye el tiempo del examen
- En teoría reduce la dosis (*)
- Aumenta el ruido (hay menos información disponible para reconstruir la imagen)

Pitch

- Por lo general se usan pitch cercanos a la unidad
- Aumentar el pitch permite cubrir un volumen más rápido
- No exceder el valor 2

La elección del pitch obedece motivos prácticos, como por ejemplo qué tiempo se desea o es aceptable para un barrido de una extensión dada.

Por lo tanto el Pitch va a depender del tipo de examen que estemos realizando.


Pitch




Trifasico (Adulto)

18.09.26-23:15:13-STD-Especiales PolyTra 18.09.26-23:15:13-STD mAs total: 0

Topograma


Sin Contraste  1

Pausa

Arterial  2

Pausa

Portal   3

CARE Dose4D CARE kV Semi 

Corte 5.0 mm  Adq. 32 x 1.2 mm

pitch 1.0 

mAs efec. kV 120 

Caract. del órgano: Abdomen


CTDhol (32cm) mGy DLP mGy*cm

Duración 3.39 s 


Tiempo rotac. 0.5 s 

Retardo 0.5 s 

1.0 s

Inicio de exploración Botón Iniciar 

Idioma Spanish

API Ninguno 

Cargar

Detener
recon.

Recon.

Rutina

Exploración

Reconstrucción

Tarea aut.

Pitch

Coro_Retrospective_Test1 (Adulto)

18.09.26-23:15:13-STD-Especiales PolyTra 18.09.26-23:15:13-STD mAs total: 0

Topograma

Topograma

CaScSeq RT

Pausa

PreControl

Contraste

Control

Coronario !!

CARE Dose4D CARE kV Con

mAs/rot. kV

Caract. del órgano: Cardio

CTDivol (32cm) mGy DLP mGy*cm

Duración 6.82 s

Tiempo rotac. 0.28 s

Retardo 4 s

Corte 120 0.6

pitch 0.17

Dirección: Cranio-caudal

Inicio de exploración: Auto

Idioma: Spanish

API: Ninguno

Cargar

Detener recon.

Recon.

Rutina

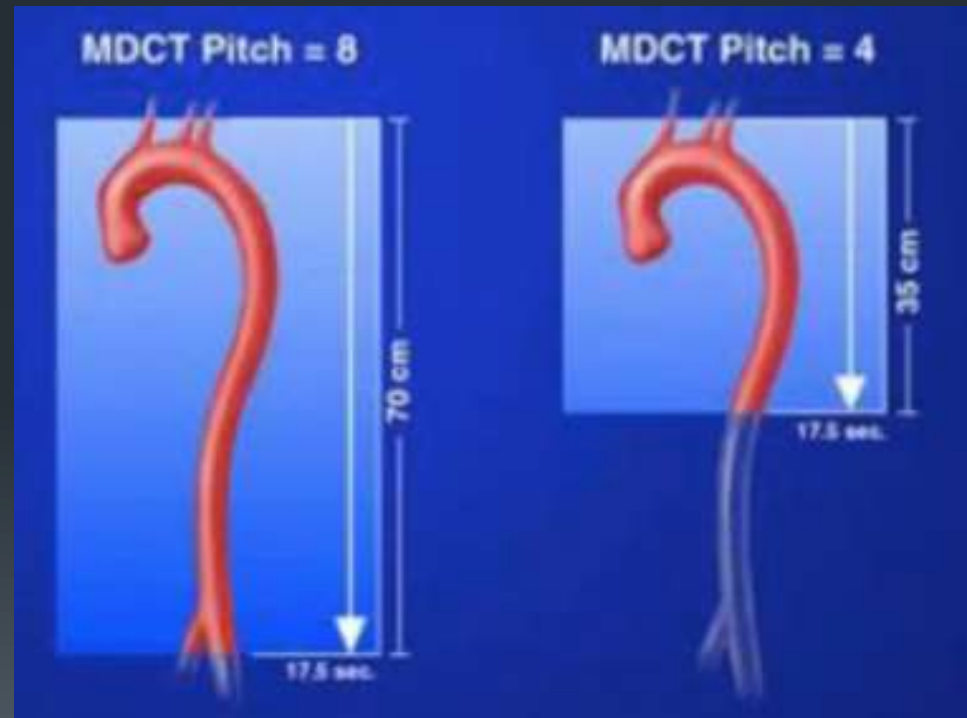
Exploración

Reconstrucción

Tarea aut.

Disparo

Pitch



17,5 seg.

Corriente de Tubo

- En tomografía computada no es práctico obtener el producto de la corriente de tubo por la duración de la exposición como en radiología convencional.

Si fuese así obtendríamos los siguiente:

Ej: $200\text{mA} \times 10\text{s} = 2000\text{mAs}$



Corriente de Tubo

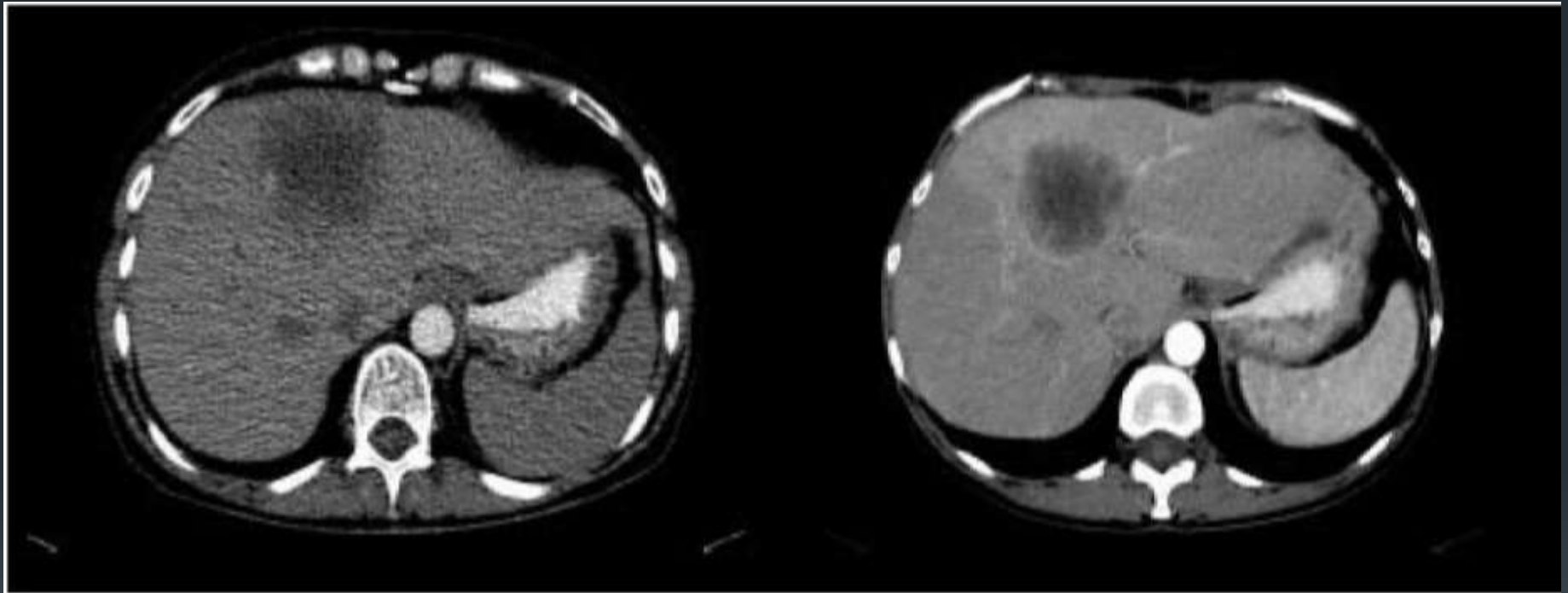
- La mayoría de los equipos trabajan con un “mAs efectivo, vale decir :

$$\frac{\textit{Corriente de tubo} \times \textit{tiempo de rotación}}{\textit{Pitch}}$$

mAs Efectivo

- Es un indicador de la intensidad con que es irradiado el paciente → cantidad de fotones
- Aumentar el mAs:
 - Disminuye el ruido de la imagen
 - Aumenta proporcionalmente la dosis que recibe el paciente

mAs Efectivo



25 mAs

200 mAs

Modulación Automática de Corriente

- Mantener la corriente de tubo constante durante el barrido no es óptimo.

Entonces ¿Qué se debe hacer?

- Disminuir/aumentar automáticamente la corriente de tubo para las zonas que requieren menos/más exposición

¿Cómo se hace?

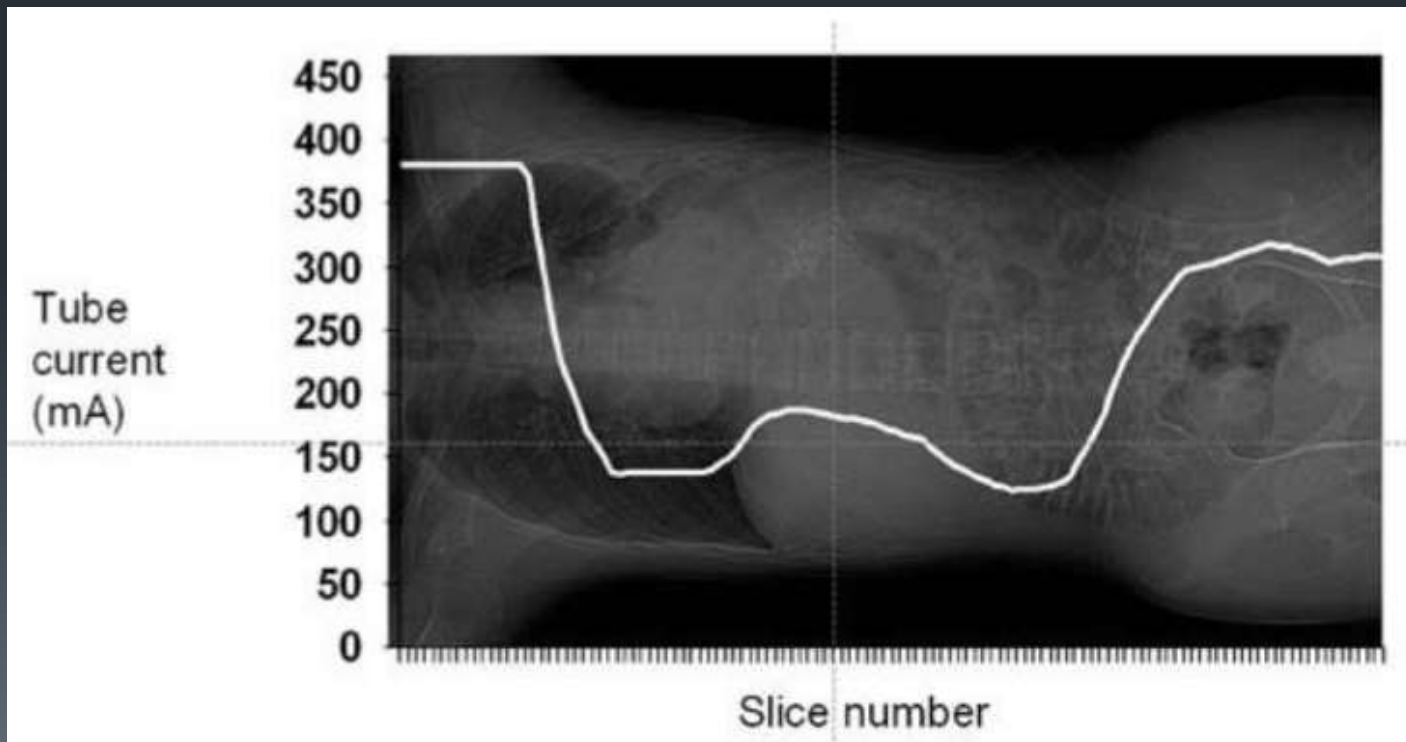
Modulación Automática de Corriente

SISTEMA
LONGITUDINAL

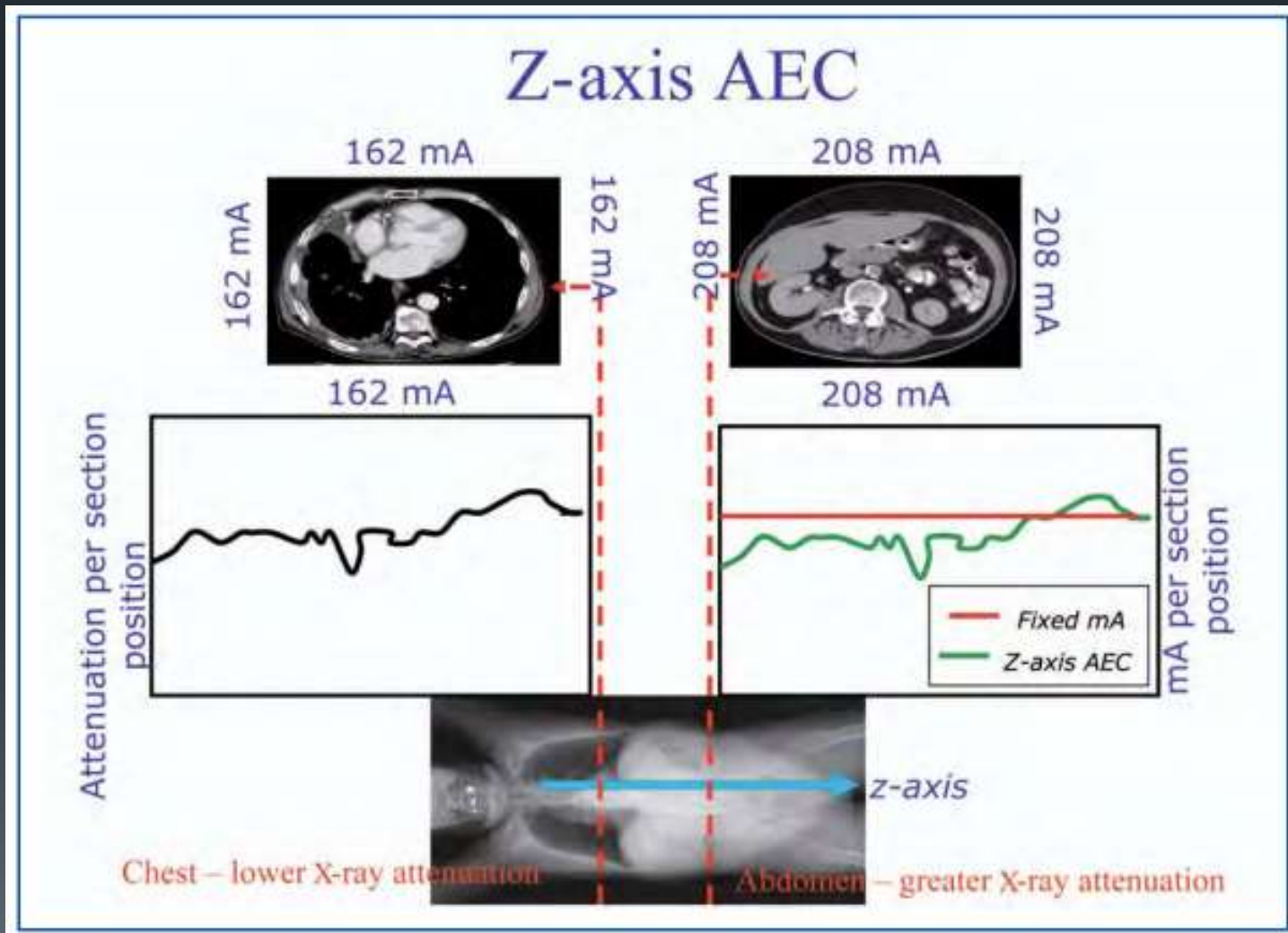
SISTEMA
ANGULAR

Modulación Automática de Corriente

- Sistema lineal
 - A partir del topograma se toma la diferencia de atenuación dada a lo largo del eje Z



