



Universidad de Chile  
Facultad de Medicina  
Tecnología Médica

# Calidad de Imagen en TC

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

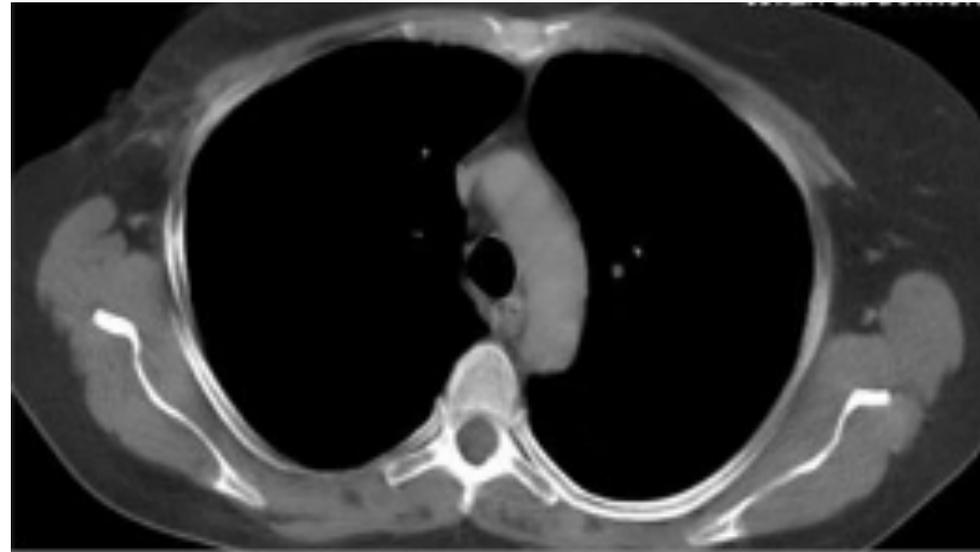
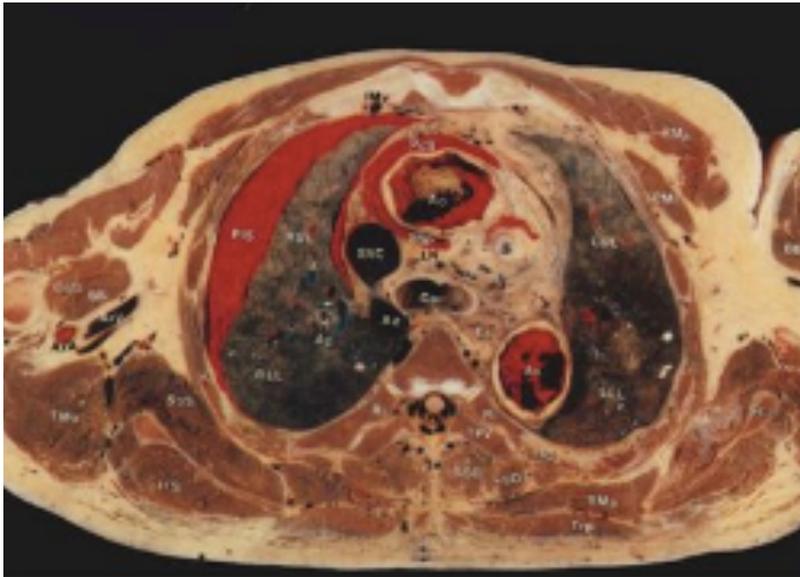
# Introducción



- La calidad de imagen es un **concepto genérico** que se aplica a todos los tipos de imágenes.
- Hace referencia por lo general a una **noción subjetiva** de la utilidad de la imagen para realizar un diagnóstico

# Introducción

- De manera más concreta, la calidad de imagen se puede definir como un conjunto de características que indican la **fidelidad** con que una imagen representa las **cualidades** del objeto observado.

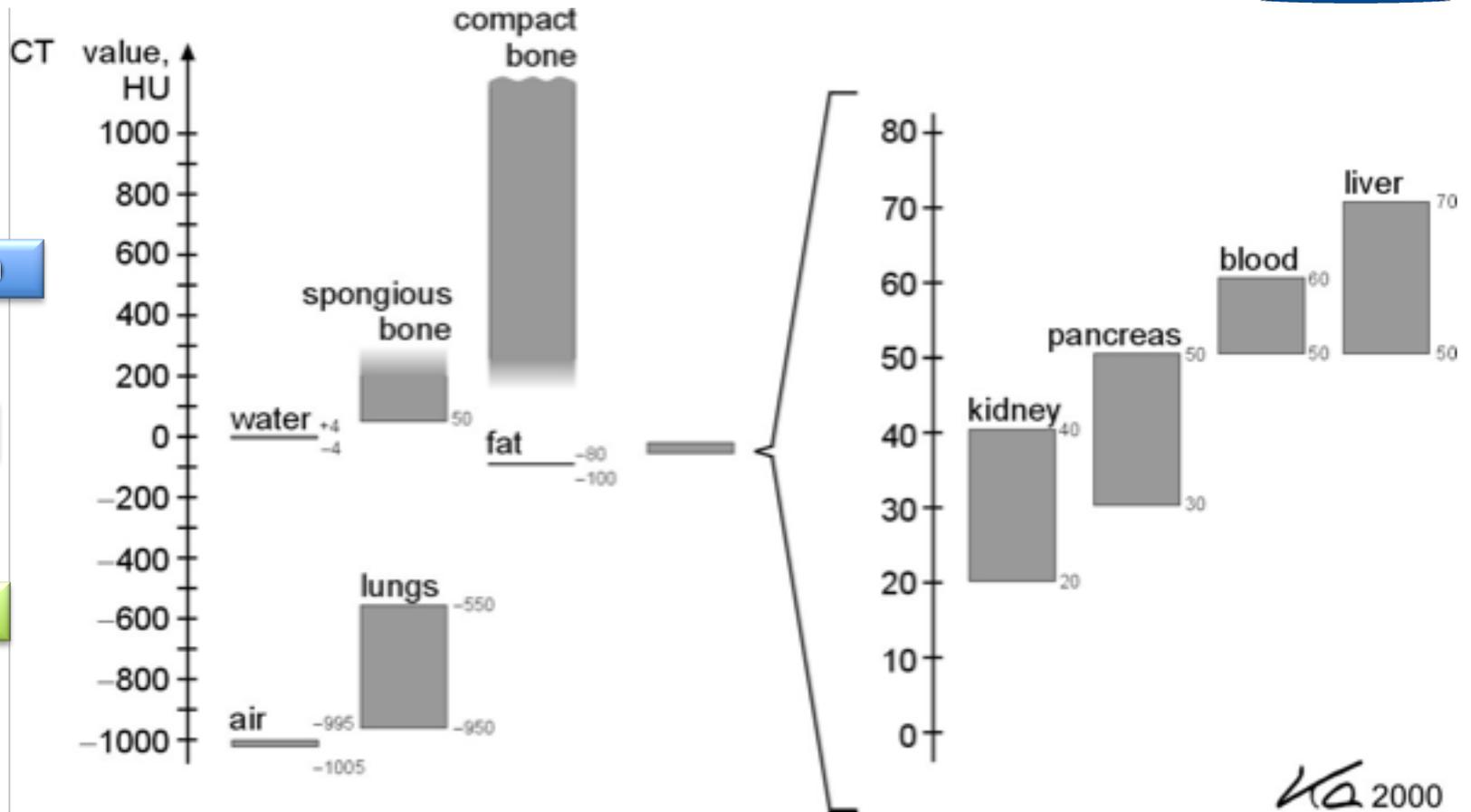


# Introducción



- En TC las principales características o parámetros para evaluar la calidad de imagen son:
  - Unidades Hounsfield: Uniformidad y Linealidad.
  - Ruido.
  - Resolución Espacial (o de Alto Contraste).
  - Resolución de Contraste (o de Bajo Contraste).
  - Resolución Temporal.
  - Artefactos.

# UH: Uniformidad y Linealidad.



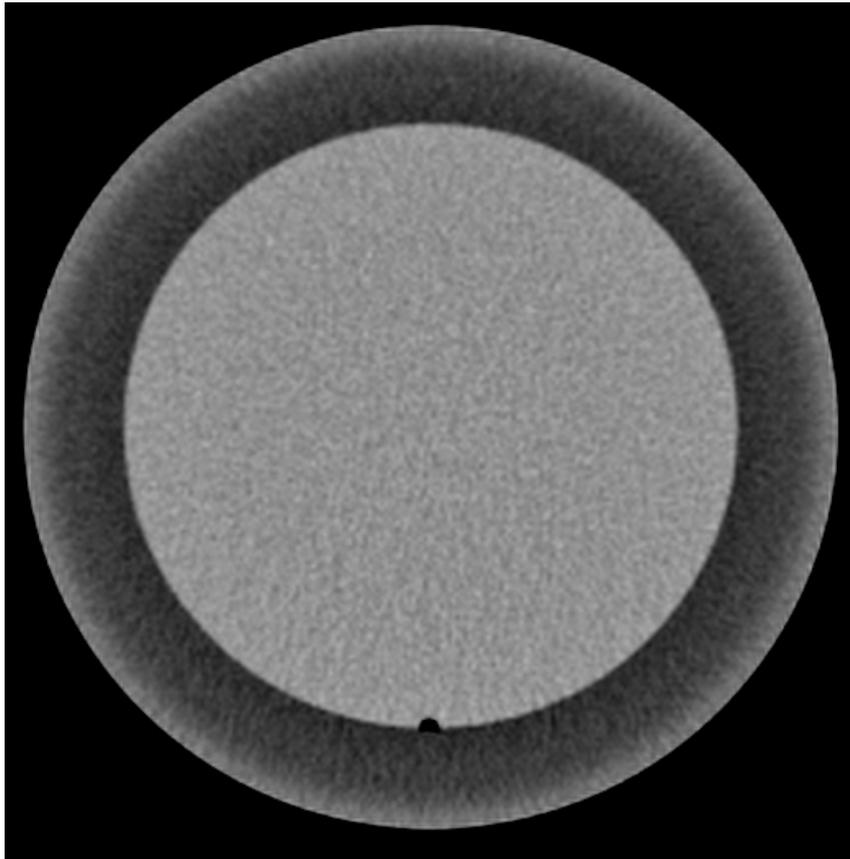
KA 2000

HIPERDENSO

ISODENSO

HIPODENSO

# UH: Uniformidad y Linealidad.



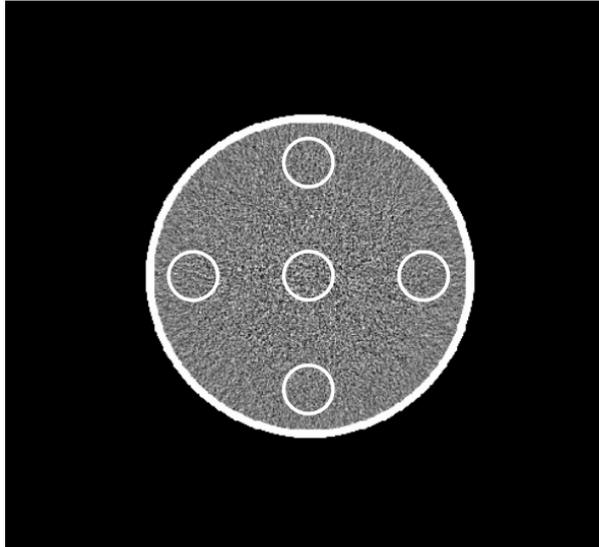
- Fantoma que solo contiene **agua** en su interior, distribuida uniformemente.
- **Uniformidad:**
- Los valores de UH en distintos puntos de la imagen tomográfica de ese fantoma debiesen mantenerse en su **valor 0**.
- La uniformidad **no es perfecta** en las imágenes de TC.