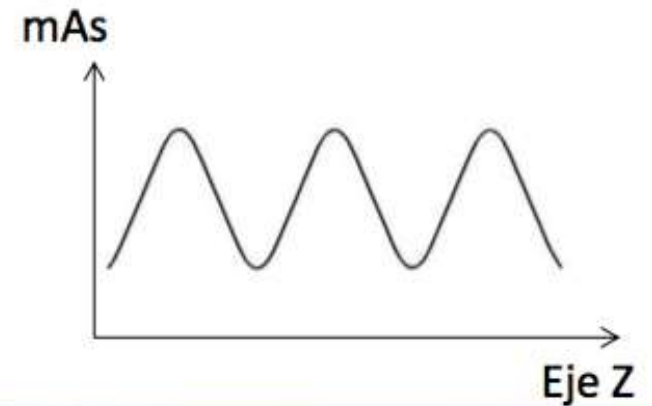
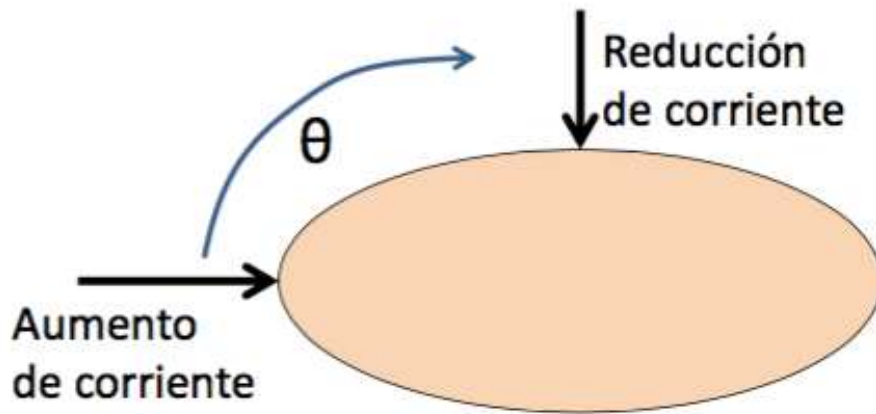
Modulación Automática de Corriente



Modulación Automática de Corriente

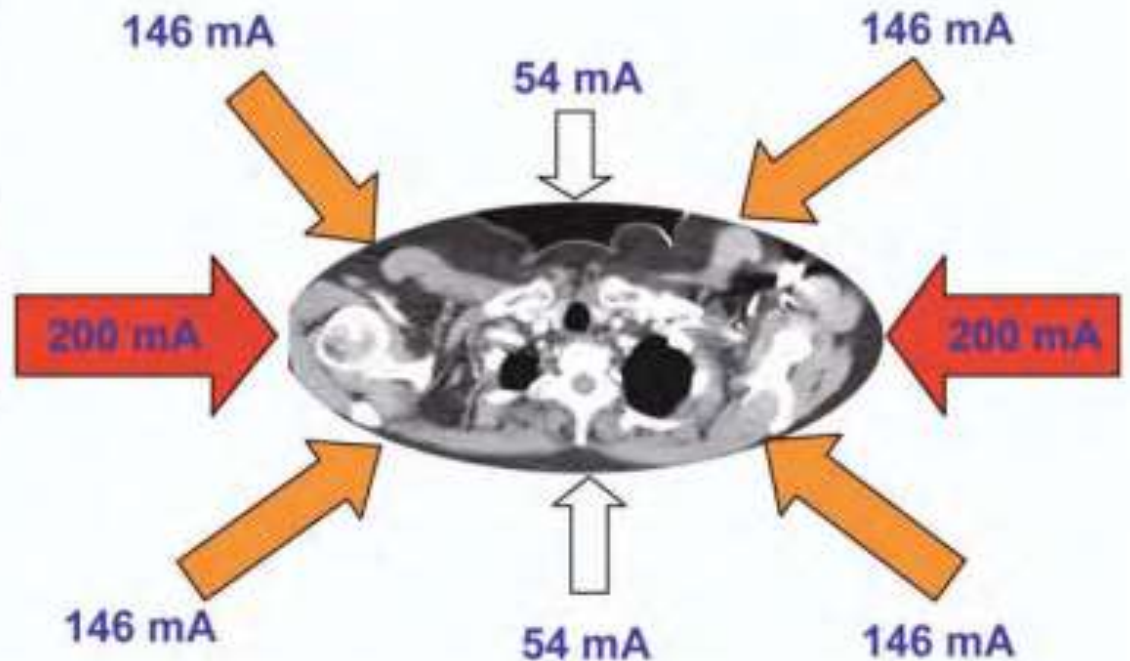
- Sistema angular
 - Permite compensar las diferencias de atenuación medida para cada ángulo
 - Se realiza a partir de un análisis en tiempo real de las proyecciones inmediatamente previas a la proyección que está siendo adquirida.

Modulación Automática de Corriente



Modulación Automática de Corriente

Angular AEC



Modulación Automática de Corriente



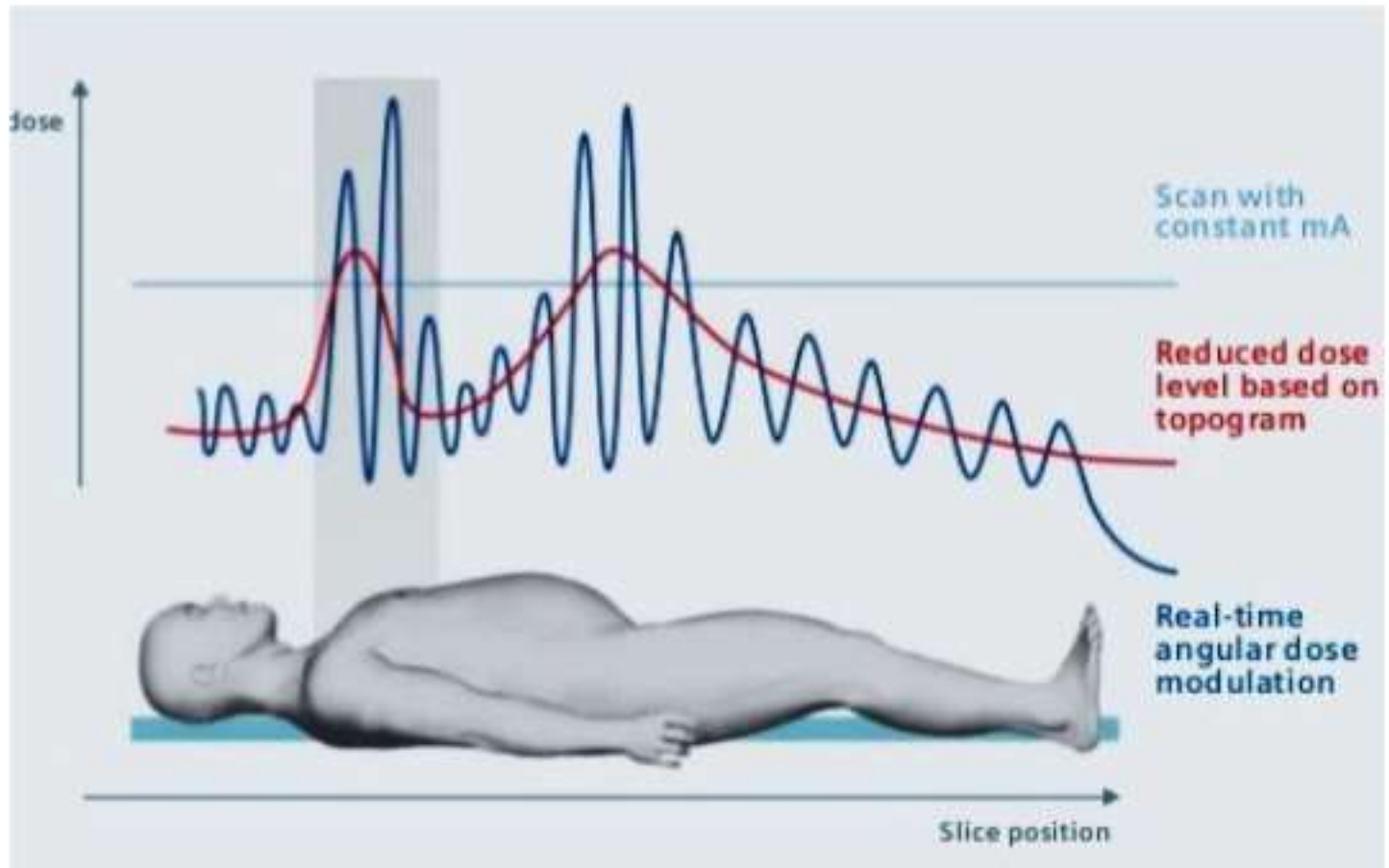
¿Qué es lo ideal?

Modulación Automática de Corriente

- Sistema combinado (CareDose4D, Siemens)
 - En negro variación “lenta” dada por el sistema lineal
 - En blanco se agrega la variación “rápida” dada por el sistema angular
- Reducción de dosis
 - 50% por el sistema angular
 - 10% por el sistema lineal
 - 20 -70% combinados según zona y tamaño del paciente.

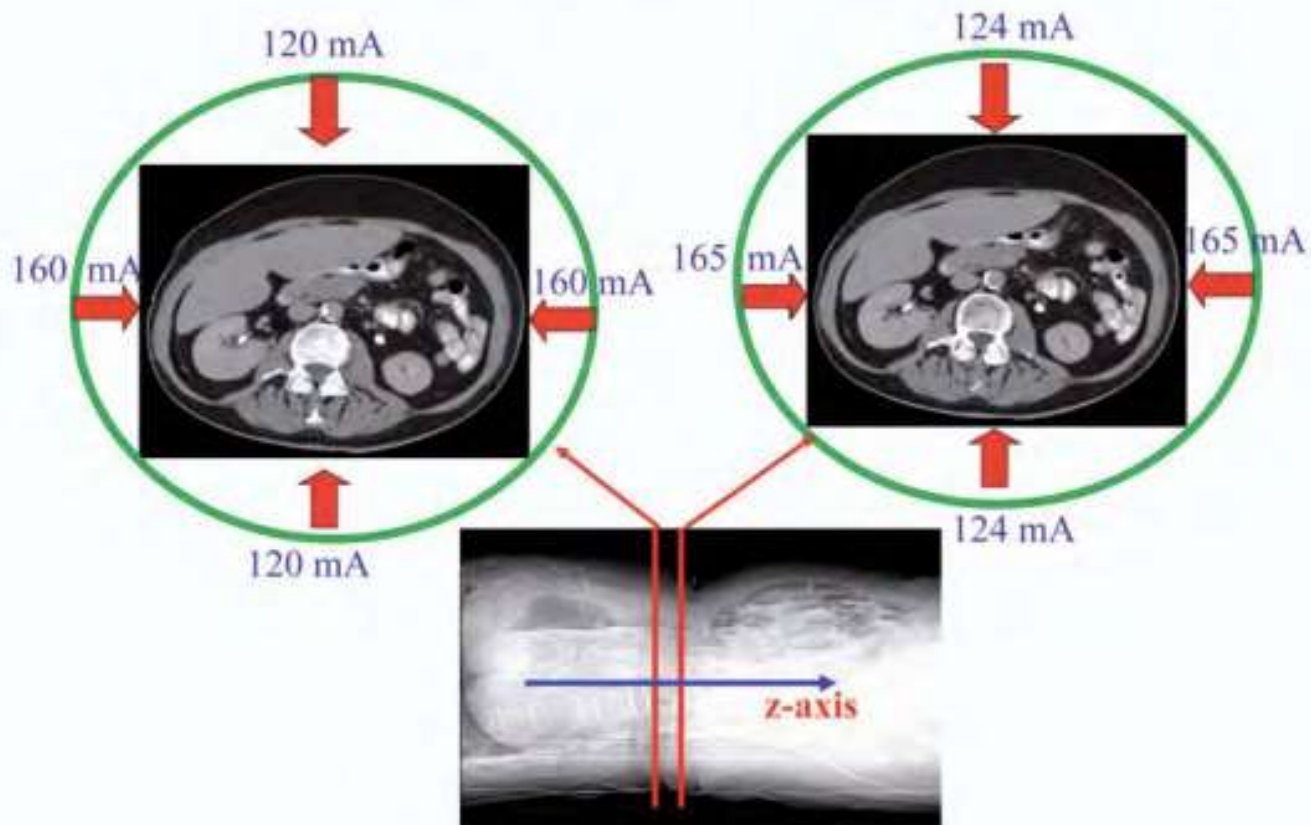


Modulación Automática de Corriente



Modulación Automática de Corriente

Combined AEC



Modulación Automática de Corriente

Abdomen Rutina (Adulto)

Topograma

1 Sin Contraste

Pausa

2 Portal

mAs ref. calidad 200

mAs efectivo: 104

CARE Dose4D

kV 120

CTDIvol 7.01 mGy

Duración 4.05 s

Tiempo de rotación 0.5 s

Retardo 4 s

Detener recon. Recon.


Rutina Exploración Reconstruc

500

Inicio

Modulación Automática de Corriente

Torax Rutina (Adulto)


Topograma 

1 Torax cte

Pausa

2 Torax cte 

Pausa

3 Post tos 

Detener
recon.

Recon.

mAs ref. calidad 200 


mAs efectivo 195

CARE Dose4D

kV 120 

CTDIvol 14.93 mGy

Duración 7.8 s 

Tiempo de rotación 0.5 s 

Retardo 4 s 


Rutina


Exploración

Recon

Modulación Automática de Corriente

Cerebro (Adulto)

Topograma 

Cerebro 1 

mAs ref. calidad

mAs efectivo 300

CARE Dose4D

kV 120

CTDIvol 46.99 mGy

Duración 12.06 s

Tiempo de rotación 1.0 s

Retardo 4 s

Detener recon. Recon.

Rutina Exploración Rec

Voltaje de Tubo

- Corresponde a la diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo en el tubo de rayos X
- Es un indicador de la calidad del haz
- Aumentar el kVp:
 - Disminuye el ruido de la imagen
 - Aumenta la dosis de manera exponencial

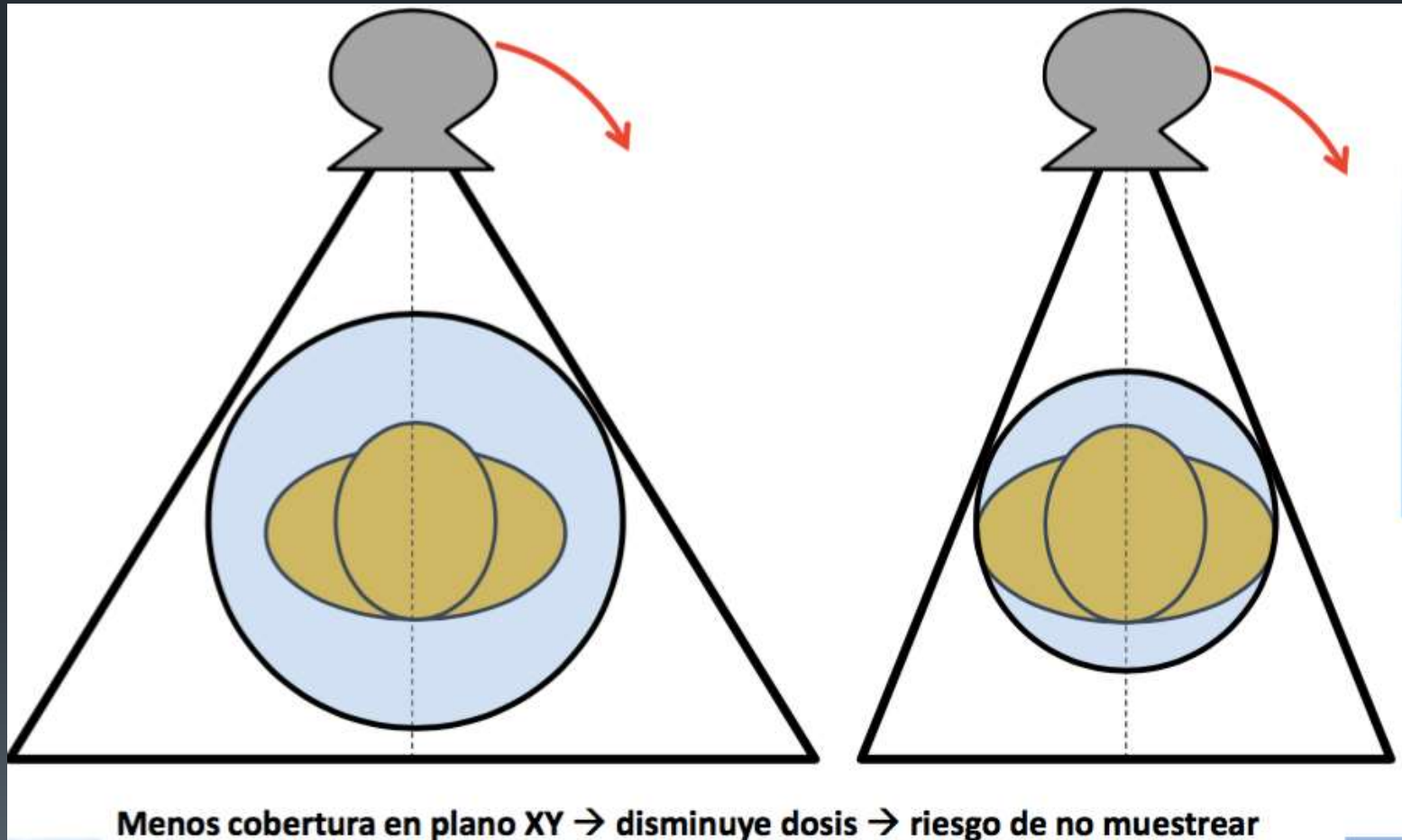
Voltaje de Tubo



Field of Measurement FOM

- Corresponde al área total que se irradia y de la cual se adquieren datos
- Disminuir el FOM equivale a disminuir el ángulo del fan beam en el plano XY
-
- Esto permite irradiar menos área reduciendo la dosis
- Si se reduce mucho, pueden quedar zonas del paciente sin muestrear