# UH: Uniformidad y Linealidad.



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

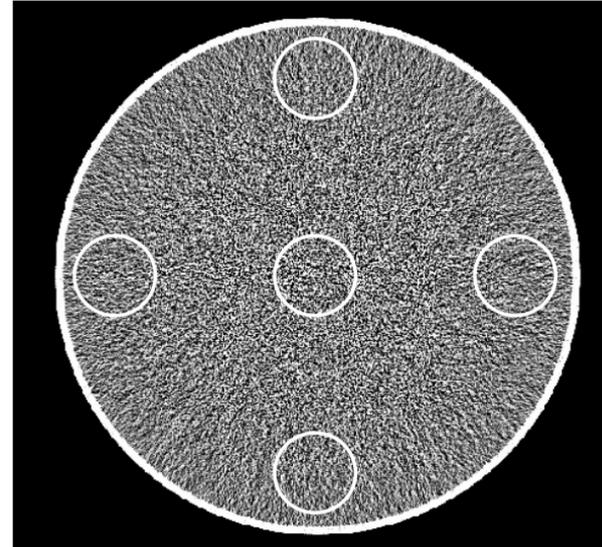
a)



**20 cm water phantom**

	mean value	$\sigma$
center:	-1.6 HU	21.3 HU
top:	-0.9 HU	14.8 HU
right:	-1.3 HU	14.7 HU
bottom:	-0.9 HU	14.6 HU
left:	-1.3 HU	14.9 HU

b)



**32 cm water phantom**

	mean value	$\sigma$
Center:	-3.0 HU	68.5 HU
top:	-1.6 HU	34.8 HU
right:	-0.9 HU	34.2 HU
bottom:	-0.9 HU	35.1 HU
left:	-0.1 HU	35.3 HU

Va 2000

# UH: Uniformidad y Linealidad.

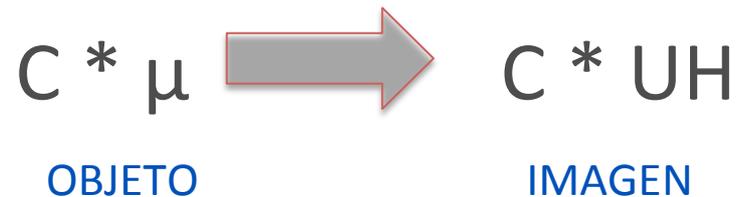


- El valor promedio de UH en ese conjunto de pixeles en una ROI debe ser 0, con una desviación de  $\pm 4$  UH de tolerancia.
- Si realizamos esta ROI en distintos puntos de la imagen del fantoma, se debe esperar que no exista una variación entre el promedio de ellos mayor a  $\pm 2$  UH.
- Kalender, 2000.

# UH: Uniformidad y Linealidad.



- Linealidad:
  - Implica que un cambio en cualquier variable de entrada al sistema, por ejemplo, el coeficiente de atenuación lineal, debe reflejarse de manera equivalente en la variable de salida, en este caso el valor las UH.



# UH: Uniformidad y Linealidad.



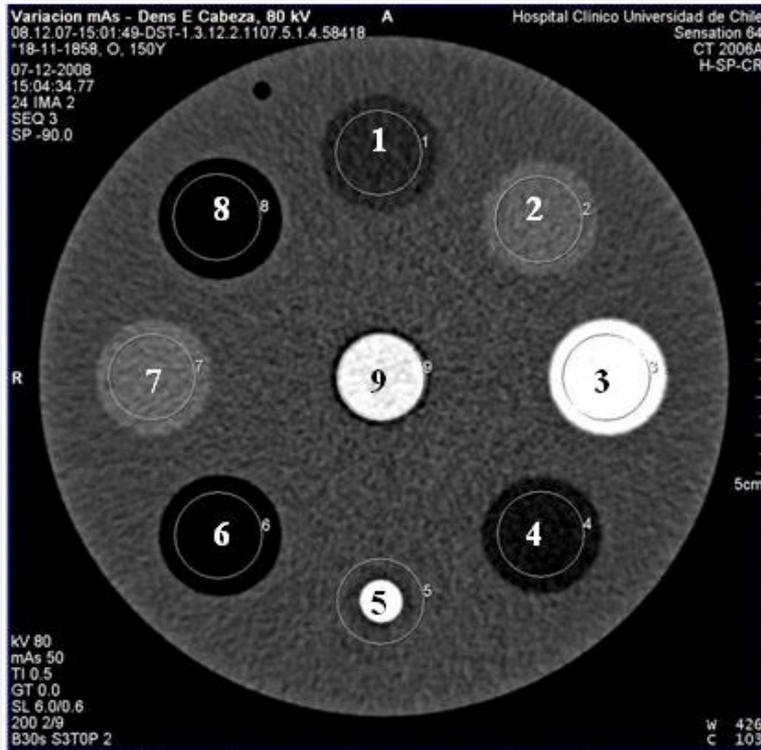
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Las diferencias en el coeficiente de atenuación pueden ser causadas por efecto de las diferencias en la densidad de los tejidos o diferencias en el número atómico, afectadas por la energía del haz; a las características del detector entre otros; o por una combinación de ambas.

# UH: Uniformidad y Linealidad.



DE MEDICINA  
DAD DE CHILE



Ubicación	Tejido Equivalente
1	Tejido Mamario
2	Músculo
3	Hueso Trabeculado
4	Grasa
5	Hueso Denso
6	Pulmón Espiración
7	Hígado
8	Pulmón Inspiración
9	Medio de Contraste

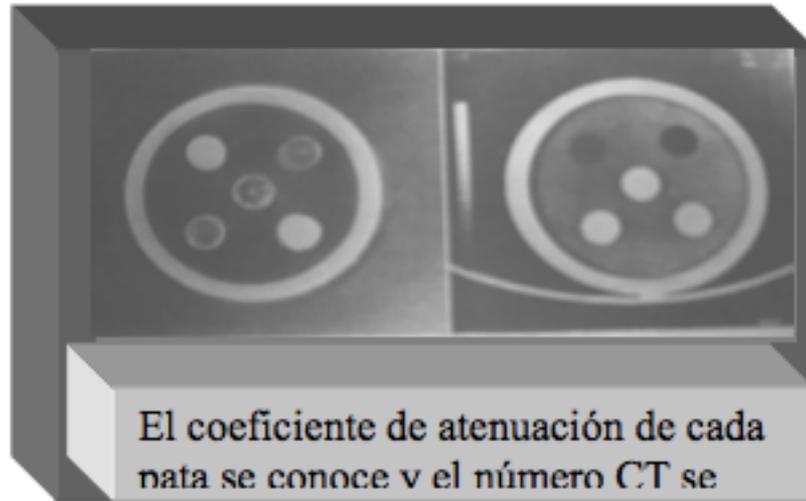


# UH: Uniformidad y Linealidad.



ACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

(2.1)

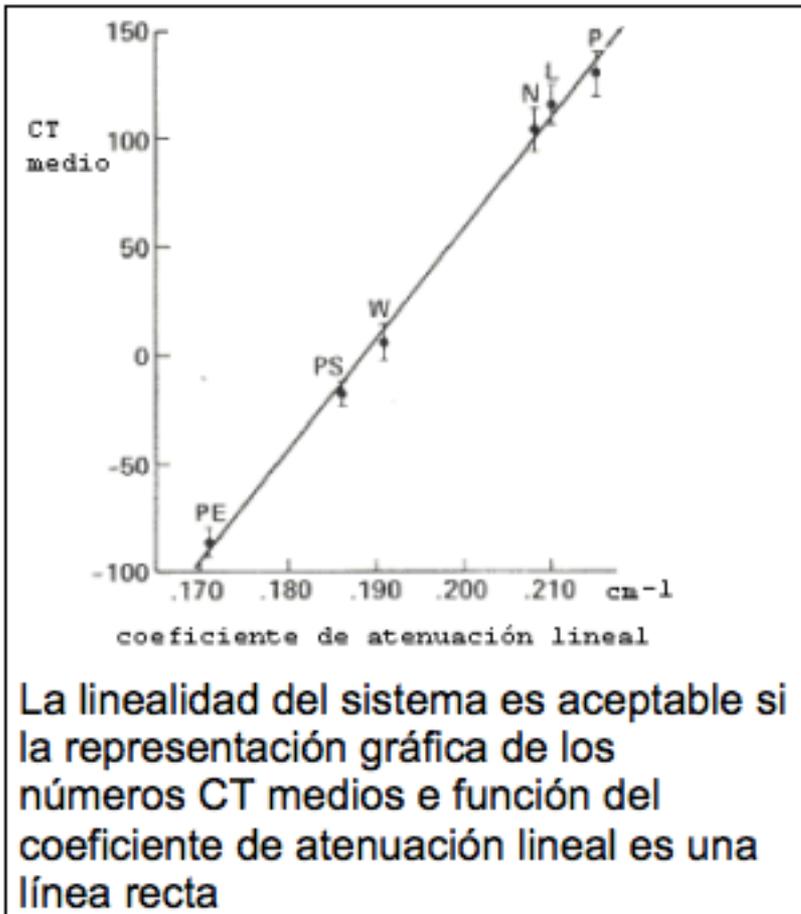
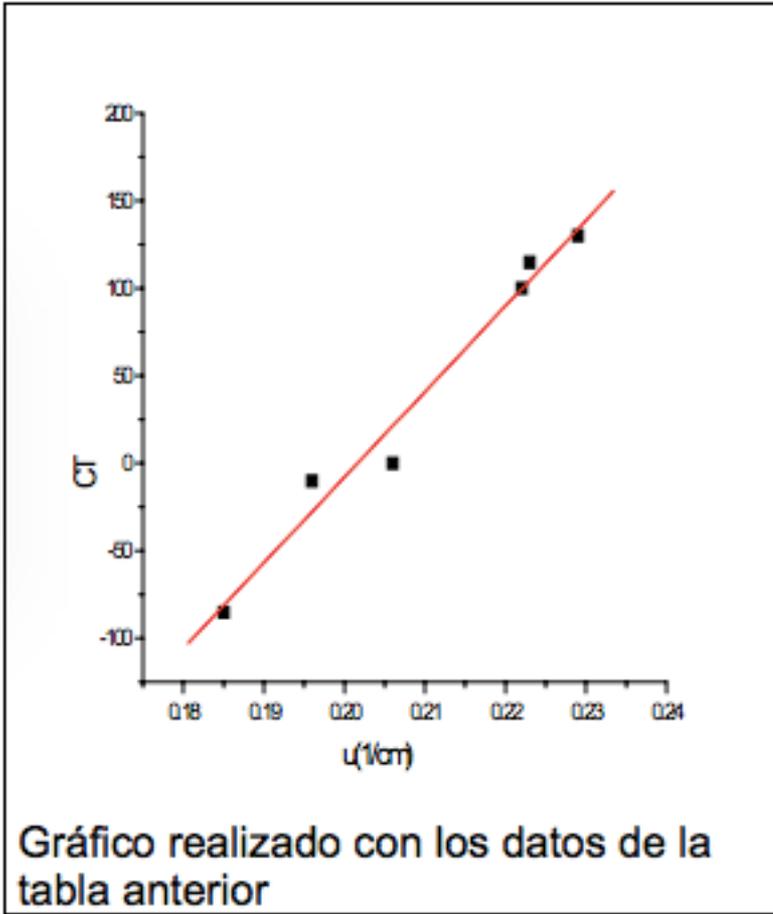


Cada una de las cinco patas es un material plástico con características conocidas.