Field of Measurement FOM



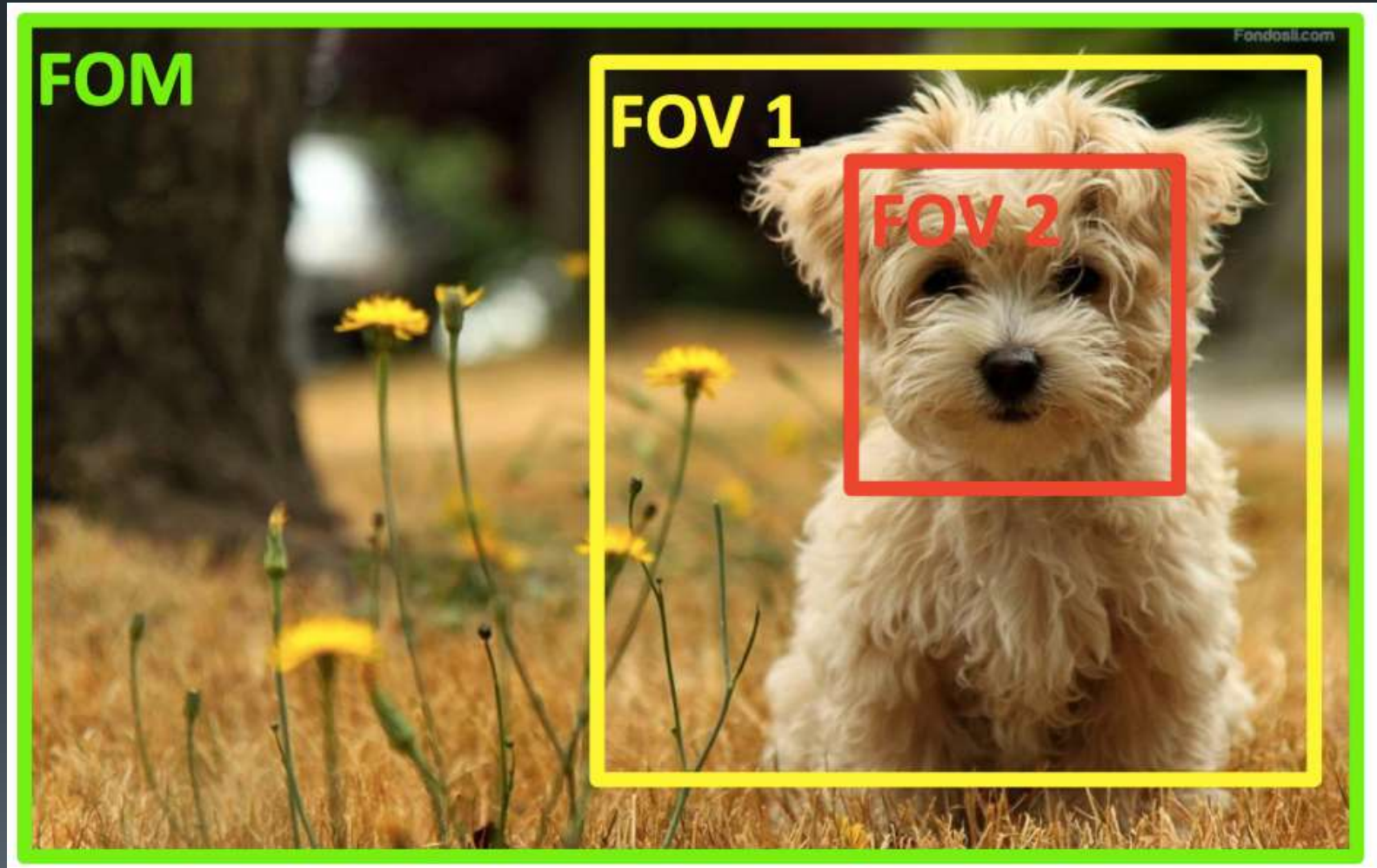


Reconstrucción de Imágenes

Field of View FOV

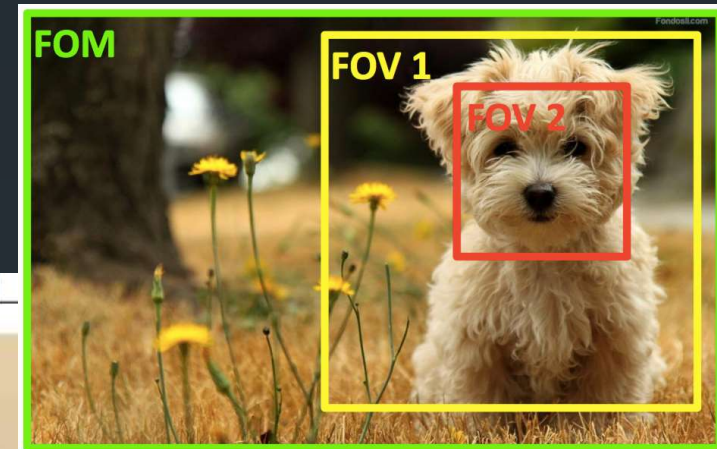
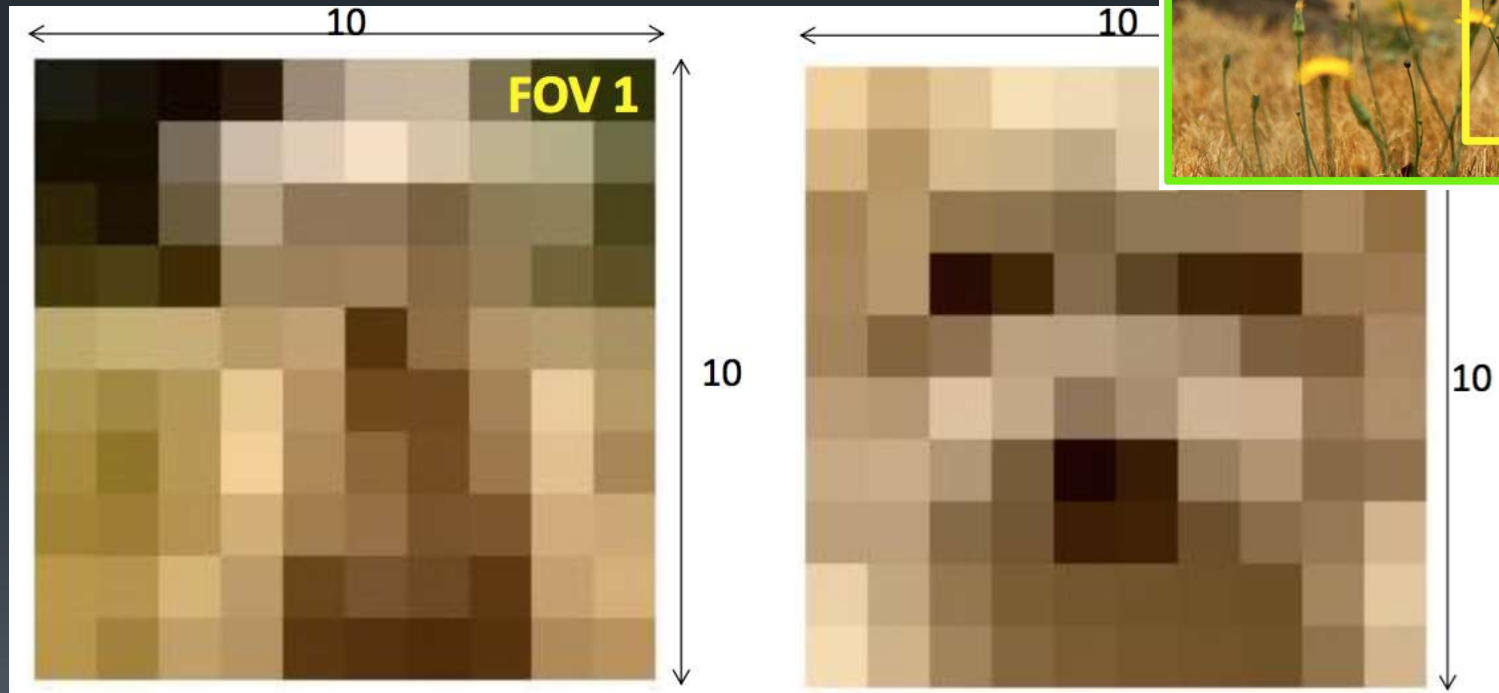
- Corresponde al área del plano XY que se utilizará para reconstruir la imagen
- Por lo general las imágenes de TC son matrices de 512x512 pixeles
- La resolución espacial aumenta al disminuir el tamaño del pixel

Field of View FOV



Field of View FOV

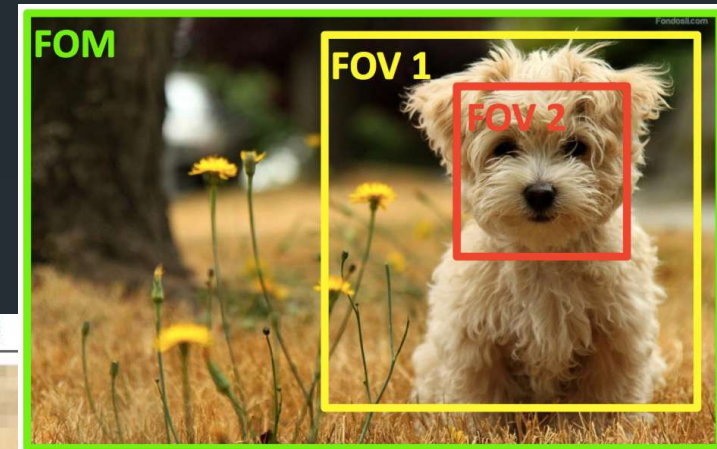
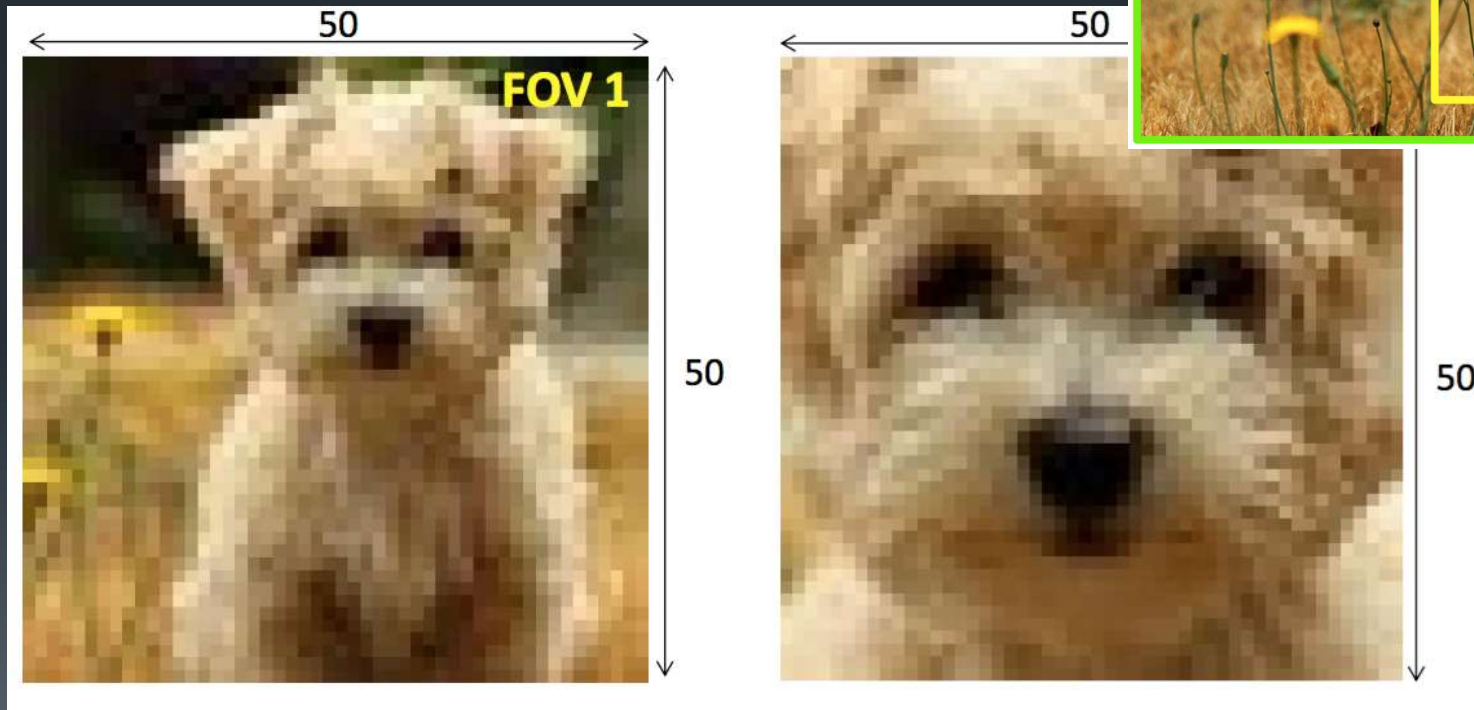
Ocupando una matriz de 10 x 10 .



No es una imagen magnificada, sino que es una imagen con diferente resolución

Field of View FOV

Ocupando una matriz de 50 x 50.



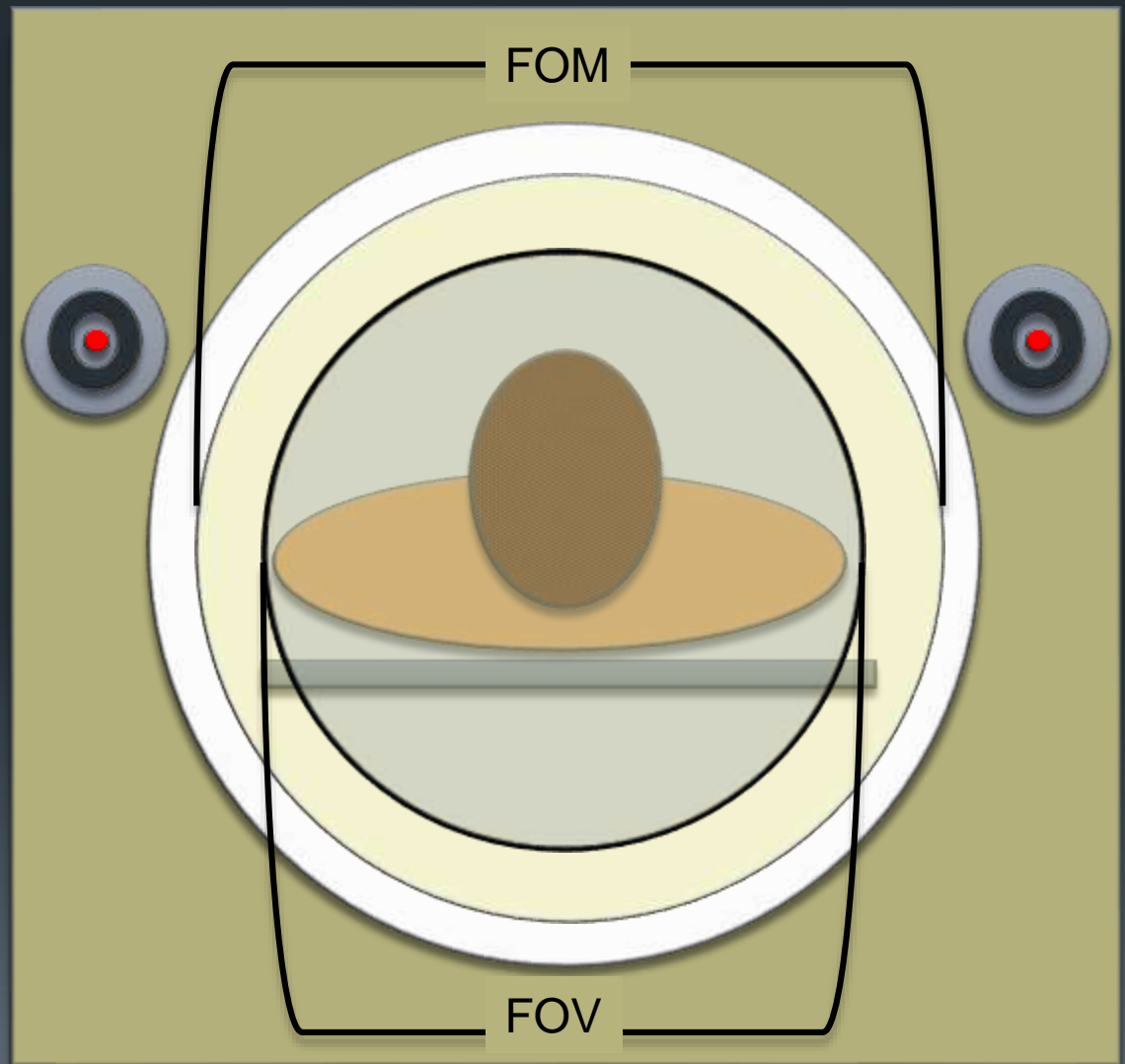
Field of View FOV

- **Tamaño de pixel:**

$$\frac{\text{FOV}}{\text{tamaño de matriz}}$$

- **Factor Zoom:**

$$\frac{D_{FOM}}{D_{FOV}}$$



Field of View FOV



Field of View FOV



ADMIRE Intensid

Algoritmo l30f homog. medic iMAR

FAST Window Mediastinum

FoV ampliado FoV

Centro X

Centro Y

Vista gral.

Inversión simétrica Ninguna

Escala de TC ampliada

Rutina | Exploración | **Reconstrucción**

Field of View FOV

- El FOV depende a su vez del campo de medición o FOM (field of measurement) o campo de medición, que en general es de 50 cm (500 mm) y es el máximo campo de visión disponible en el equipo.

$$FOV = FOM / FZ$$

Field of View FOV

- Cuando utilizamos valores de FOV menores que el FOM, se aplica sobre la imagen un determinado factor de zoom.
- La resolución espacial depende de este factor zoom:
- A mayor factor zoom → Mayor Resolución Espacial.

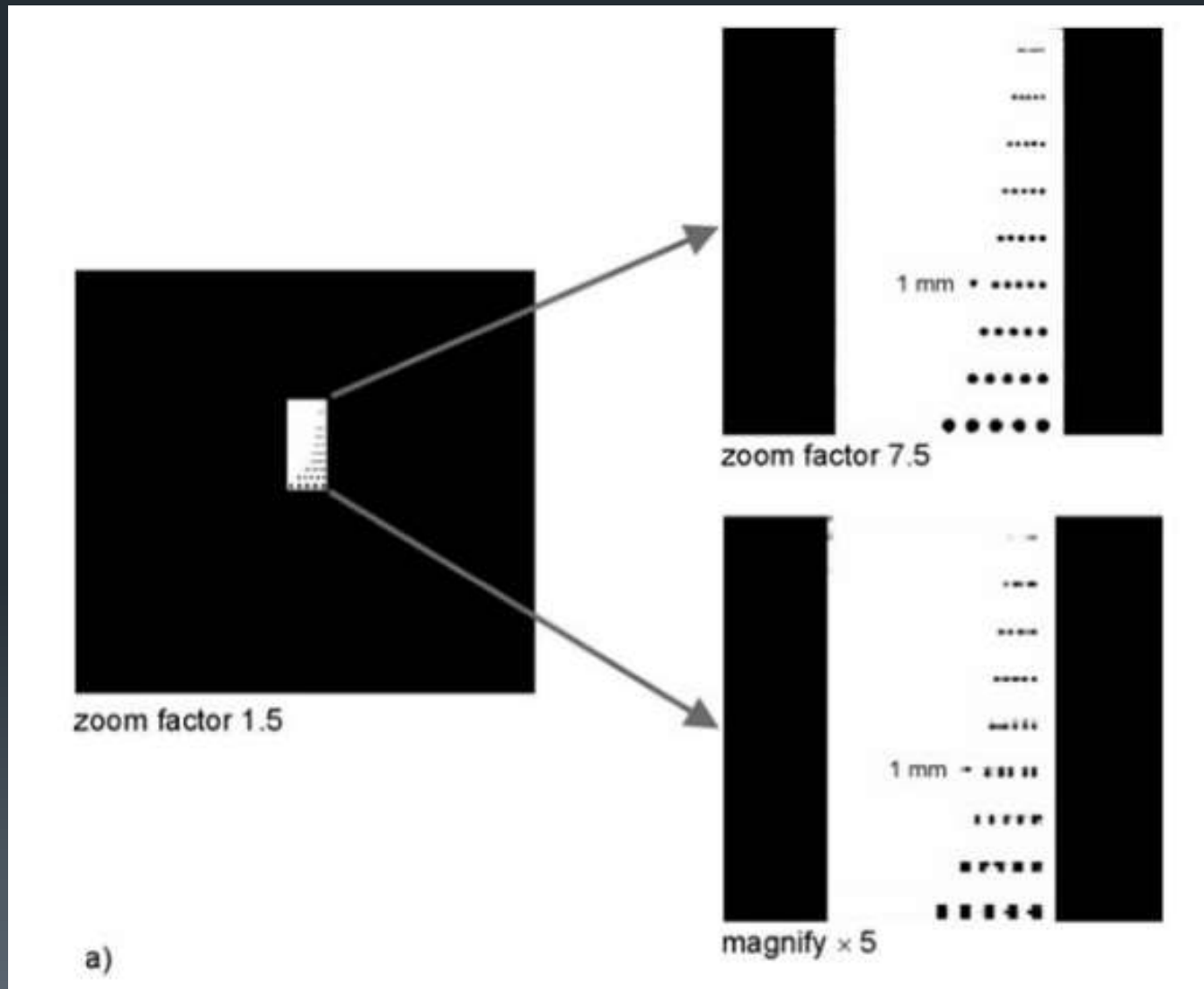
Field of View FOV

- El factor zoom no es igual a la magnificación.
- La magnificación es solo aumentar el tamaño del pixel desplegado en la imagen por lo que es contrario con el factor zoom.
- A mayor Magnificación → Menor Resolución Espacial.

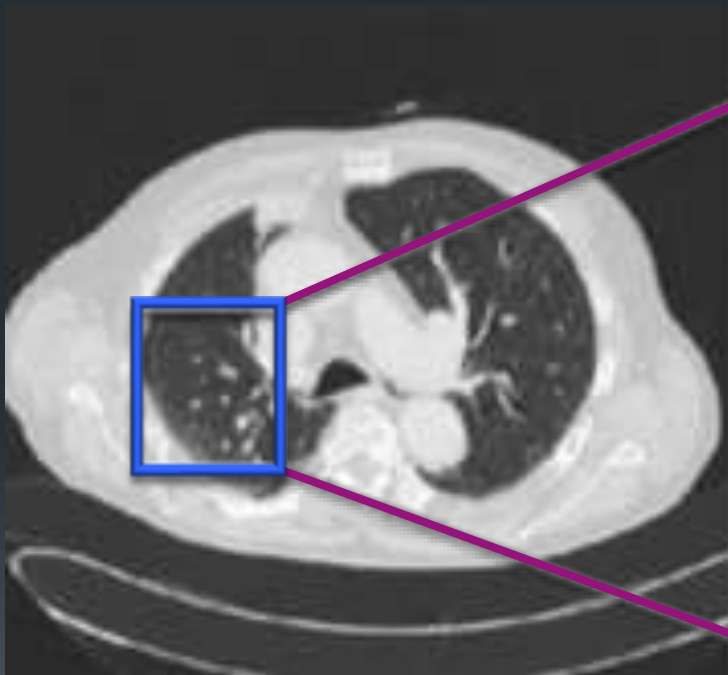
Field of View FOV

- El factor zoom se aplica al momento de reconstruir la imagen.
- La magnificación se realiza al momento de la manipulación de la imagen ya reconstruida.

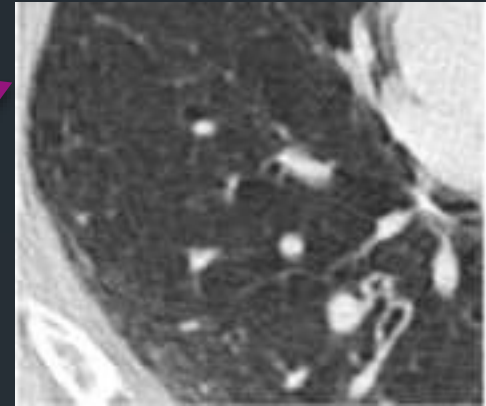
Field of View FOV



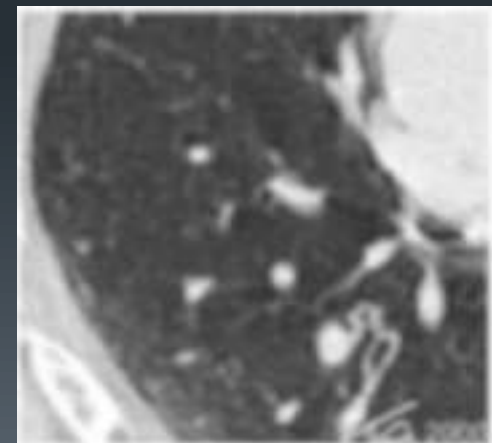
Field of View FOV



Factor Zoom 1.5



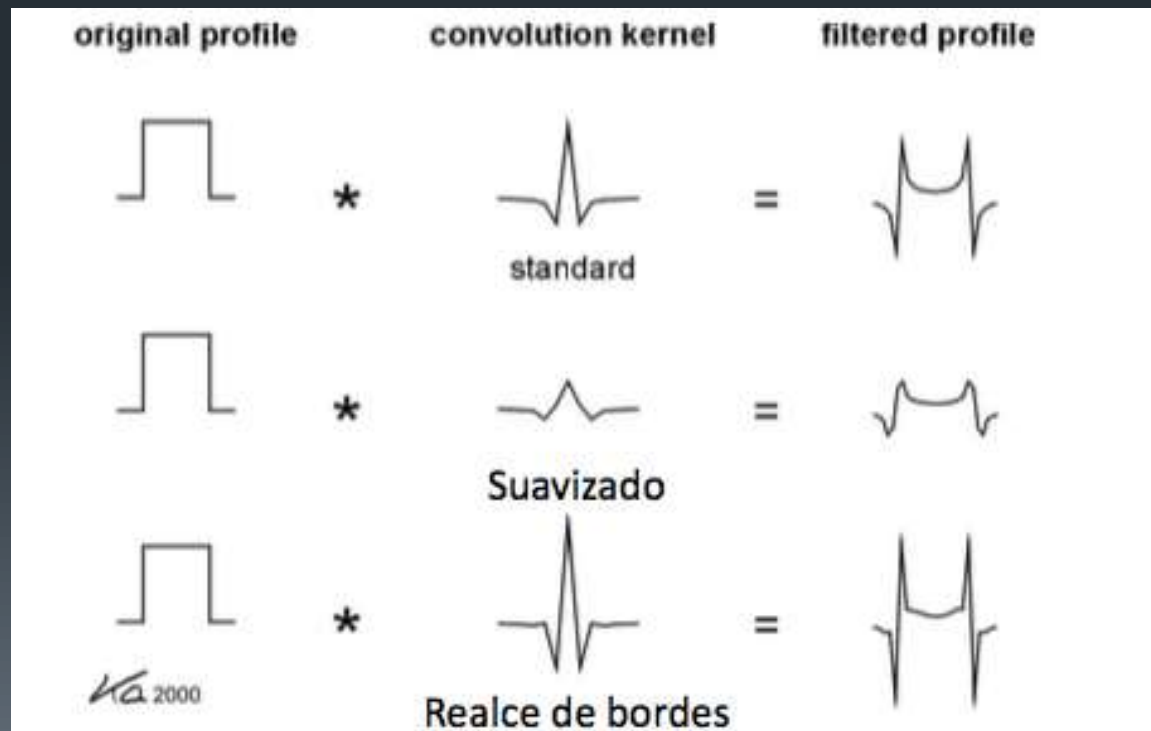
Factor zoom 7.5



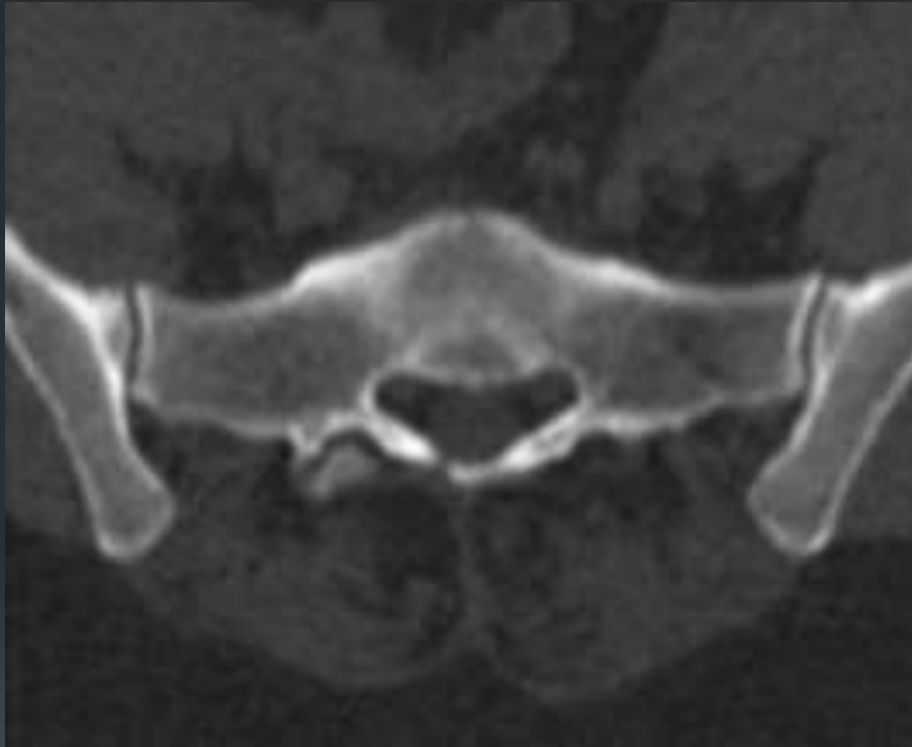
Magnificación x5

Filtro de Reconstrucción

- Función matemática que se aplica al perfil de atenuación antes de la retroproyección



Filtro de Reconstrucción



Filtro de suavizado
Utilizado en visualización de partes blandas



Filtro de realce de bordes
Utilizado en visualización de trabeculado óseo

Filtro de Reconstrucción

The screenshot shows a software interface for CT reconstruction. At the top, there are buttons for 'Reconstrucción' (1-8) and a 'Descripción de la serie' field containing 'Sin Contraste 5.0 130f 1'. Below this, the 'Corte' (slice) is set to '5.0 mm'. The 'Tarea recon.' (reconstruction task) is set to 'Axial'. The 'Región de recon.' (reconstruction region) is 'Abdomen superior - Diafragma a la cresta ilíaca'. The 'Posición inicial' (initial position) is '1866.0 mm' and the 'Posición final' (final position) is '2066.0 mm'. The 'Orden de imagen' (image order) is 'Craneocaudal'. The 'Incremento' (increment) is '2.5 mm' and the 'Nº de imágenes' (number of images) is '81'. The 'Comentario' (comment) is 'Sin Contraste'. On the left, there are checkboxes for 'ADMIRE', 'FAST', and 'Window'. The 'Algoritmo' (algorithm) is '130f homog. medio'. A dropdown menu is open, showing categories like 'Partes Blandas', 'Vascular', 'Bajo Contraste', 'Pulmón/Hueso', 'Cardio', 'DE', and 'Todos'. The '130f homog. medio' option is selected. Other settings include 'Intensidad' (intensity) set to '1', 'FoV ampl.' (field of view), 'Vista gral.' (general view), 'Inversión simétrica' (symmetrical inversion), and 'Escala de Tc ampl.' (CT scale).