Características del fantoma de cinco patas

Material	Densidad(g/cm <sup>3</sup> )	$\mu$ lineal(cm <sup>-1</sup> ) a 60 KeV	Número CT aproximado	
Polietileno	C <sub>2</sub> H <sub>4</sub>	0,94	0,185	-85
Poliestireno	C <sub>8</sub> H <sub>8</sub>	1,05	0,196	-10
Nylon	C <sub>6</sub> H <sub>11</sub> NO	1,15	0,222	100
Lexán	C <sub>16</sub> H <sub>14</sub> O	1,20	0,223	115
Plexiglás	C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub>	1,19	0,229	130
Agua	H <sub>2</sub> O	1,00	0,206	0

# UH: Uniformidad y Linealidad.



# Ruido



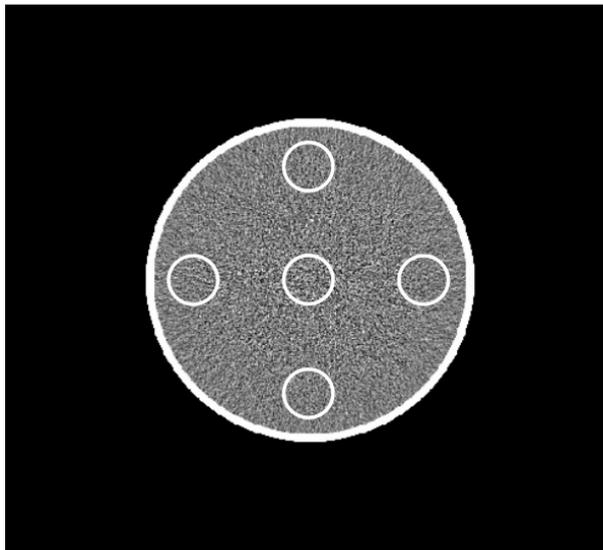
- En TC se representa como la **variación de valores de UH** en un medio homogéneo.
- Estas variaciones se deben en gran medida a **fluctuaciones estadísticas**, principalmente de la cantidad de fotones de rayos X registrados en el detector del TC.
- Existen contribuciones también por parte del **sistema electrónico** asociado a la detección de rayos X en TC.

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

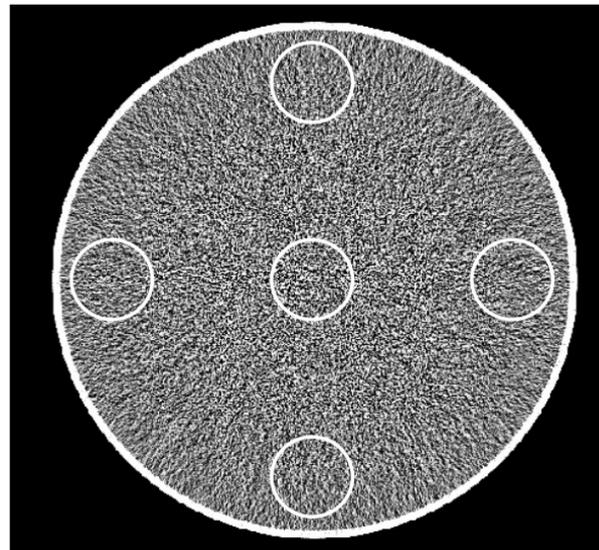
a)



**20 cm water phantom**

	mean value	$\sigma$
center:	-1.6 HU	21.3 HU
top:	-0.9 HU	14.8 HU
right:	-1.3 HU	14.7 HU
bottom:	-0.9 HU	14.6 HU
left:	-1.3 HU	14.9 HU

b)



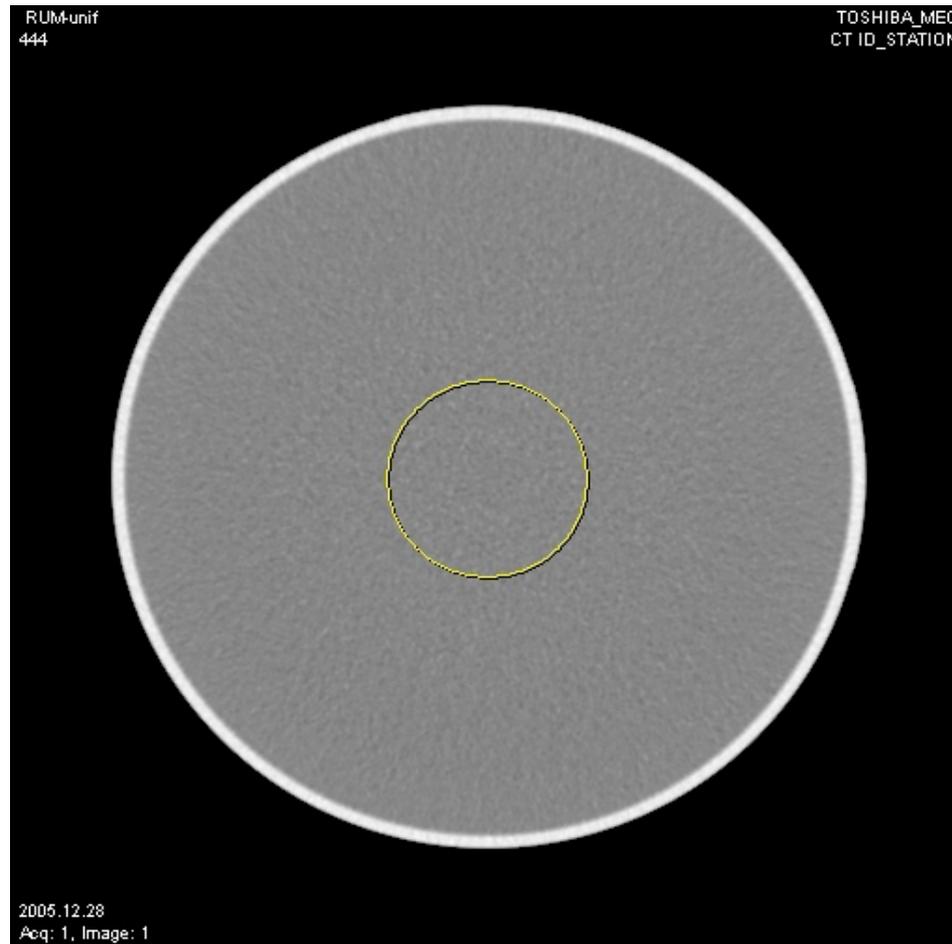
**32 cm water phantom**

	mean value	$\sigma$
Center:	-3.0 HU	68.5 HU
top:	-1.6 HU	34.8 HU
right:	-0.9 HU	34.2 HU
bottom:	-0.9 HU	35.1 HU
left:	-0.1 HU	35.3 HU

Desviación de UH

Va 2000

# Ruido



**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Ruido



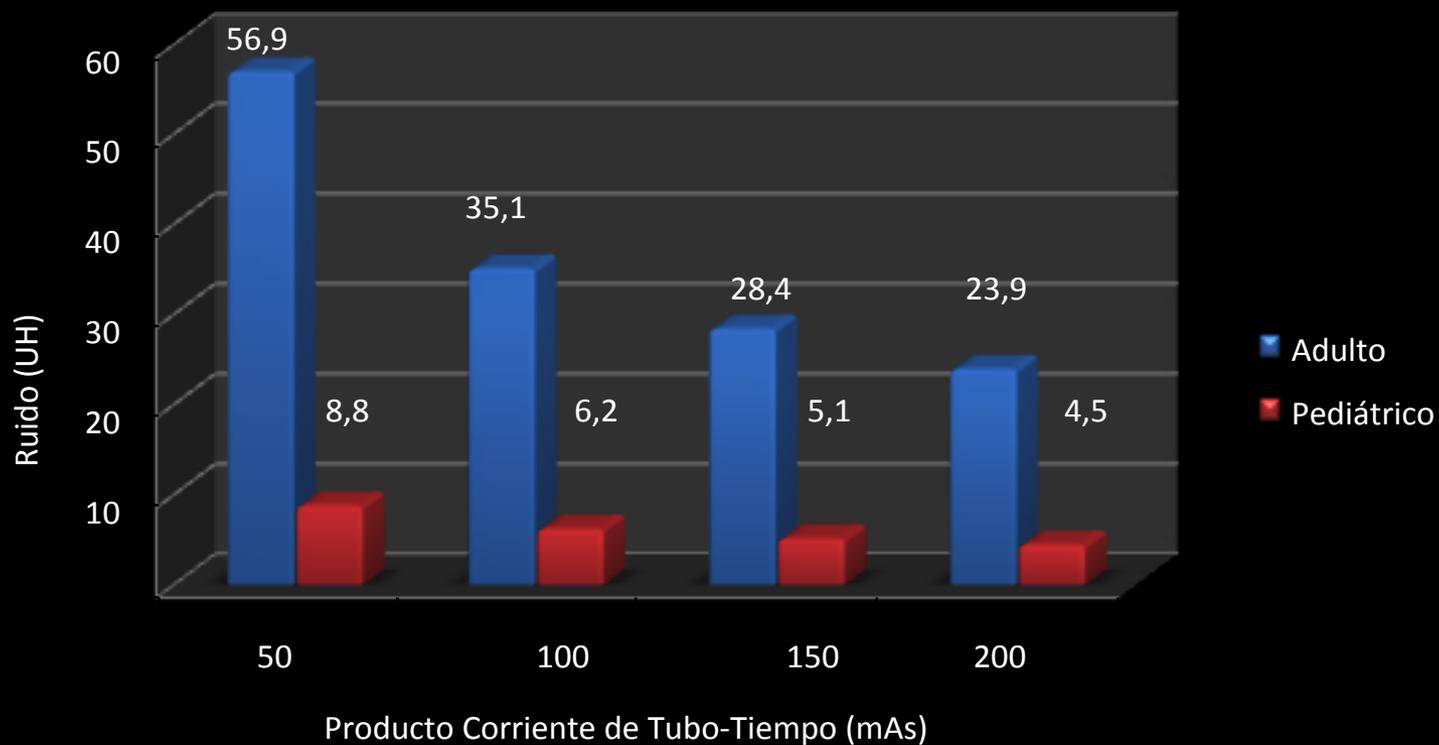
- El nivel de ruido aumenta al registrarse en el detector menos fotones de rayos X, lo que aumenta las fluctuaciones estadísticas.
- Esta disminución puede deberse a una alta atenuación del haz en el paciente, bajos valores de corriente de tubo (mA) o producto corriente-tiempo ( mAs), o al uso de menores espesores de corte.
- También se produce en pacientes de grandes dimensiones.

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

## Somatom Sensation 64 -HCUCH



# Ruido



- También puede incorporarse ruido a la imagen durante su proceso de reconstrucción.
- El uso de determinados filtros de realce de la imagen o kernel pueden afectar el nivel de ruido que se aprecia en la imagen.

# Ruido

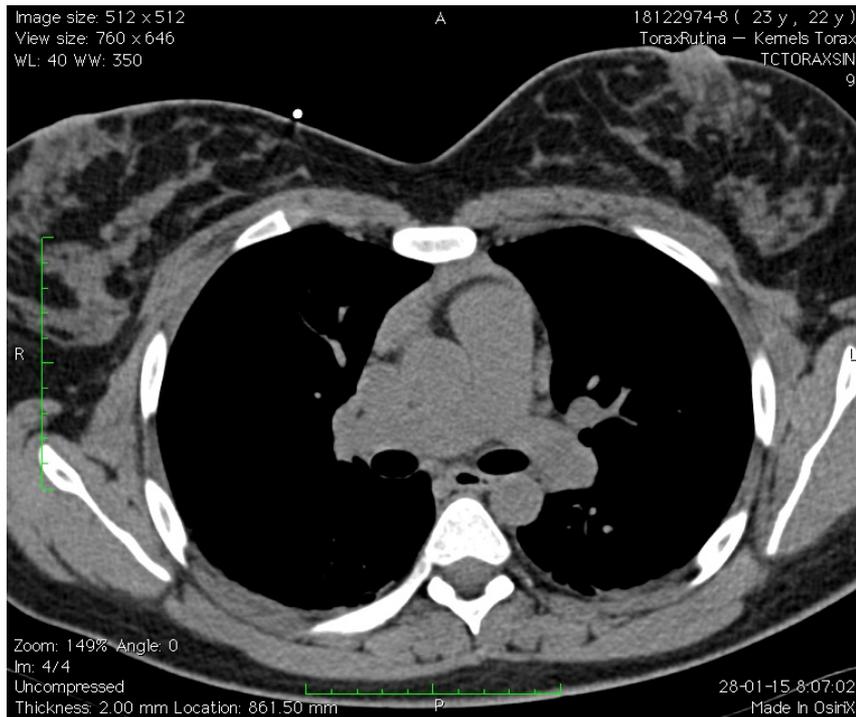


- En específico, filtros o kernels de aumento de resolución de bordes (Ej. Para evaluación ósea) tienden a aumentar el nivel de ruido en la imagen.
- Por el contrario los filtros de “suavizado” de la imagen tienen el efecto contrario.

# Ruido

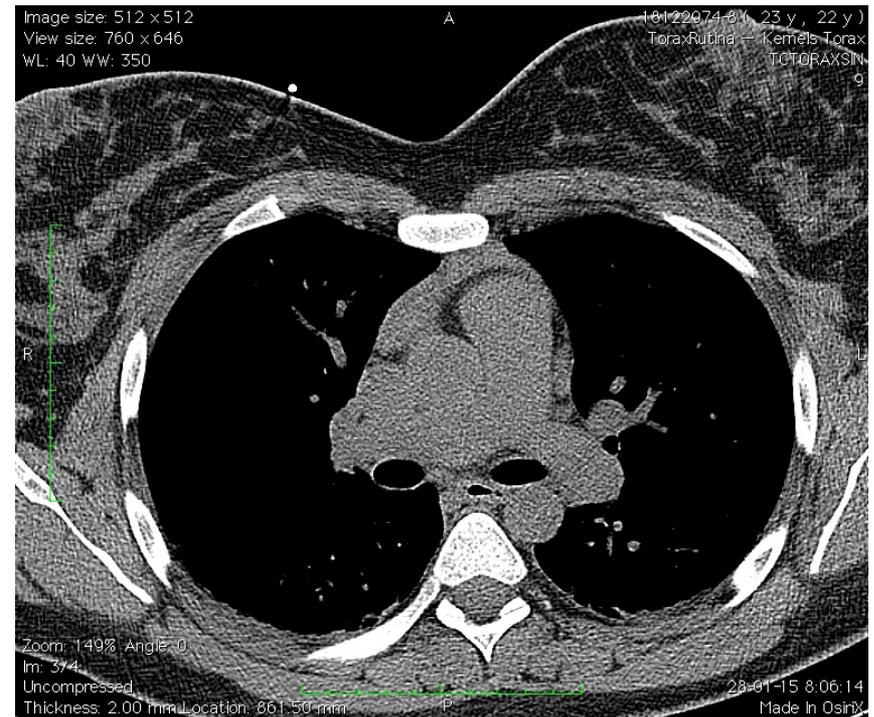


FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



**Kernel B30**

Suavizado de la imagen



**Kernel B70**

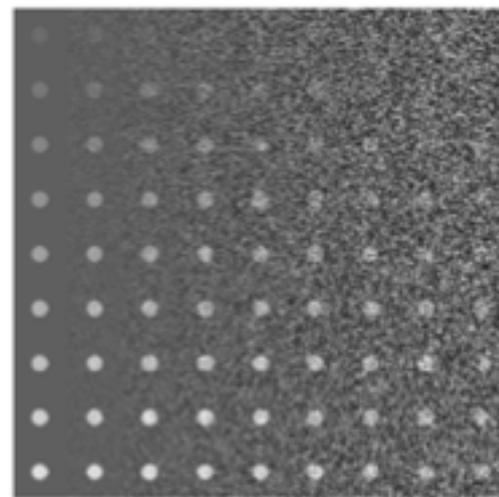
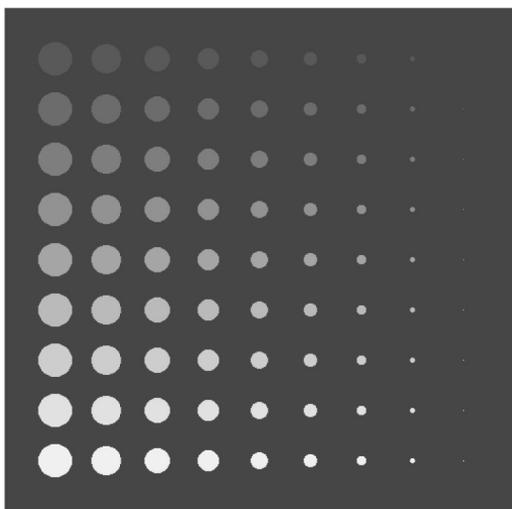
Realce de bordes

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- En general el ruido afecta de manera importante la visibilidad y detectabilidad de imágenes de **bajo contraste** principalmente.



# Ruido



- Debido a su relación con la cantidad de fotones que se registran en el detector, el ruido tiene **relación con la dosis de radiación** que recibe el paciente, y por supuesto, está relacionada directamente con la selección de los parámetros de adquisición.

**A MAYOR FOTONES → MENOR RUIDO**

# Resolución Espacial



- La resolución espacial describe la capacidad de un sistema de imagen para **desplegar detalles finos de forma separada**.
- Se determina por lo general para **estructuras de alto contraste** con el objetivo de eliminar la influencia del ruido en su determinación.
- Es por este motivo que también es conocida como **Resolución de Alto Contraste**.

# Resolución Espacial

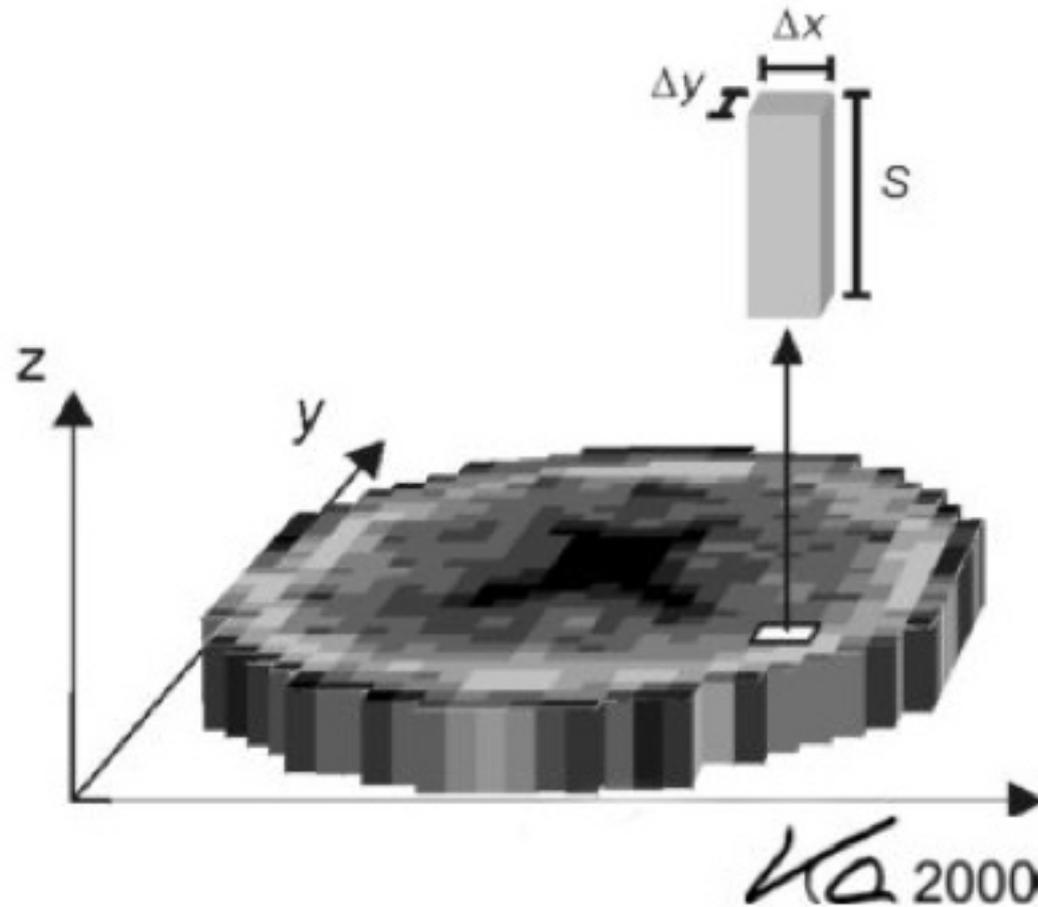


- En TC a diferencia de radiología convencional, es necesario distinguir 2 tipos de resolución espacial:
  - RE en el **plano de la imagen** (habitualmente definido por las coordenadas x e y),
  - RE en el **eje longitudinal** del cuerpo (habitualmente definido por la coordenada z).

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Espacial



- Resolución en el plano de la imagen.
- Esta resolución depende principalmente de **características geométricas**, que pueden asimilarse a lo que sucede en radiología convencional.
  - Tamaño del foco.
  - Geometría del TC.
  - Espaciamiento entre los elementos y apertura del detector.
  - Movimiento del foco durante la medición.

# Resolución Espacial



- En específico el tamaño de foco y la apertura del detector contribuyen a la generación de borrosidad en la imagen (blurring).
- Puntos focales de mayores dimensiones producen zonas de penumbra de mayor longitud, que afectan la visibilidad de los bordes de las estructuras.
- Por lo tanto un incremento borrosidad en la imagen lo que reduce la posibilidad de resolver estructuras muy cercanas.

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- En el caso de la geometría del TC, por ejemplo las distancias foco-isocentro y detector-isocentro, tienen impacto en la resolución espacial debido a su influencia sobre las zonas de penumbra, que ocurre de manera análoga a lo que sucede en el caso de la radiología convencional.

# Resolución Espacial



- El movimiento del foco durante el disparo, utilizado por varios tubos de rayos X utilizados en tomógrafos actuales, contribuye a la reducción de la borrosidad de la imagen debido a la optimización del muestreo de la señal, y tiene influencias sobre la RE en el plano de la imagen como en el eje longitudinal.

# Resolución Espacial



- La RE también se ve afectada por los filtros de realce de la imagen aplicados durante el proceso de reconstrucción.

# Resolución Espacial

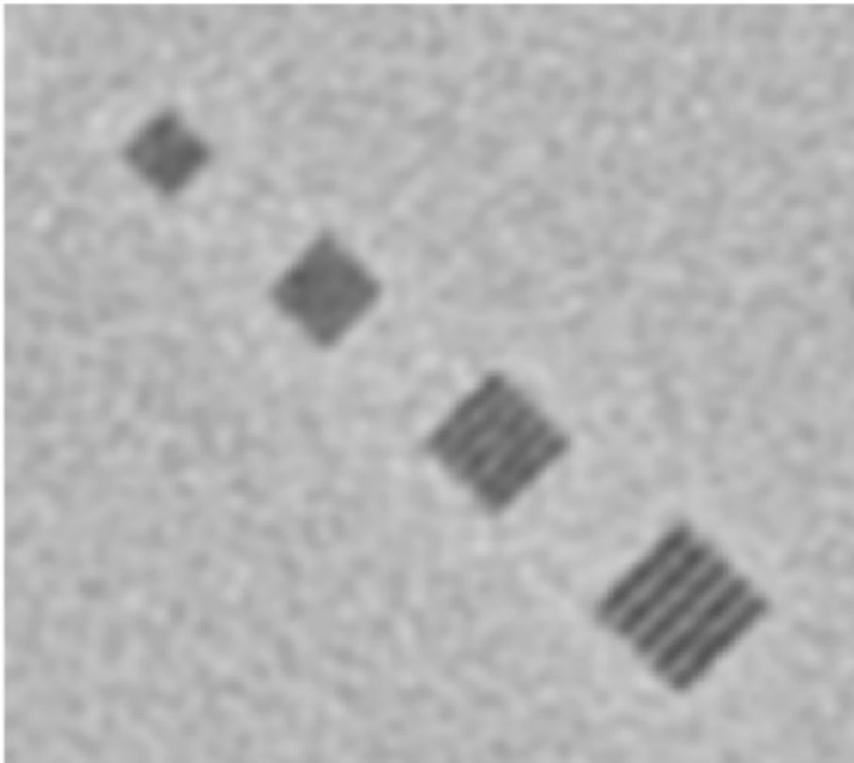


- Los filtros enfocados al estudio de estructuras óseas o kernels de valores altos reducen la borrosidad de la imagen, mejoran la visibilidad de los bordes de las estructuras, y por lo tanto incrementan la resolución espacial y la posibilidad de evaluar detalles finos.
- Por el contrario, filtros de “suavizado” producen el efecto contrario y por lo tanto reducen la resolución espacial en el plano de la imagen.