Reconstrucción 1 2 3 4 5 6 7 8 Descripción de la serie Sin Contraste 5.0 130f 1

Corte 5.0 mm

Tarea recon. Axial 3D

Región de recon. Estrecha Ancha

Abdomen superior - Diafragma a la cresta ilíaca

Posición inicial 1866.0 mm

Posición final 2066.0 mm

Orden de imagen Craneocaudal

Incremento 2.5 mm

Nº de imágenes 81

Comentario Sin Contraste

ADMIRE Intensidad 1

Algoritmo 130f homog. medio IMAR

FAST Window

FoV ampl.

Vista gral.

Inversión simétrica

Escala de Tc ampl.

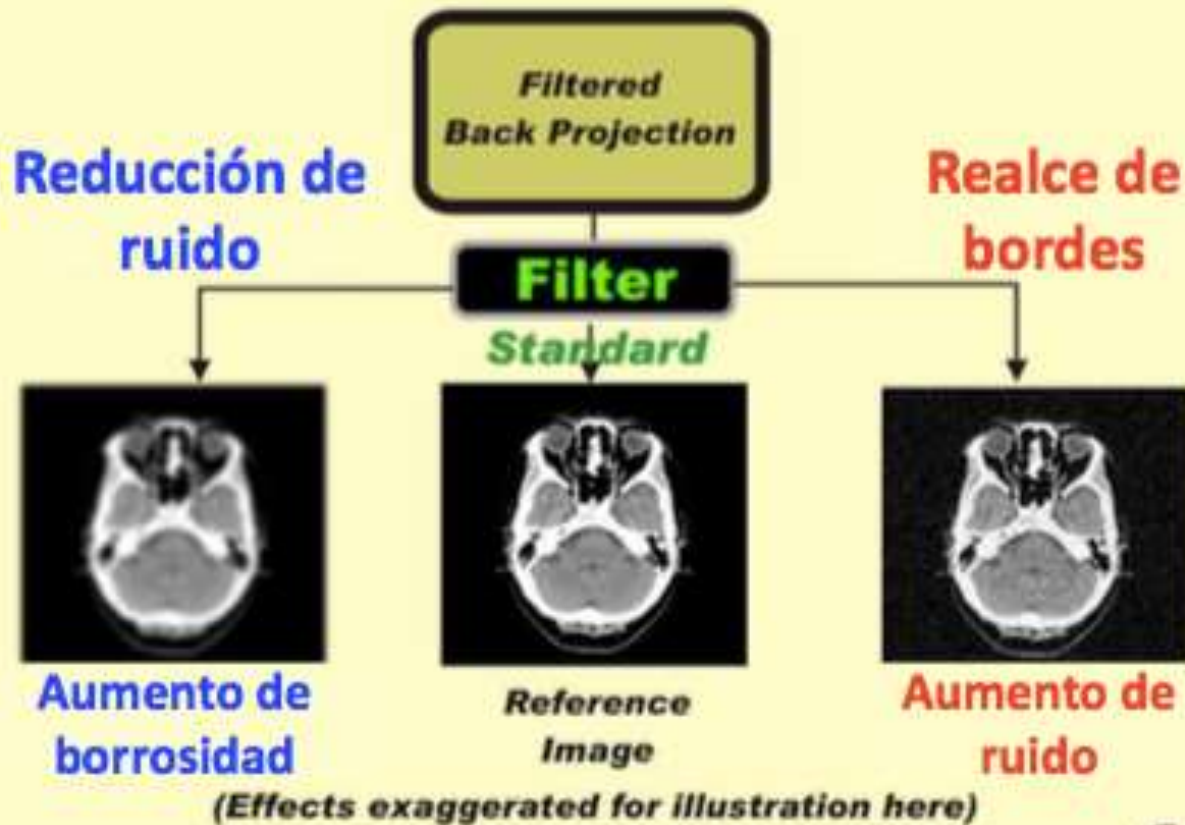
Rutina

ión Tarea aut.

- Partes Blandas
 - Estándar
 - 130f homog. medio**
 - 140f medio
 - 144f medio
 - 149f medio
 - Vascular
 - Bajo Contraste
- Pulmón/Hueso
 - 150f definición medio A
 - 170f muy definido ASA
- Cardio
- DE
- Todos

Filtro de Reconstrucción

Reconstruction Filter Kernels



Espesor de Corte

En TC helicoidal multicorte :

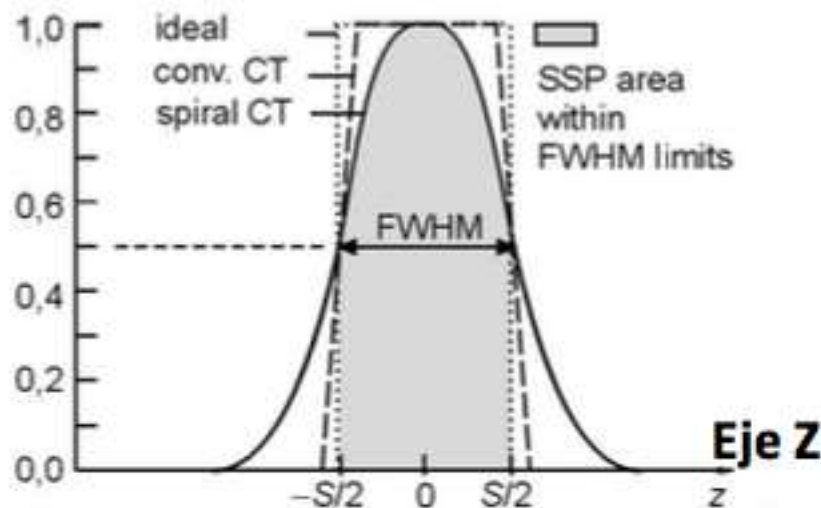
- Es un parámetro de reconstrucción de imágenes
- Se puede escoger retrospectivamente, una vez adquirido el volumen
- No puede ser menor que el grosor efectivo de los canales utilizados durante la adquisición.

En TC monocorte:

- Equivale a la colimación utilizada del haz de Rx
- Se escoge prospectivamente y no puede ser variado posterior a la adquisición

Espesor de Corte

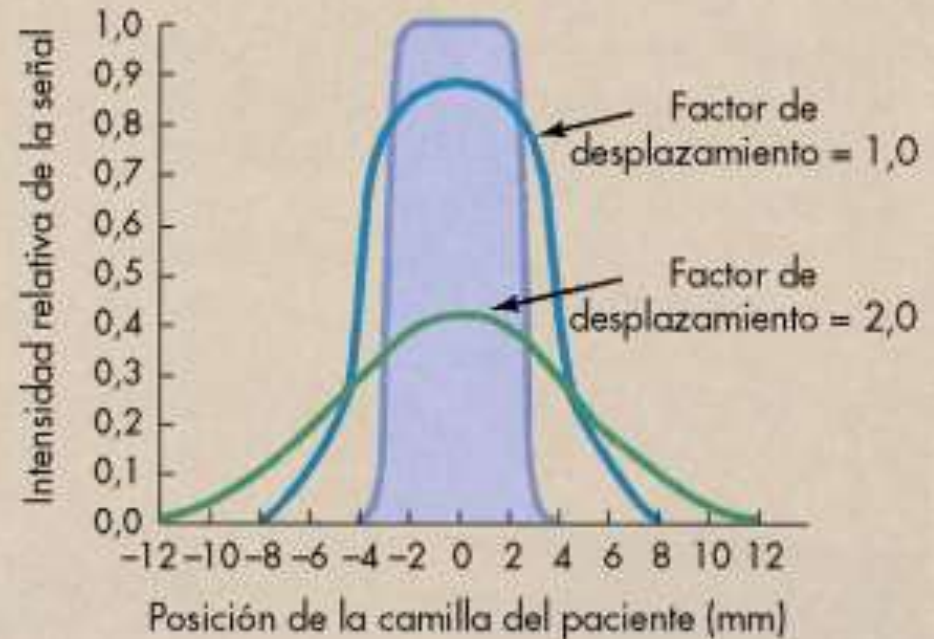
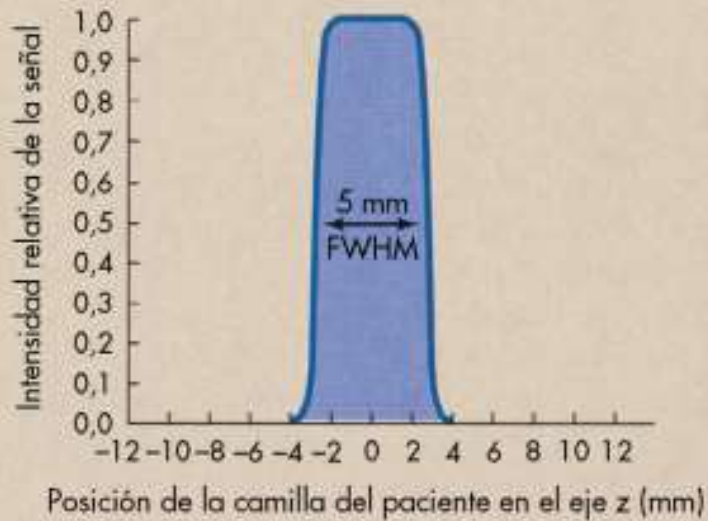
- Se caracteriza mejor con el perfil de sensibilidad de corte (SSP)
- Especifica con qué señal un objeto infinitesimal en una posición z es representado en la imagen
- En el SSP la FWHM corresponde al grosor de corte



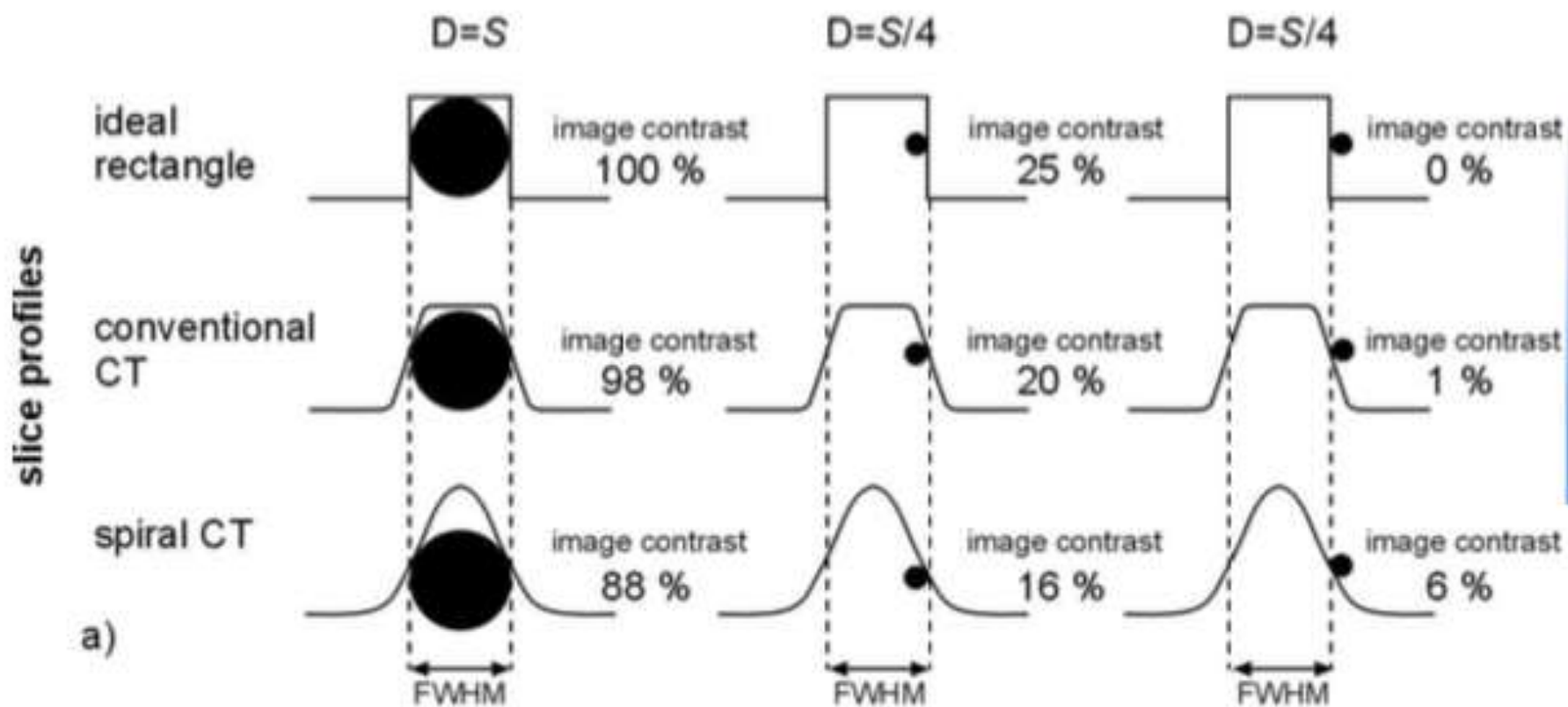
En TC helicoidal
los SSP son más amplios
que en TC convencional

Convencional =
TC monocorte secuencial

Espesor de Corte

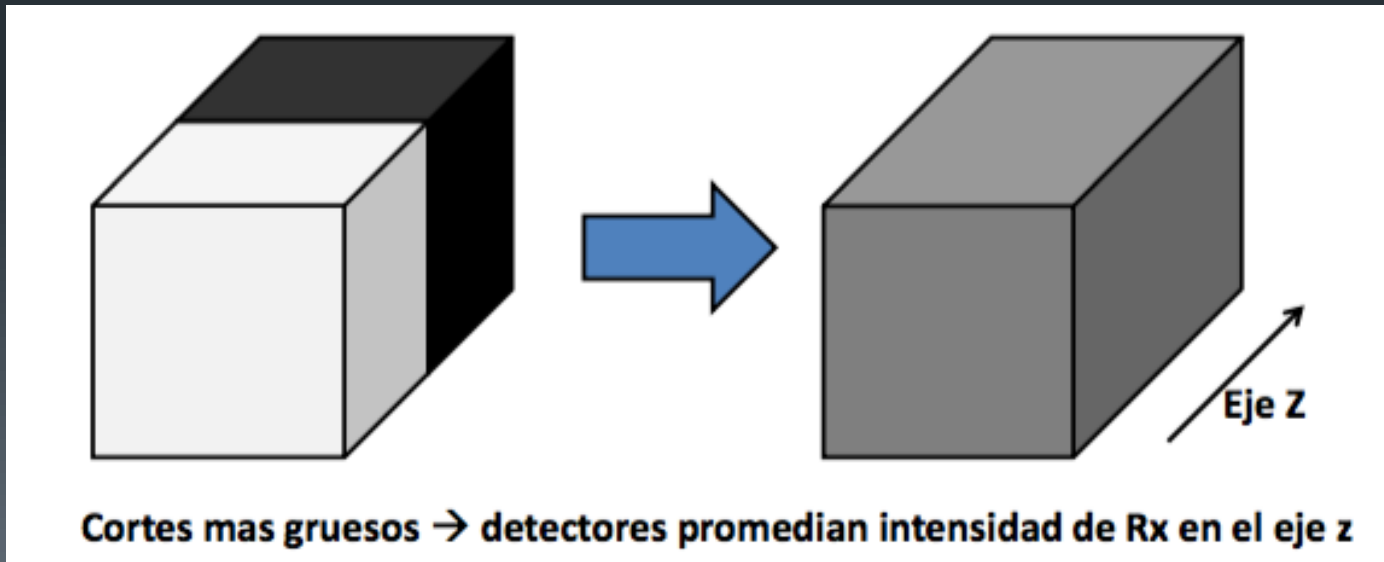


Artefacto de Volumen Parcial



Artefacto de Volumen Parcial

- Este artefacto se produce cuando dos densidades diferentes comparten el mismo vóxel.
- Esto se da generalmente en la base de cráneo donde hay cambios subitos de densidad en el eje Z.
- Generalmente entre hueso y tejido blando (parénquima cerebral).