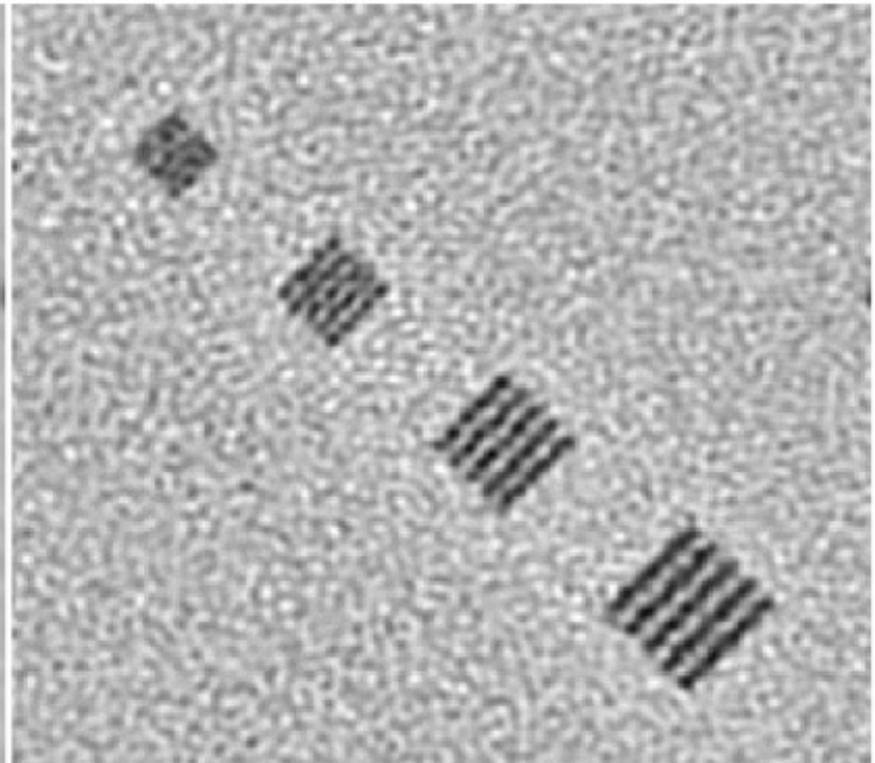
# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



KERNEL PARA SUAVIZADO



KERNEL PARA REALCE DE BORDES

# Resolución Espacial



- Otro de los factores que afecta de manera importante la resolución espacial en el plano de la imagen es el tamaño del pixel.
- Depende del tamaño de la matriz de reconstrucción de la imagen y del tamaño del campo de visión del objeto o FOV (field of view)

$$\text{Tamaño pixel} = \frac{FOV \text{ (mm)}}{\text{Matriz}}$$

# Resolución Espacial



- El FOV depende a su vez del campo de medición o **FOM** (field of measurement) o **campo de medición**, que habitualmente alcanza los 50 cm en total y constituye el máximo campo de visión disponible en el equipo.

# Resolución Espacial



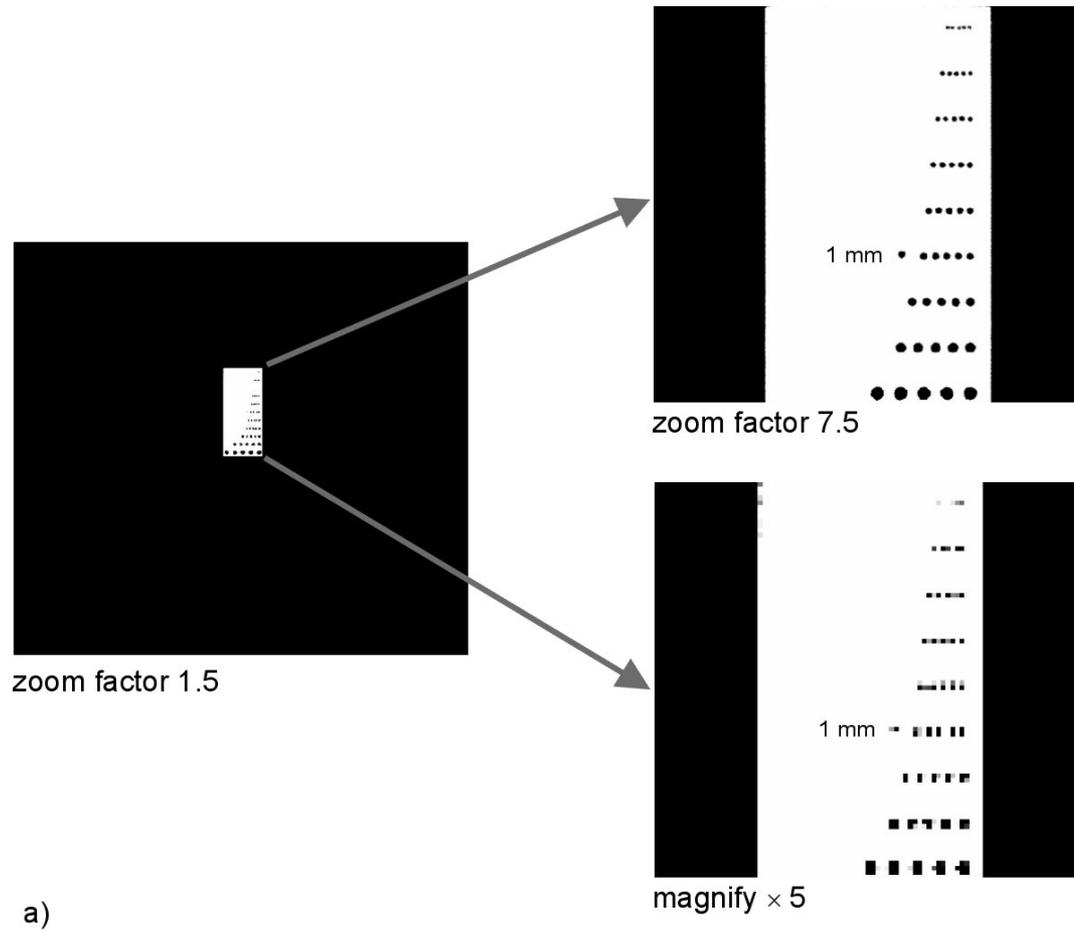
- El FOV puede obtenerse si conocemos el **factor de zoom** aplicado a la imagen ( $FOV = FOM / FZ$ ).
- Cuando utilizamos valores de FOV menores que el FOM, se aplica sobre la imagen un determinado factor de zoom.
- A medida que se utilizan factores de zoom altos se incrementa la resolución espacial en la imagen.

# Resolución Espacial



- Es necesario marcar la diferencia que existe entre el factor de zoom y la magnificación, la que normalmente puede aplicarse en la plataforma de visualización de la imagen.
- Esta última solo involucra el aumento del tamaño de pixel con el que se despliega la imagen en el visor, y por lo tanto tiene un efecto contrario a la aplicación del factor de zoom sobre la resolución espacial.

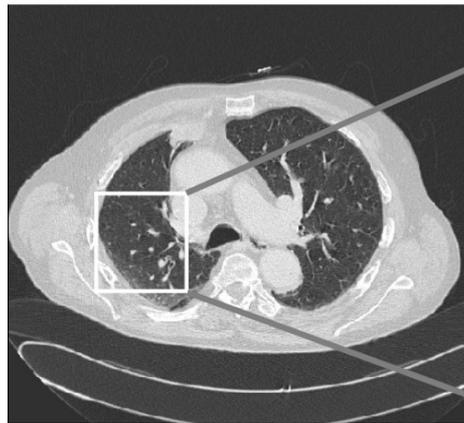
# Resolución Espacial



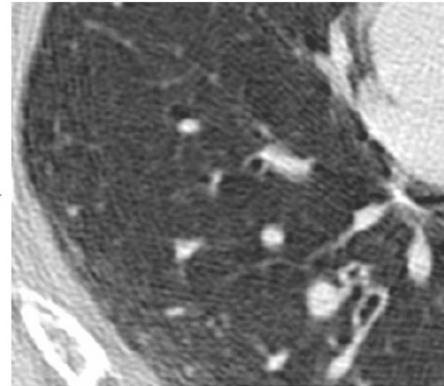
# Resolución Espacial



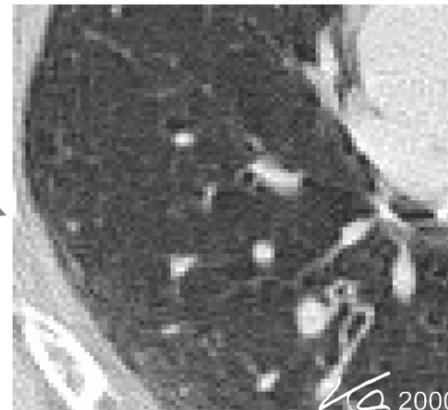
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



zoom factor 1.5



zoom factor 7.5



magnify  $\times 5$

b)