Artefacto de Volumen Parcial



¿Cómo minimizar el Artefacto?

Artefacto de Volumen Parcial

Reducir el espesor de corte

- Mejora la resolución espacial en el eje Z
- Disminuye los artefactos de volumen parcial
- Aumenta el ruido (desventaja).

Artefacto de Volumen Parcial

- TCMC permite realizar cortes muy finos en un tiempo reducido de exposición.
- Los artefactos de volumen parcial son despreciables en TCMC
- Si resultan cortes con un alto nivel de ruido, simplemente se reconstruyen nuevos cortes de un grosor mayor.

12:12:37.73
4 IMA 22
SPI 2
SP -162.3

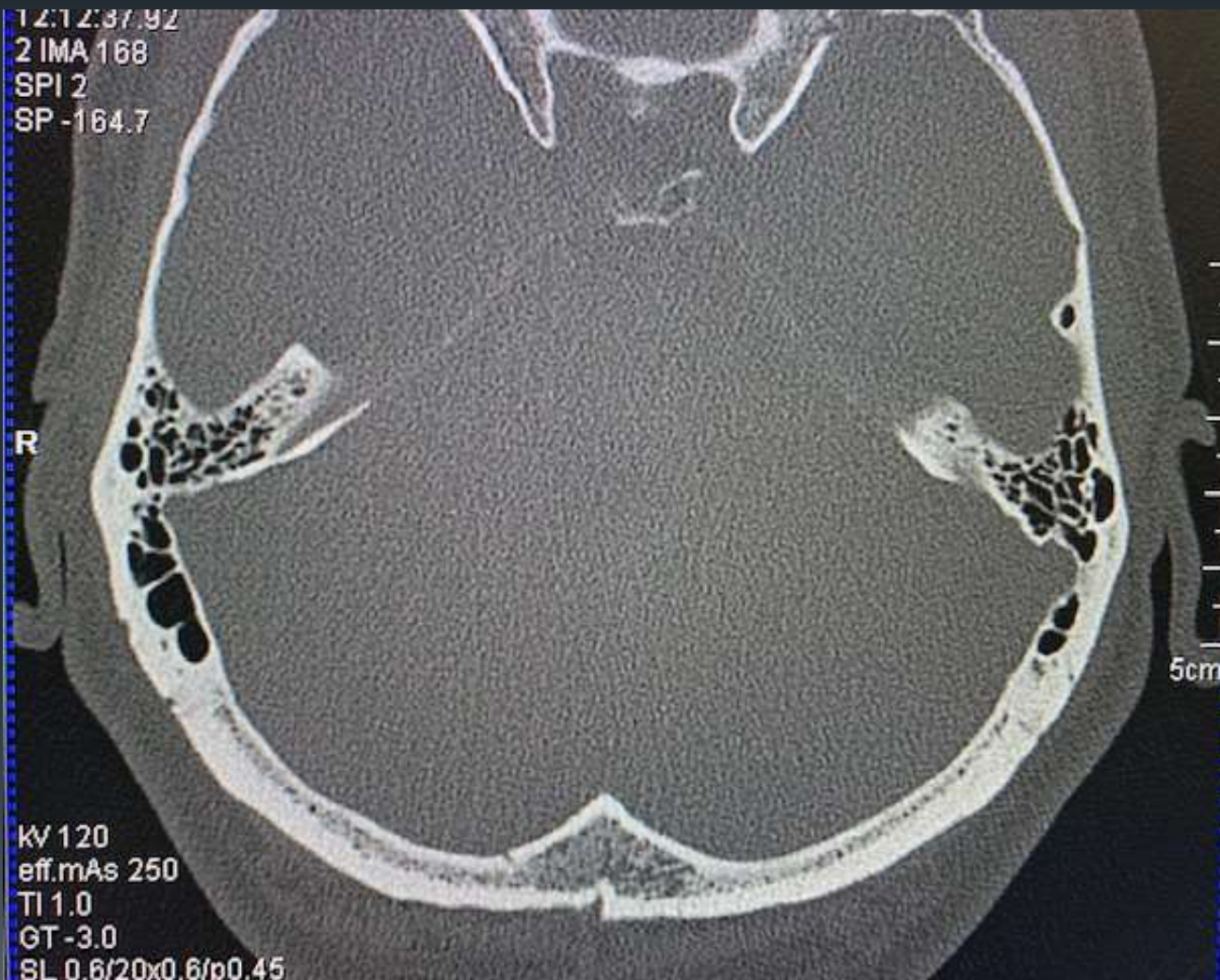


kV 120
eff.mAs 250
TI 1.0
GT -3.0
SL 5.0/20x0.6/p0.45

5cm

5 mm





0.6 mm

Artefacto de Volumen Parcial



5mm image thickness

All other parameters are identical

Artefacto de Volumen Parcial



1mm image thickness

All other parameters are identical

Artefacto de Volumen Parcial

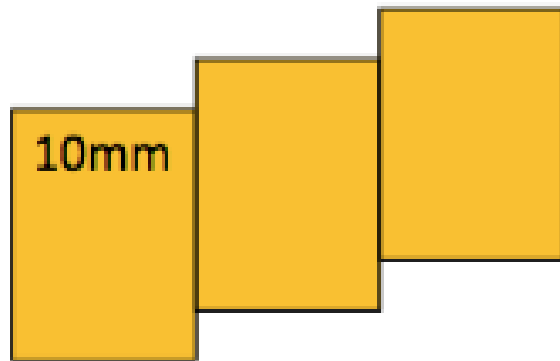


0.6mm image thickness

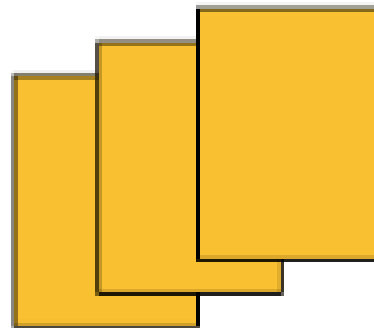
All other parameters are identical

Incremento de Reconstrucción

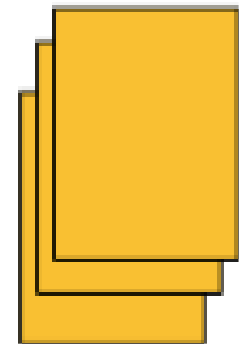
- Determina el grado de superposición de imágenes



Incremento = 10mm



Incremento = 5mm



Incremento = 1mm

Incremento de Reconstrucción

- El incremento de la imagen reconstruida tiene un gran impacto en las reformaciones.
 - Las reformaciones se generan a partir de una reconstrucción axial
 - Para generar reformaciones de buena calidad es necesario que las imágenes axiales utilizadas tengan cortes finos e incremento de al menos un 50%.

Incremento de Reconstrucción



mAs efec

kV

Duración

Retardo

Corte Adq. 128 x 0.6 mm

N° de imágenes

Inclinación

Comentario

Rango: Inicio Fin Mega

Posición Altura

Craneocaudal

Rutina | Exploración | **Reconstrucción** | Tarea aut.

Incremento de Reconstrucción

Reconstrucción 1 2 3 4 5 6 7 8 Descripción de la sene Sin Contraste 5.0 I30f 1

Corte 5.0 mm

- 1.5 mm
- 2.0 mm
- 3.0 mm
- 4.0 mm
- 5.0 mm**
- 6.0 mm
- 7.0 mm
- 8.0 mm
- 10.0 mm

ADMIRE Inte

Algoritmo I30f homog. med

FAST Window Abdomen

FoV ampliado FoV

Centro X 0 mm

Centro Y 0 mm

Inversión simétrica Ninguna

Escala de TC ampliada

Tarea recon. Axial 3D

Región de recon. Estrecha Ancha

Abdomen superior - Diafragma a la cresta iliaca

Posición inicial 2211.0 mm

Posición final 2411.0 mm

Orden de imagen Craneocaudal

Incremento 2.5 mm

N.º de imágenes 81

Comentario Sin Contraste

Rutina | Exploración | **Reconstrucción** | Tarea aut.

Incremento de Reconstrucción



Incremento de Reconstrucción





Despliegue de Imágenes

Despliegue de Imágenes

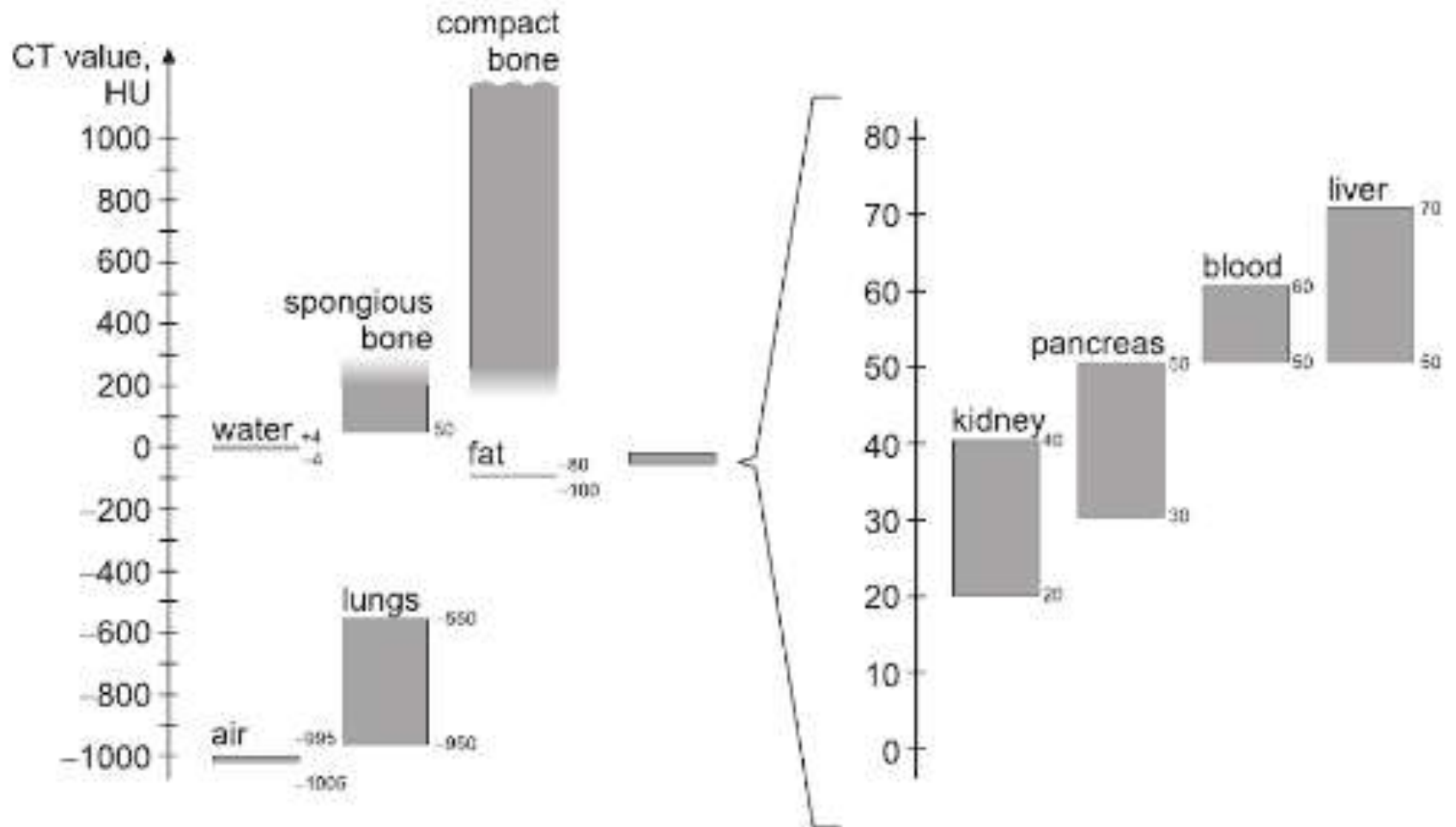


¿Por qué tenemos que utilizar una ventana?

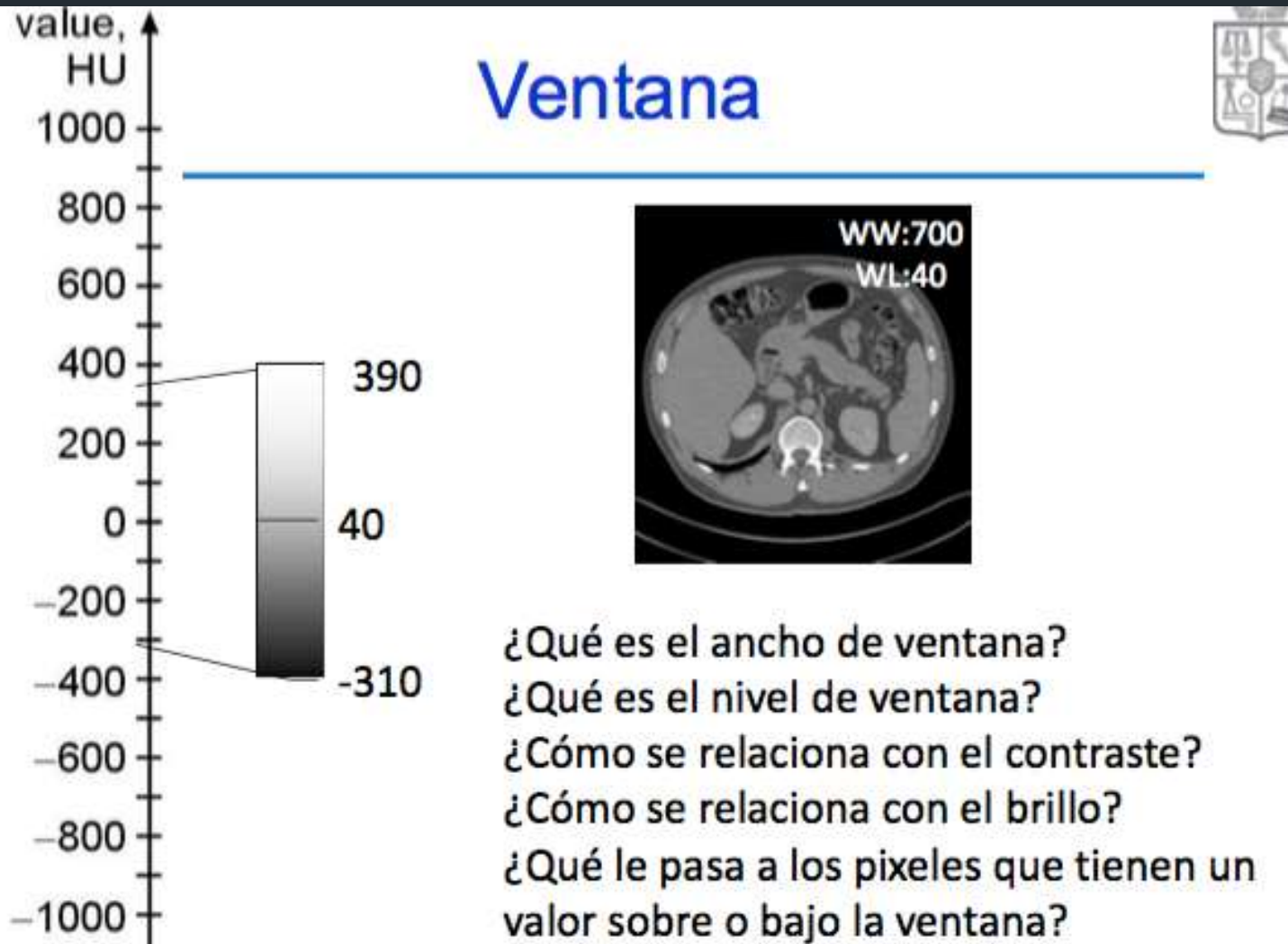
Despliegue de Imágenes

- Cada pixel consiste en un número que varía entre $2^{12}= 4096$ valores
- El ojo humano distingue aproximadamente 60 a 80 niveles de grises
- Debe ser reescalado en un monitor que típicamente dispone de $2^9=512$ valores de grises

Despliegue de Imágenes



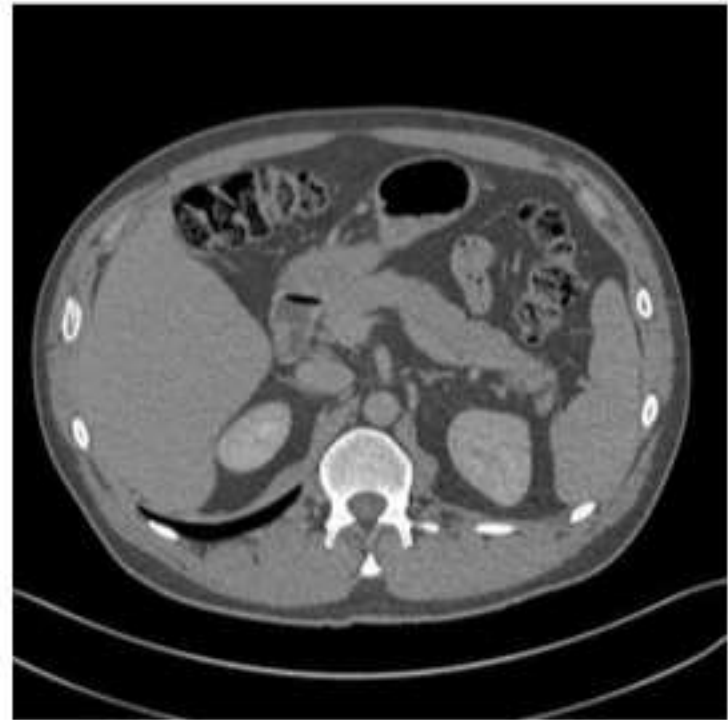
Despliegue de Imágenes



Ancho de Ventana



WW:300
WL:40



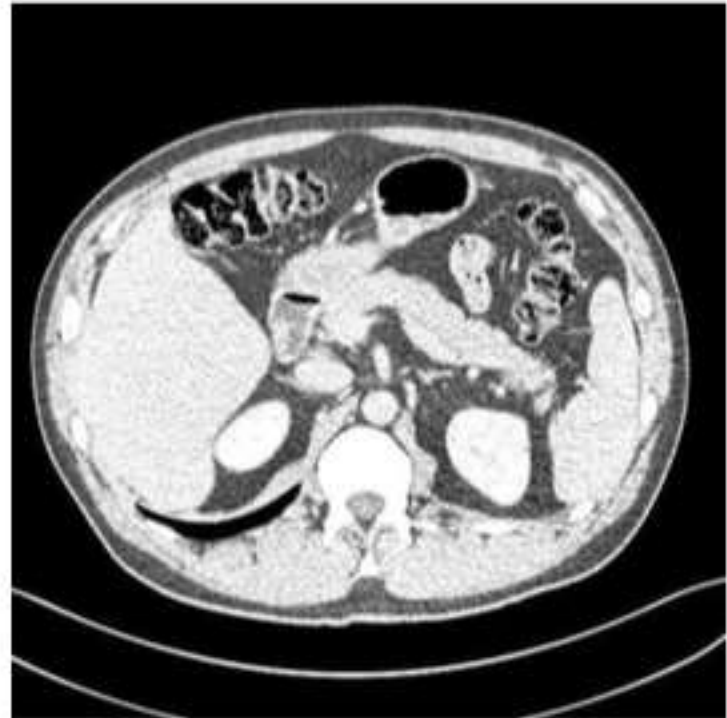
WW:700
WL:40

El ancho de ventana determina la cantidad UH que se desplegarán en una escala de grises. Determina principalmente el contraste de la imagen

Nivel de Ventana



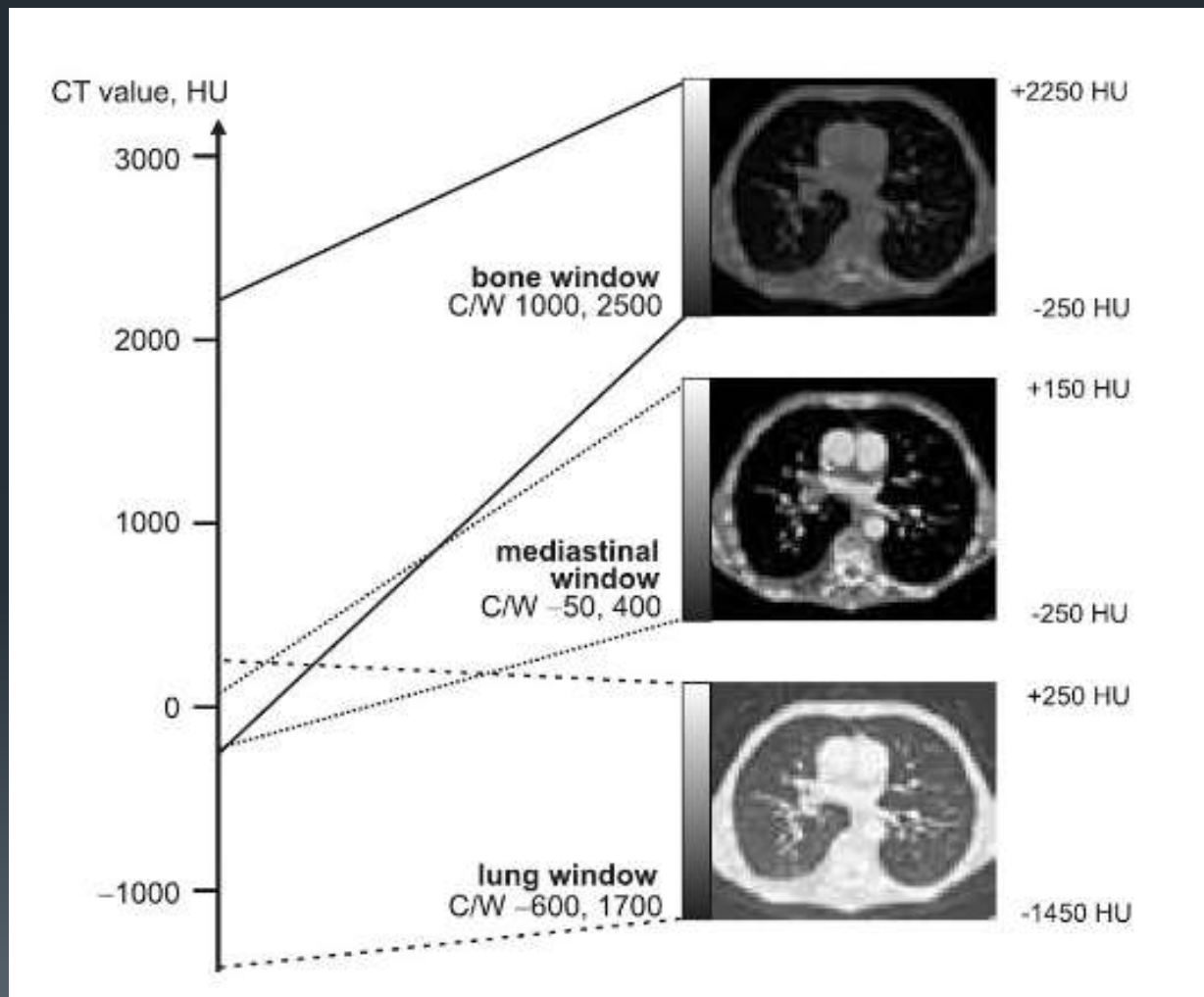
WW:300
WL:100



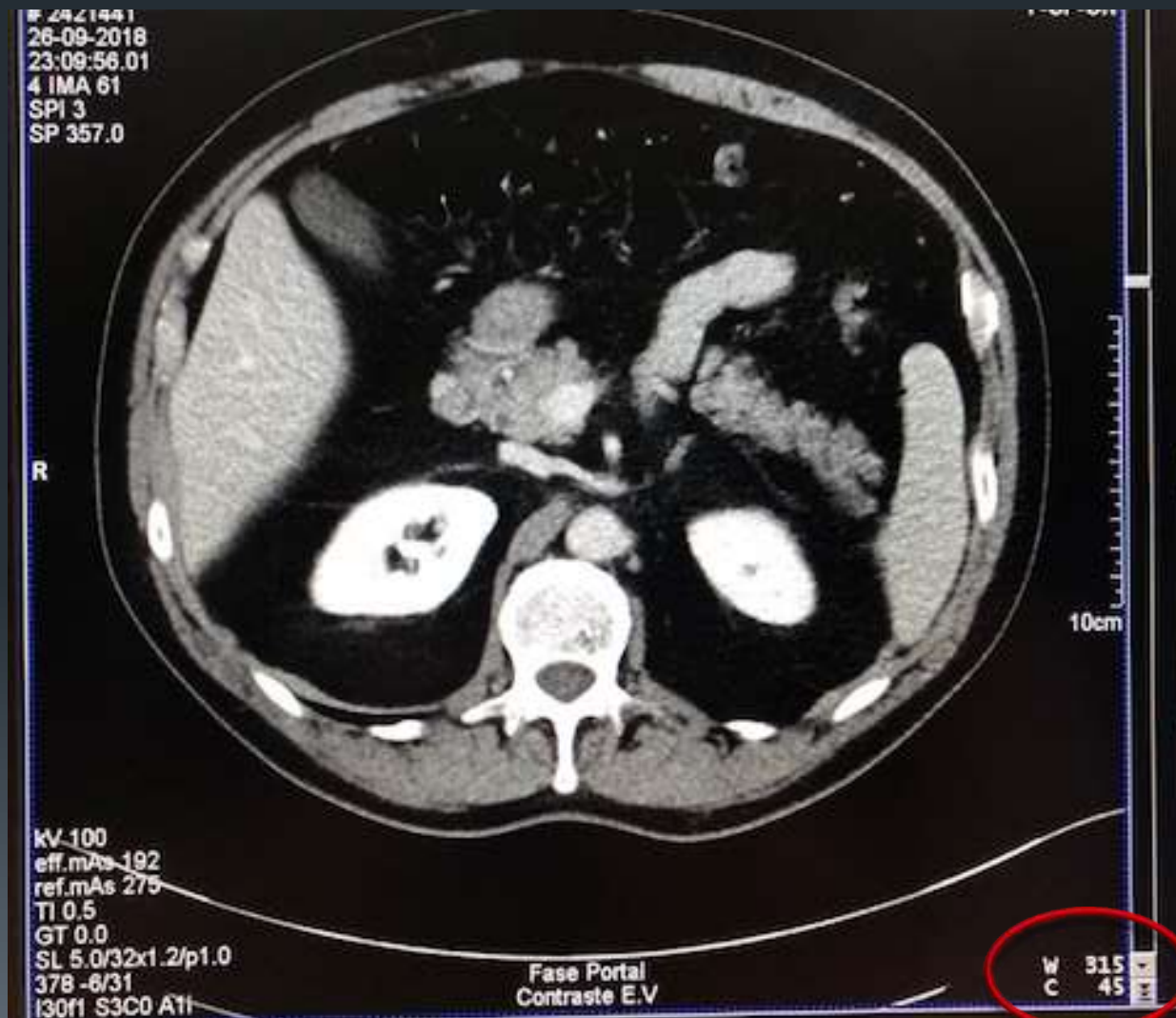
WW:300
WL:-60

El nivel de ventana se define en torno a las UH del órgano de interés.
Determina principalmente el brillo de la imagen