# Resolución Espacial

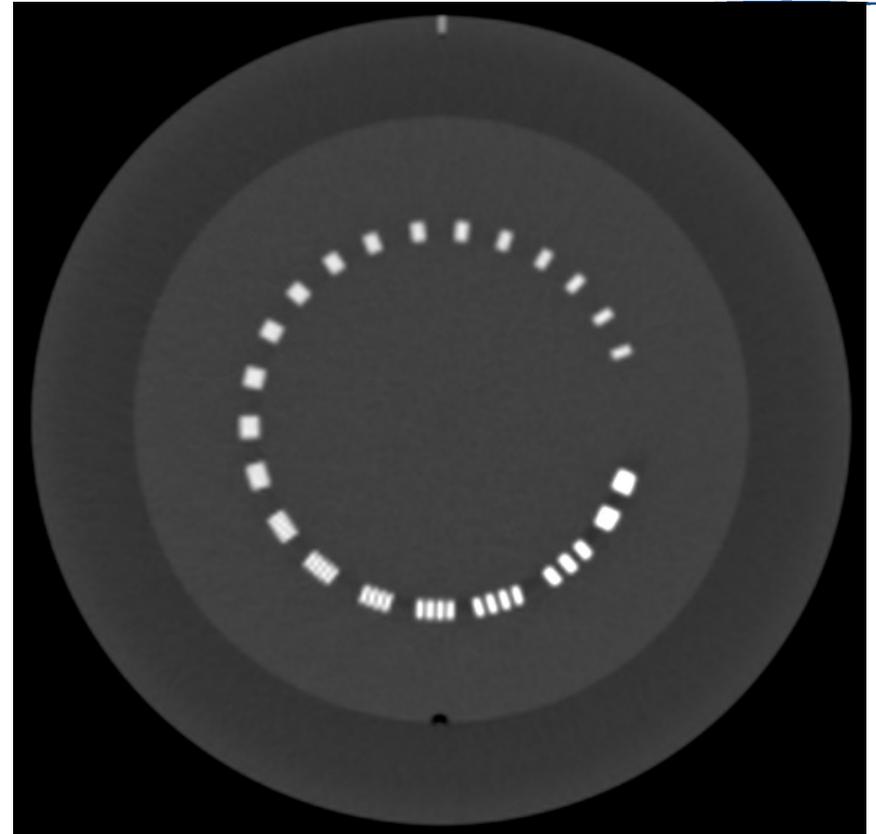
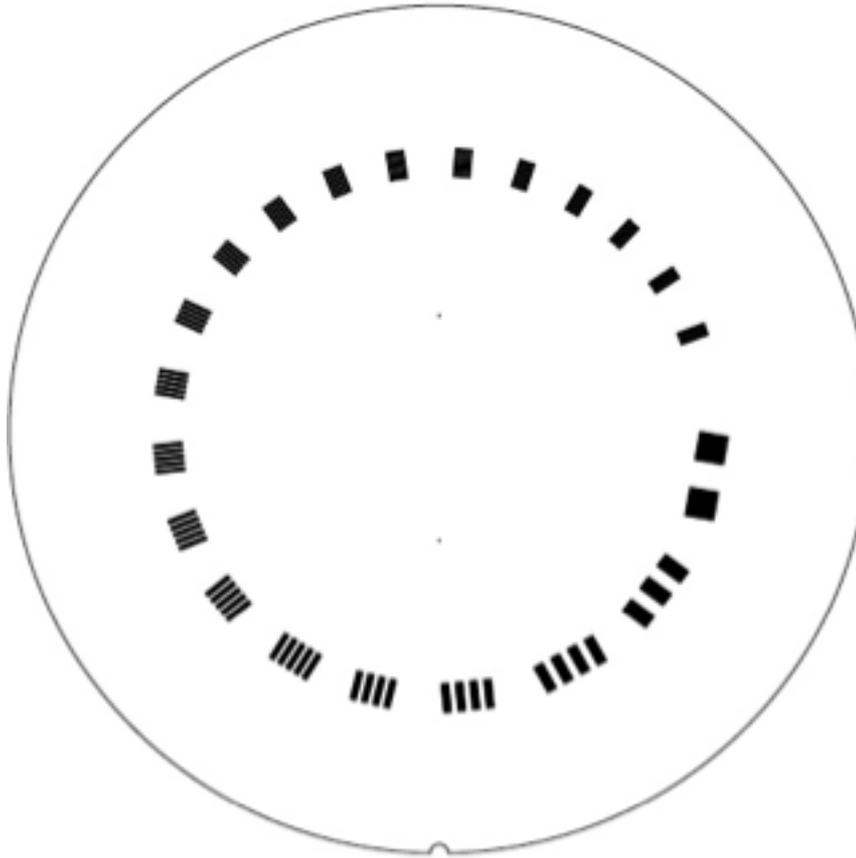


- La RE puede cuantificarse en TC por diversos métodos.
- Entre métodos de medición directos encontramos el uso de **patrones de pares de líneas** o barras dispuestos en fantomas

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Espacial



- Métodos indirectos de medición que incluyen funciones matemáticas a partir de mediciones objetivas.
- Una función muy utilizada es la llamada **Función de Transferencia de Modulación** o **MTF** (Modulation Transfer Function).

# Resolución Espacial

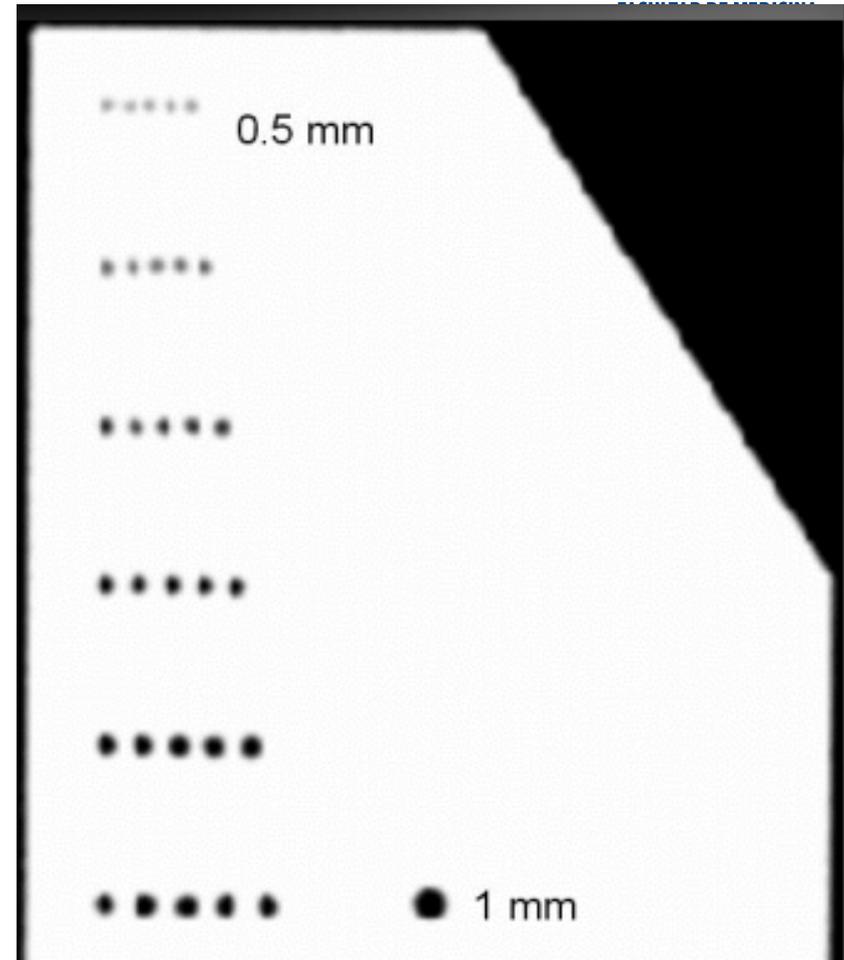
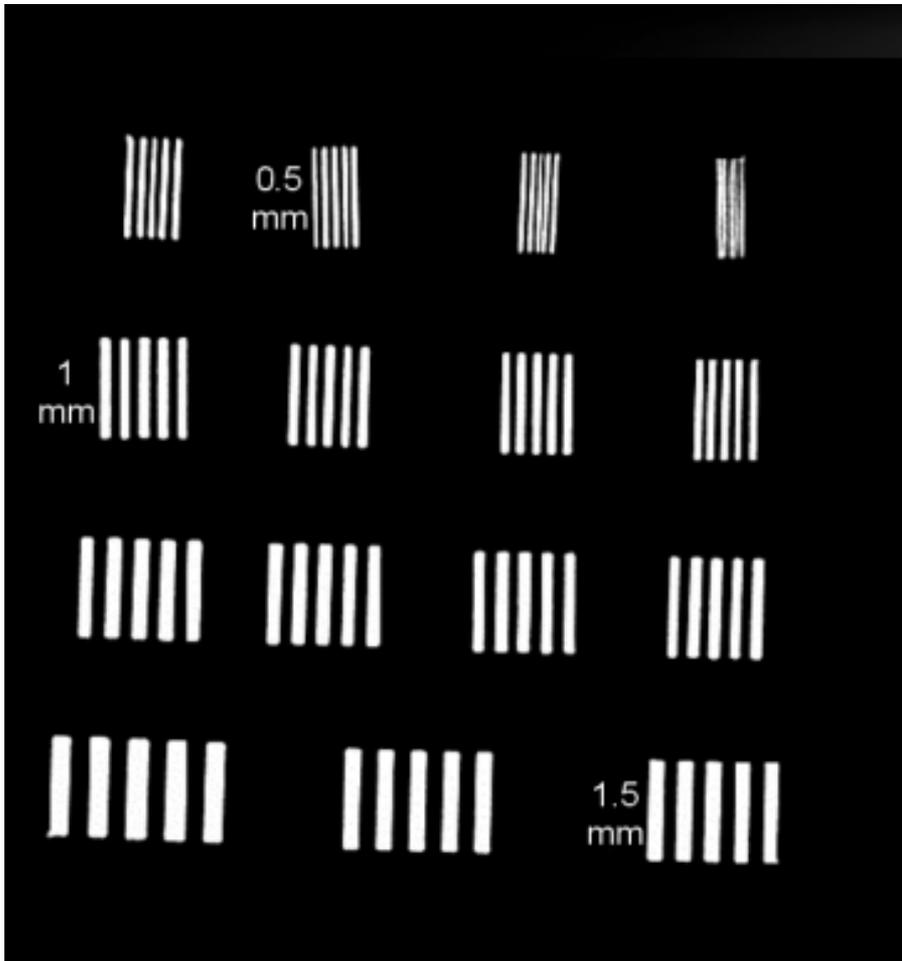


La MTF es la capacidad de un equipo de mostrar una imagen modulada en tonos de gris que represente al objeto real fielmente, se representan hilos metálicos separados en diferentes distancias, cada vez menores y el equipo debe mostrarlos separados hasta que no pueda hacerlo.

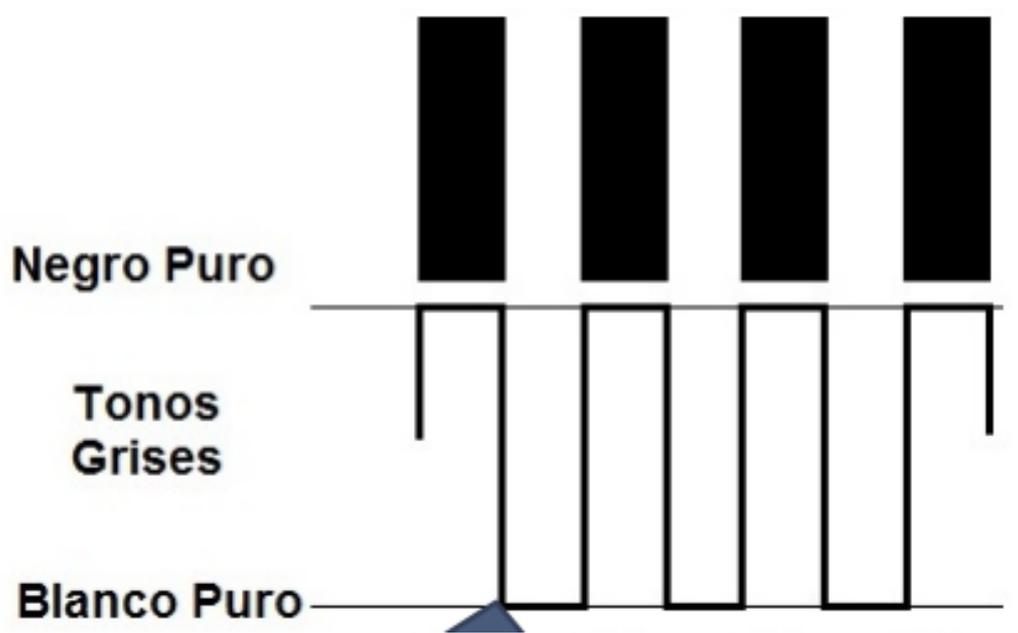
MTF = 1 significa que objeto fue reproducido fielmente

MTF = 0 no hay transferencia del objeto a la imagen.

# Resolución Espacial



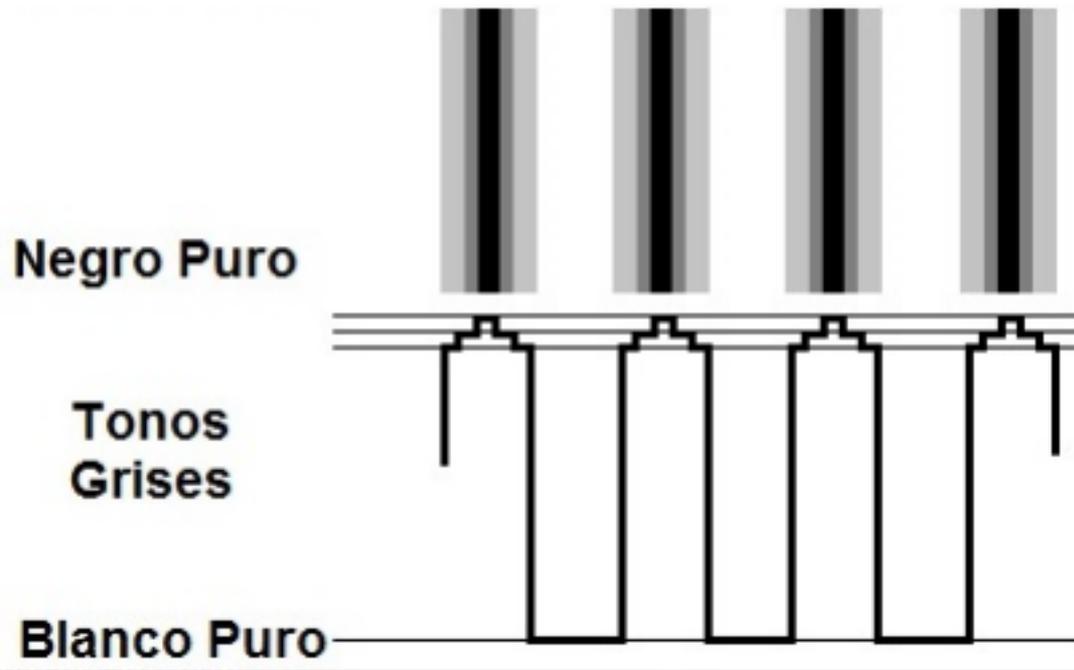
# Resolución Espacial



Modulación es el cambio de negro a blanco y la frecuencia es la cantidad de líneas negras y blancas por cm.

Si la línea es completamente negra es porque el objeto fue reproducido fielmente

# Resolución Espacial

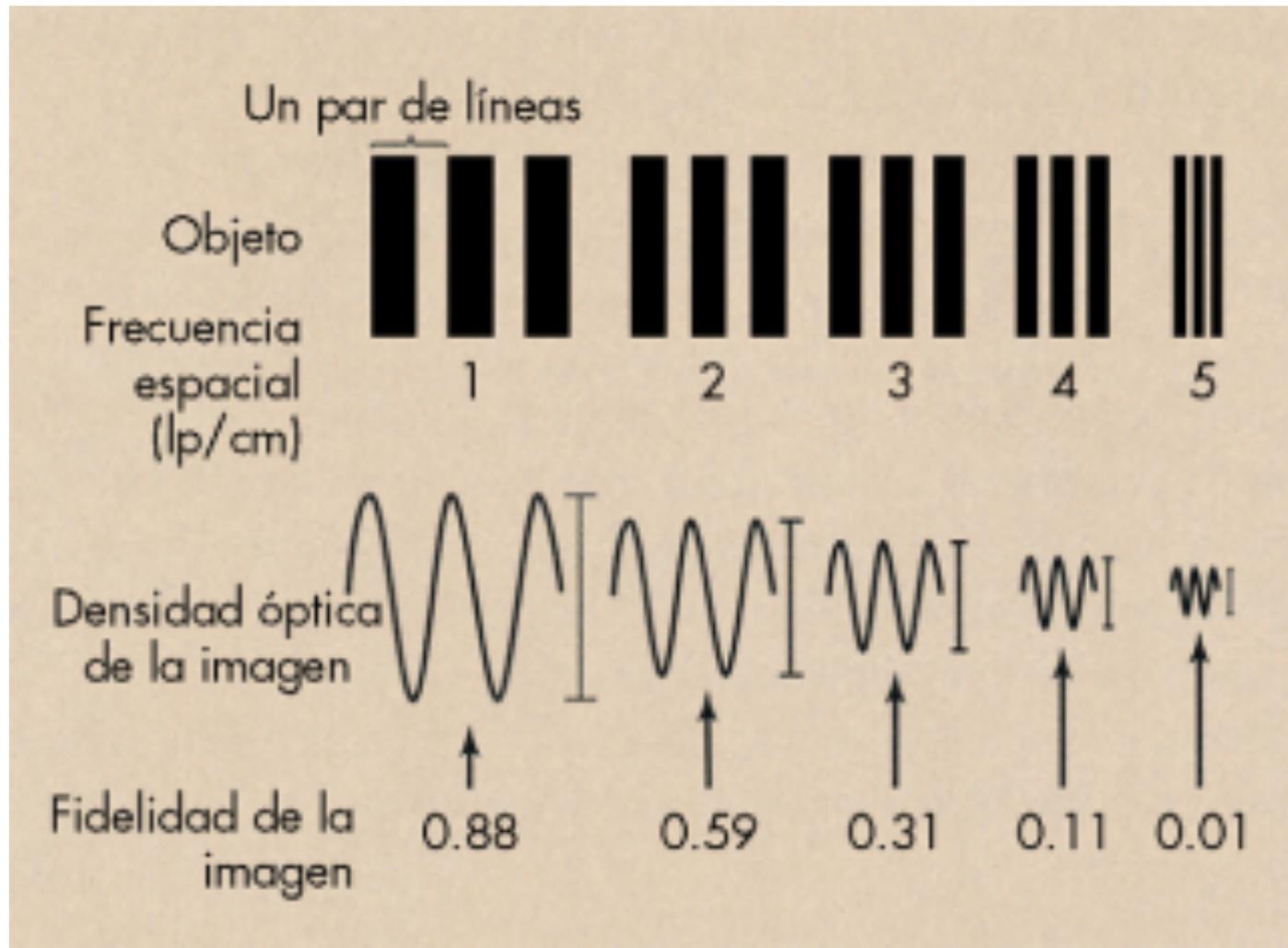


La imagen nunca es tan buena como el objeto real ya que el equipo no lo reproduce perfectamente, resultando en una degradación de tonos de gris.

# Resolución Espacial



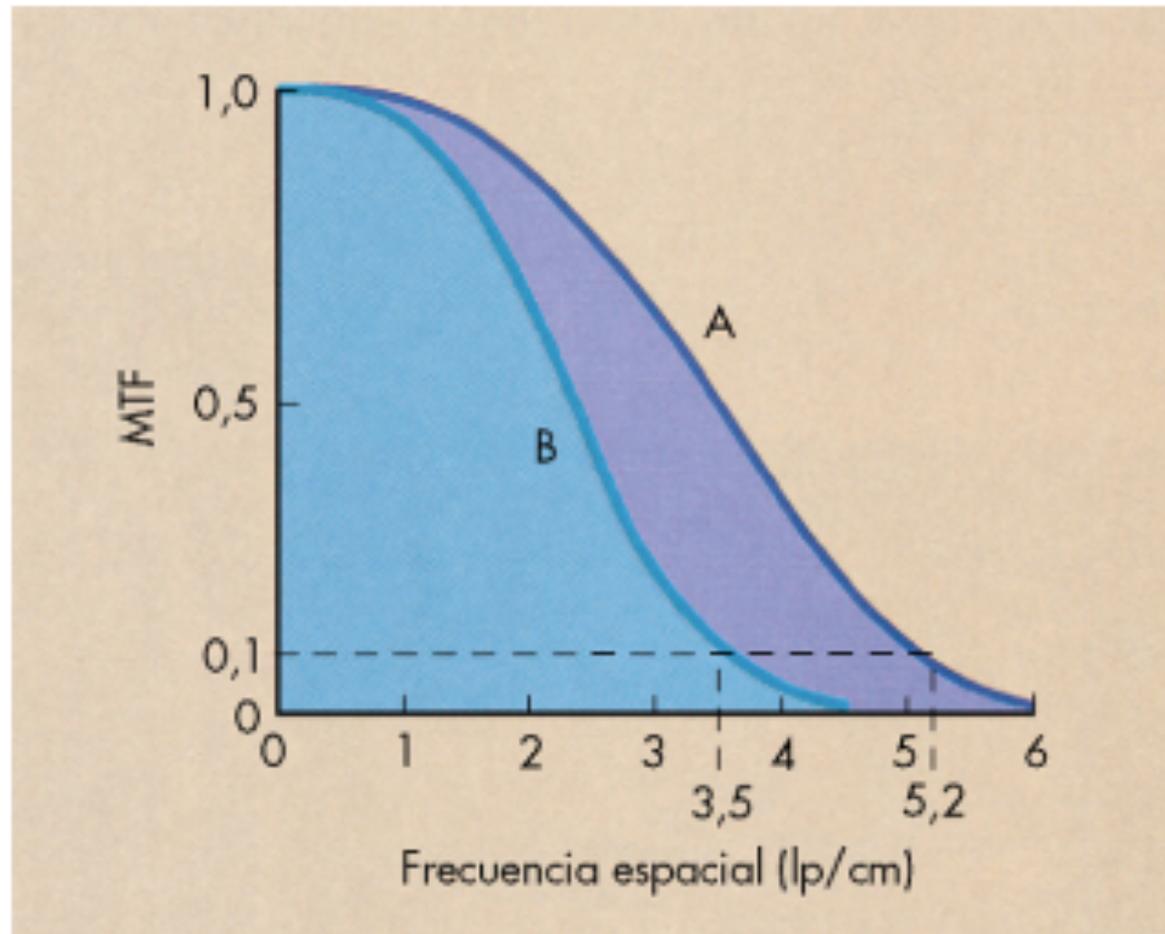
LTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