Tipos de Ventana



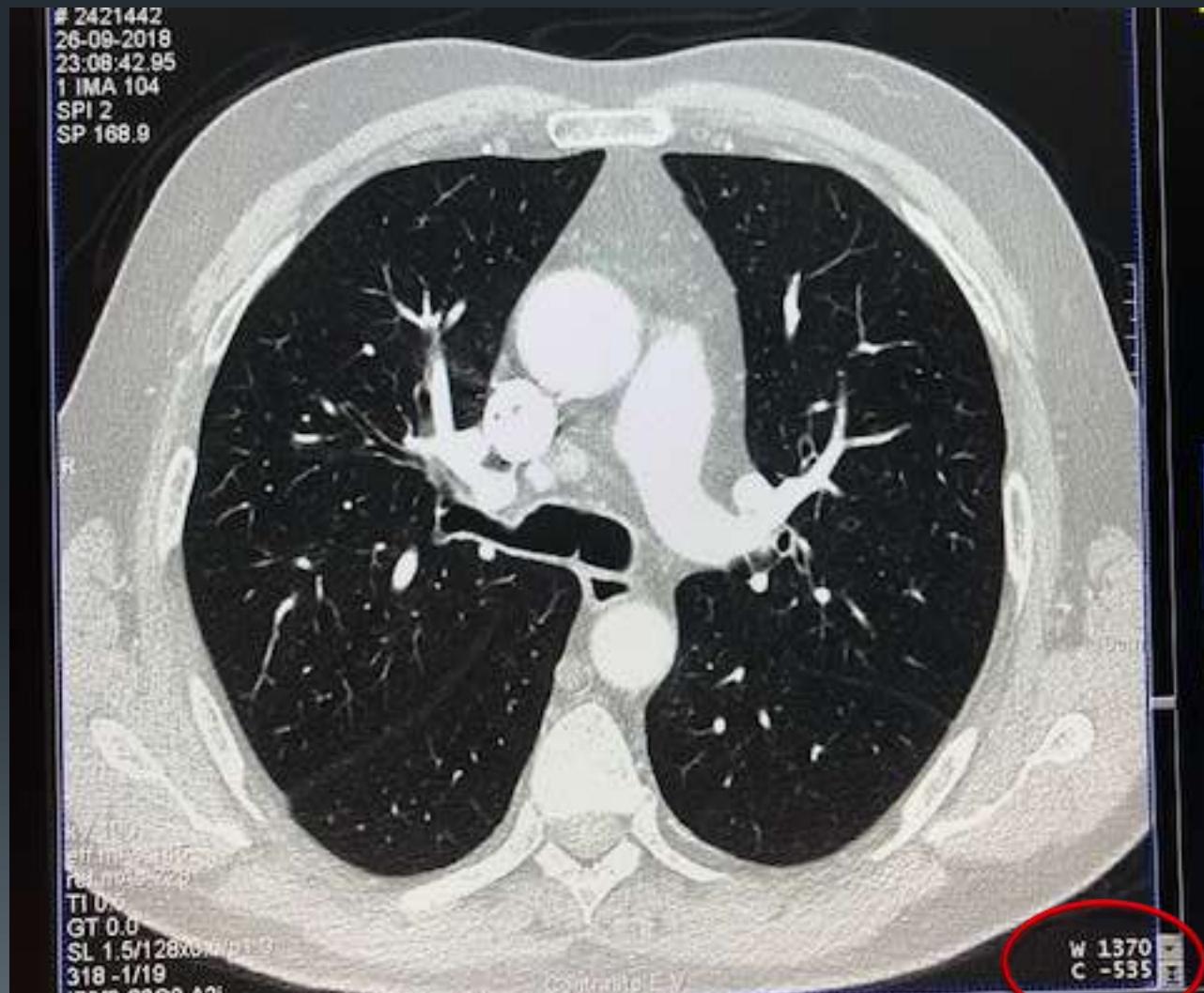
Tipos de Ventana



Tipos de Ventana



Tipos de Ventana



Tipos de Ventana



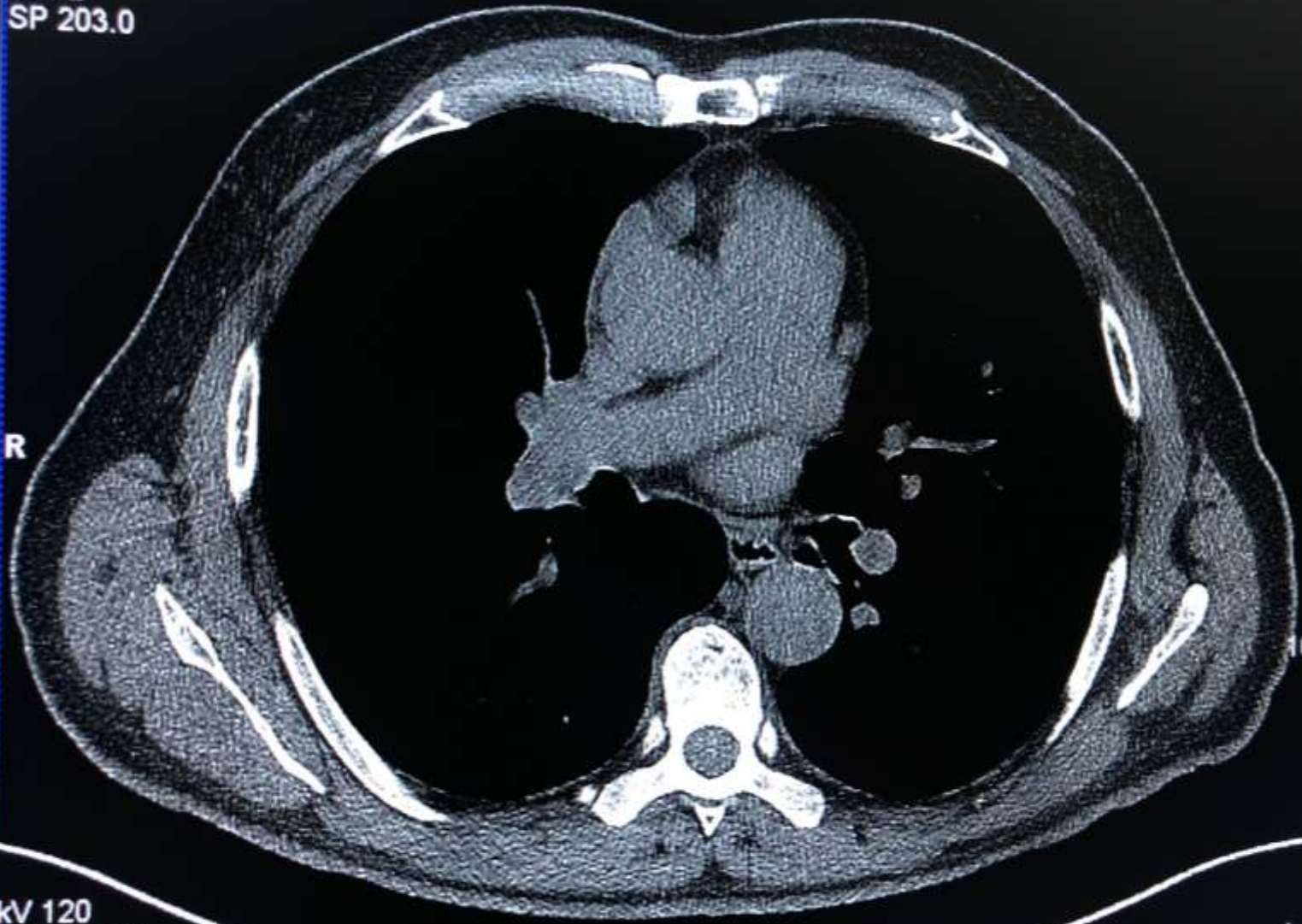
16:47:43.75
6 IMA 144
SPI 2
SP 203.0

T-SP-OR

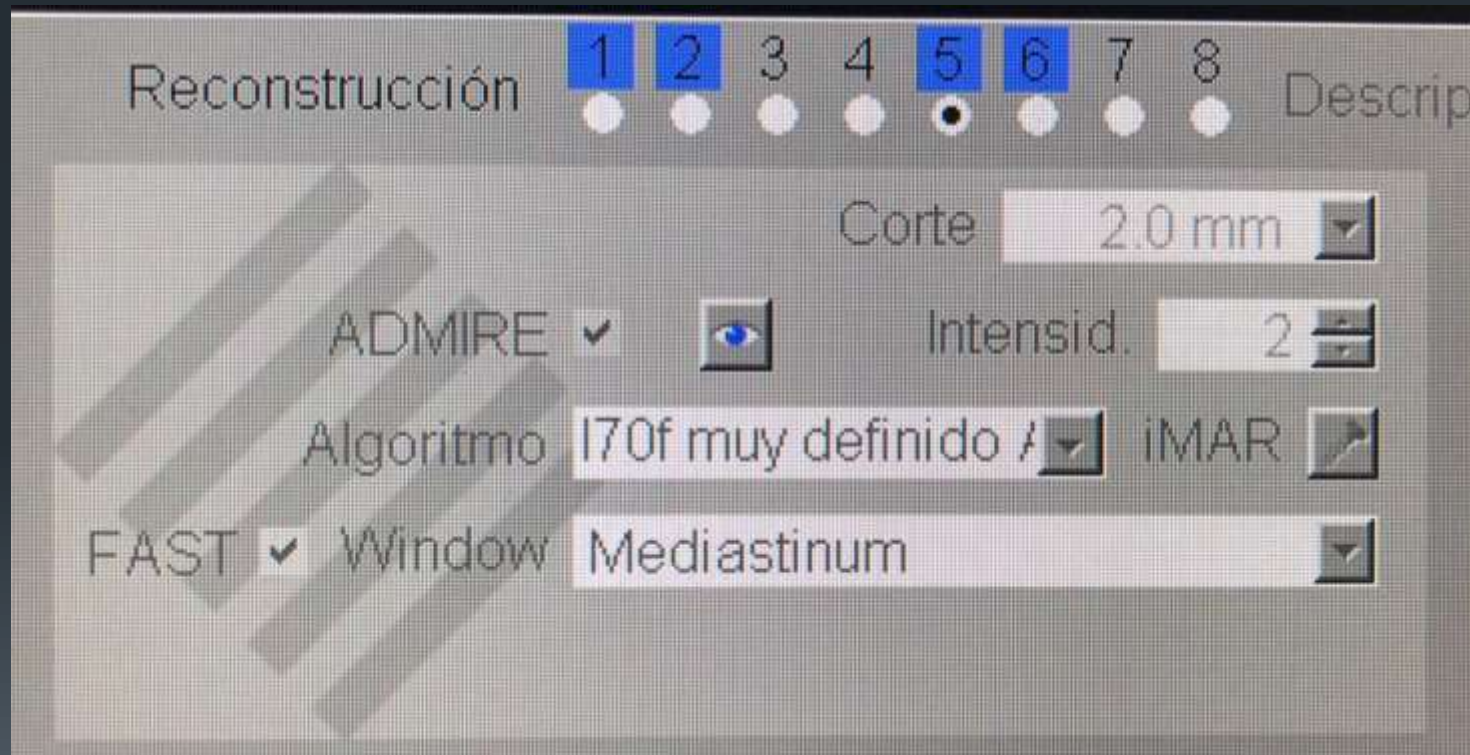
R

10cm

kV 120
eff.mAs 62
ref.mAs 66
TI 0.5



Tipos de Ventana

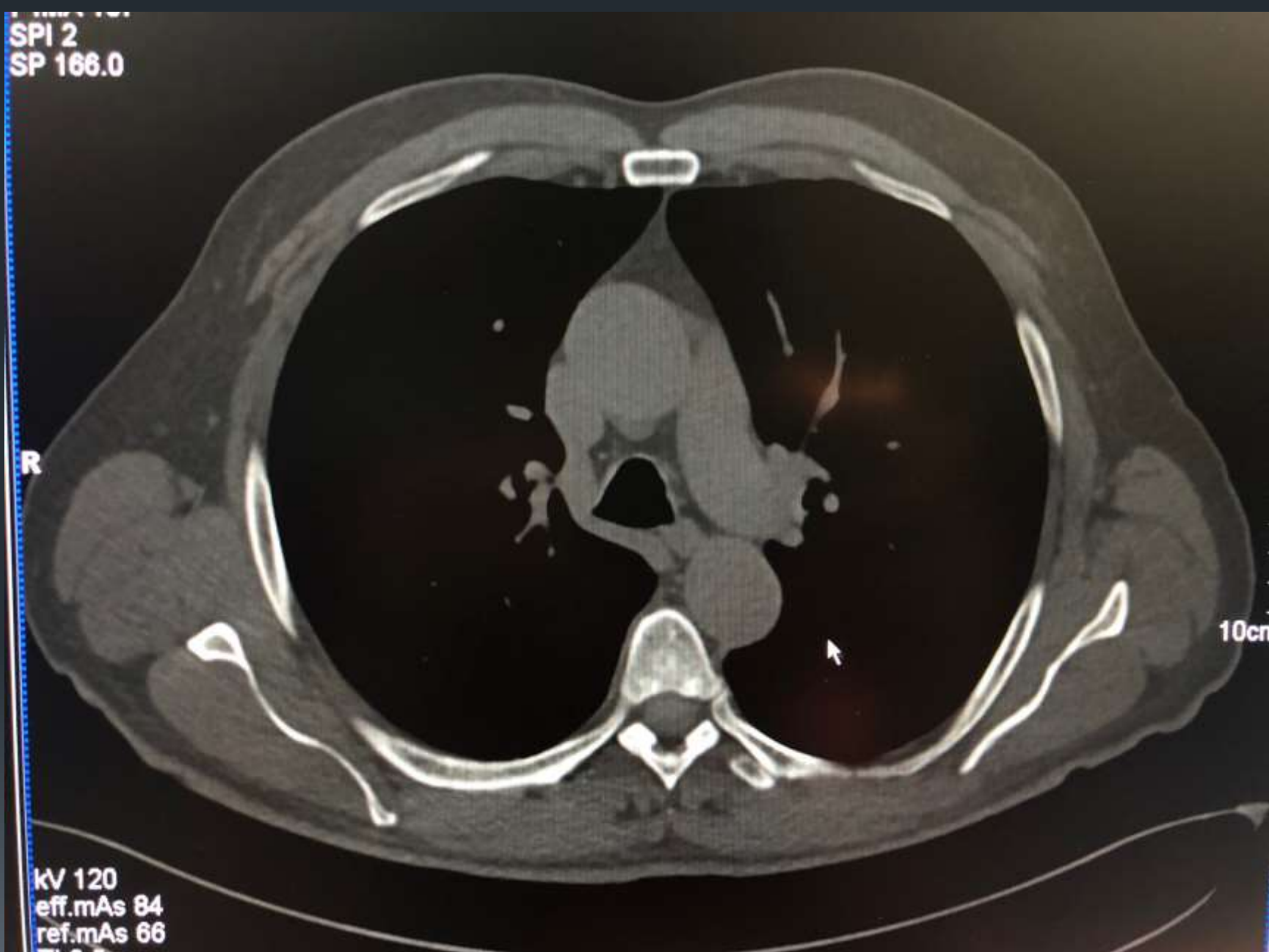


SPI 2
SP 166.0

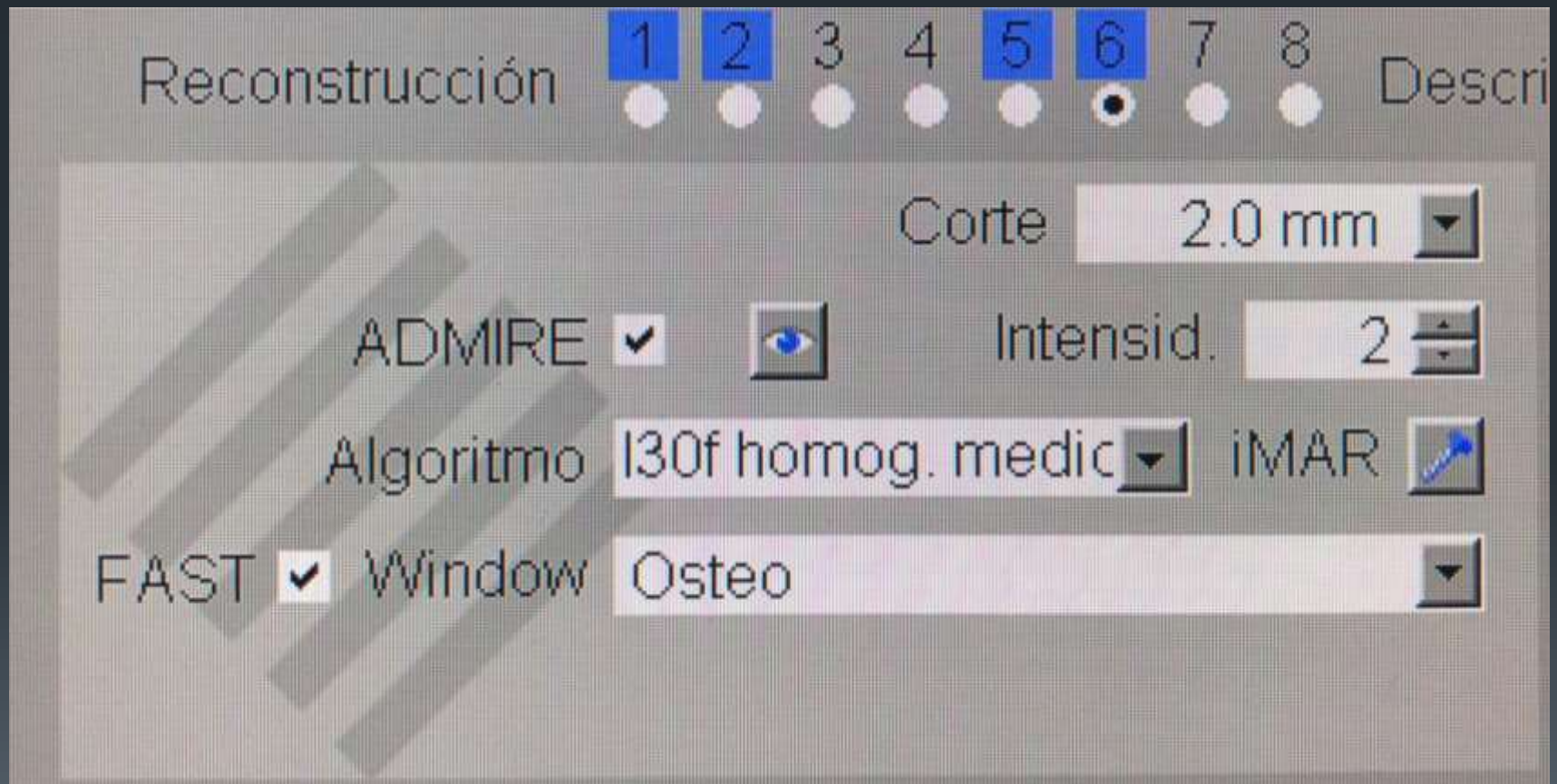
R

10cm

kV 120
eff.mAs 84
ref.mAs 66
TI 0.5



Tipos de Ventana





Muchas gracias...
gespin86@gmail.com