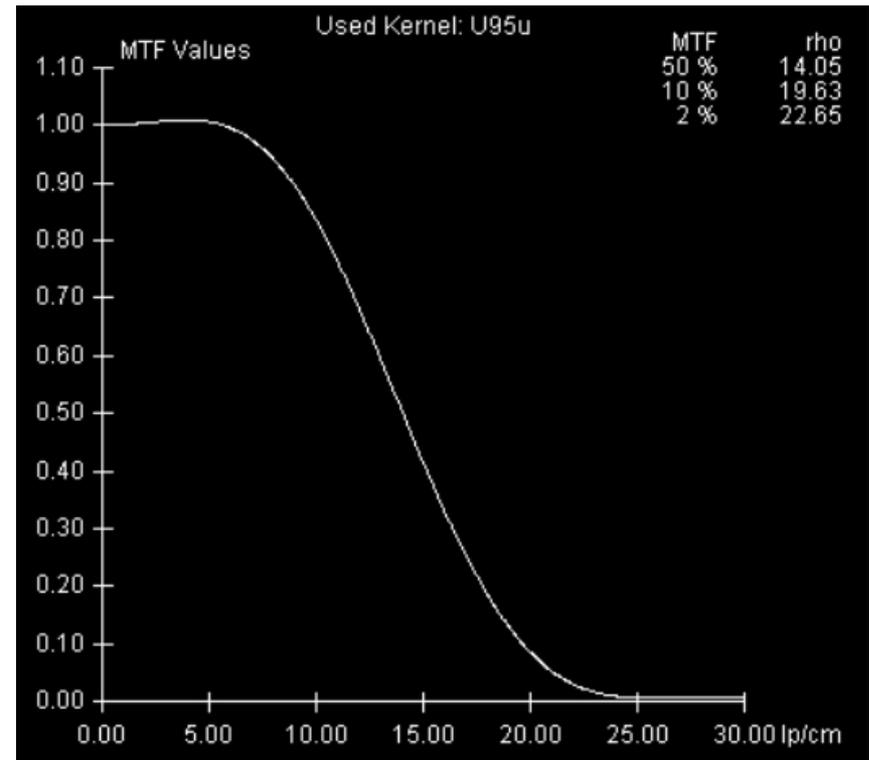
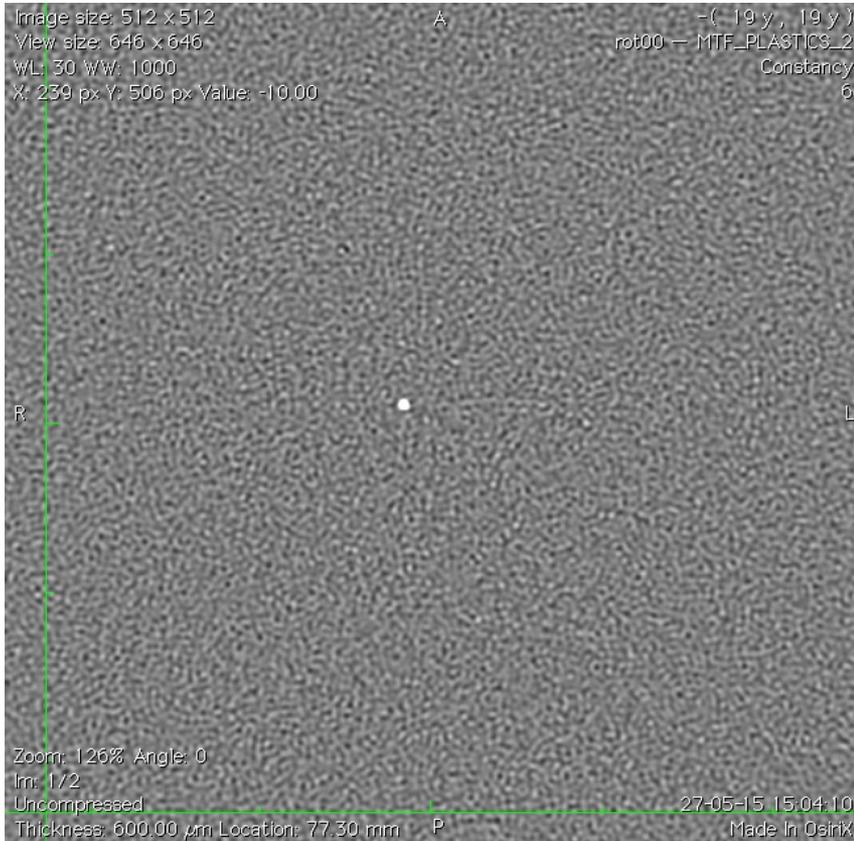


**FIGURA 23-25** Curvas de función de transferencia de modulación (MTF) para dos sistemas de imagen de TC. El sistema de imagen **A** tiene mayor resolución espacial que el sistema de imagen **B**.

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Espacial

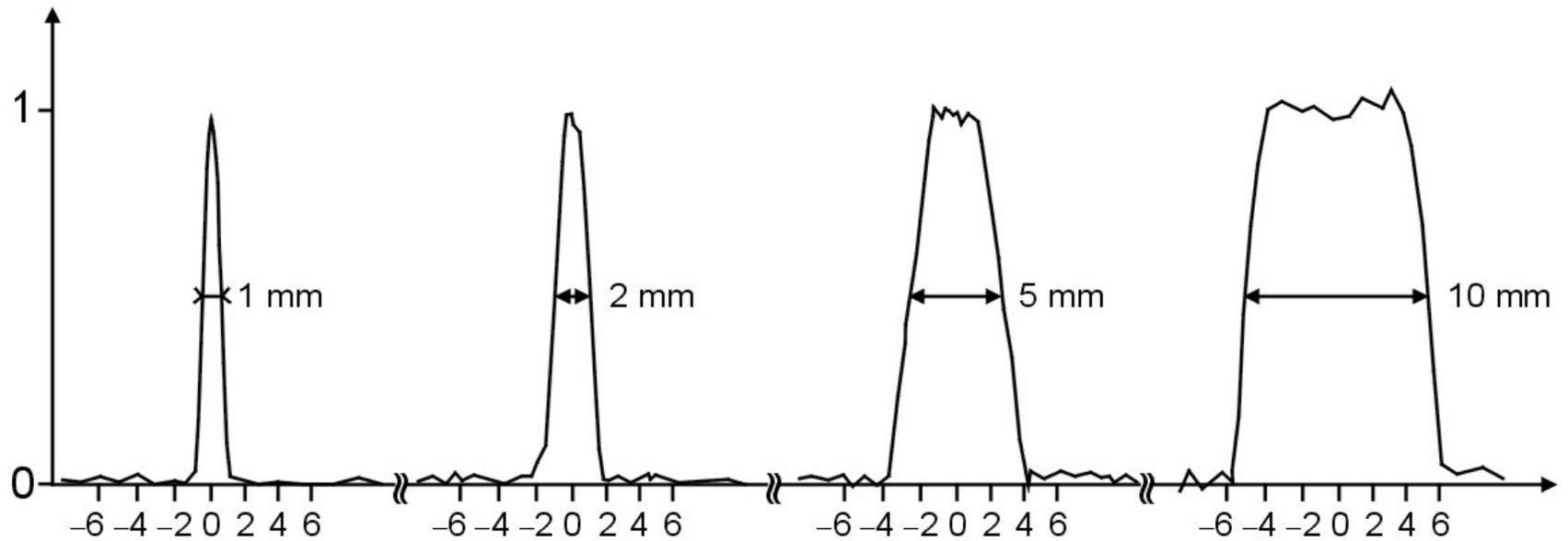


- Resolución en el eje longitudinal.
- La resolución en este eje es comúnmente descrita a través del llamado **Perfil de Sensibilidad de Corte** o **SSP** (Slice Sensitivity Profile).
- Este perfil representa la respuesta del sistema en el plano perpendicular al de la imagen.

# Resolución Espacial

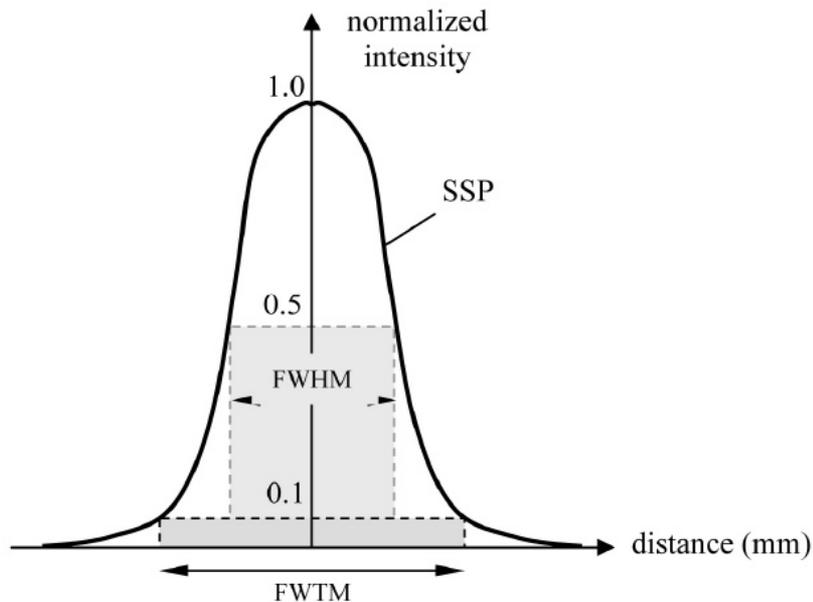


FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



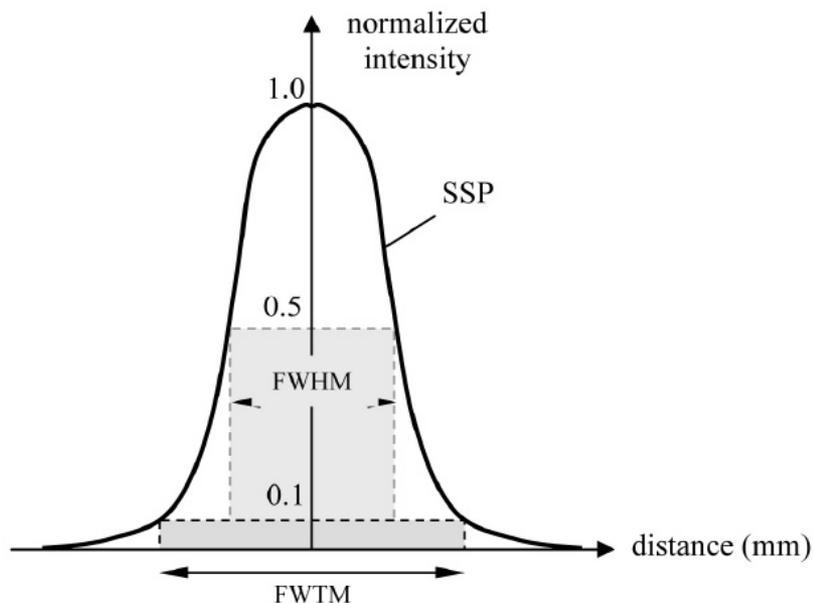
$z, \text{mm}$   
VA 2000

# Resolución Espacial



- Ancho máximo a media altura o **FWHM** (Full Width at Half Maximum).
- Hace referencia al **ancho de la curva al 50%** del valor máximo de intensidad de señal.
- Permite representar la sección real de un corte tomográfico

# Resolución Espacial



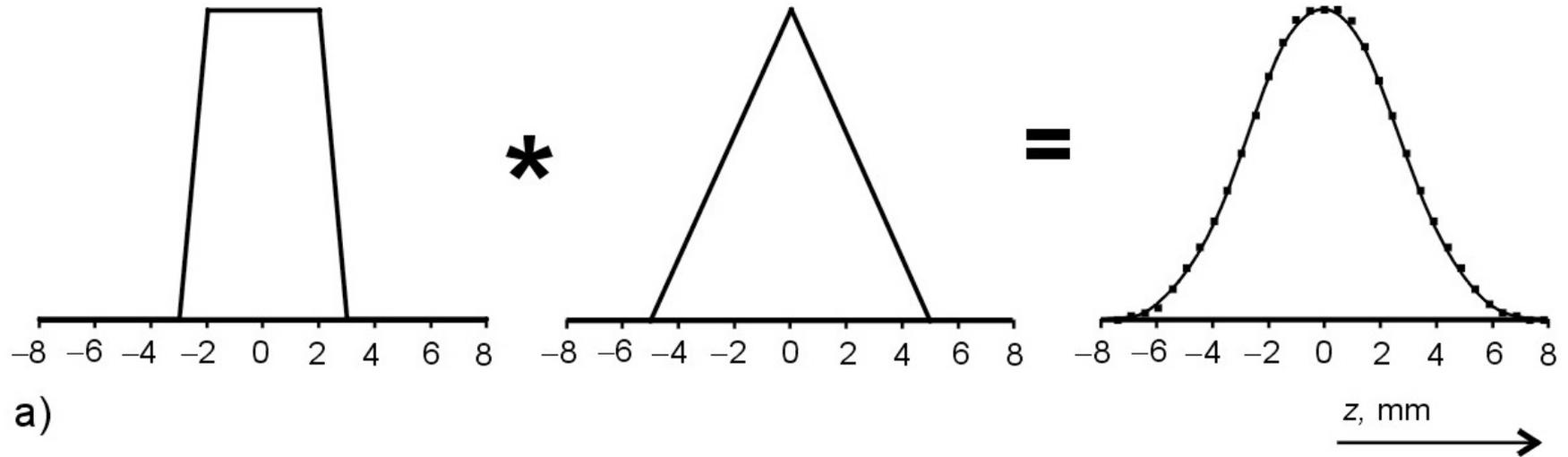
- Ancho máximo a un décimo de la altura o **FWTM** (Full Width at one Tenth of Maximum),
- Representa al **ancho máximo de la curva al 10%** del valor máximo de intensidad de señal.
- Permite evaluar la forma de la curva de SSP.

# Resolución Espacial

SSP in conventional CT

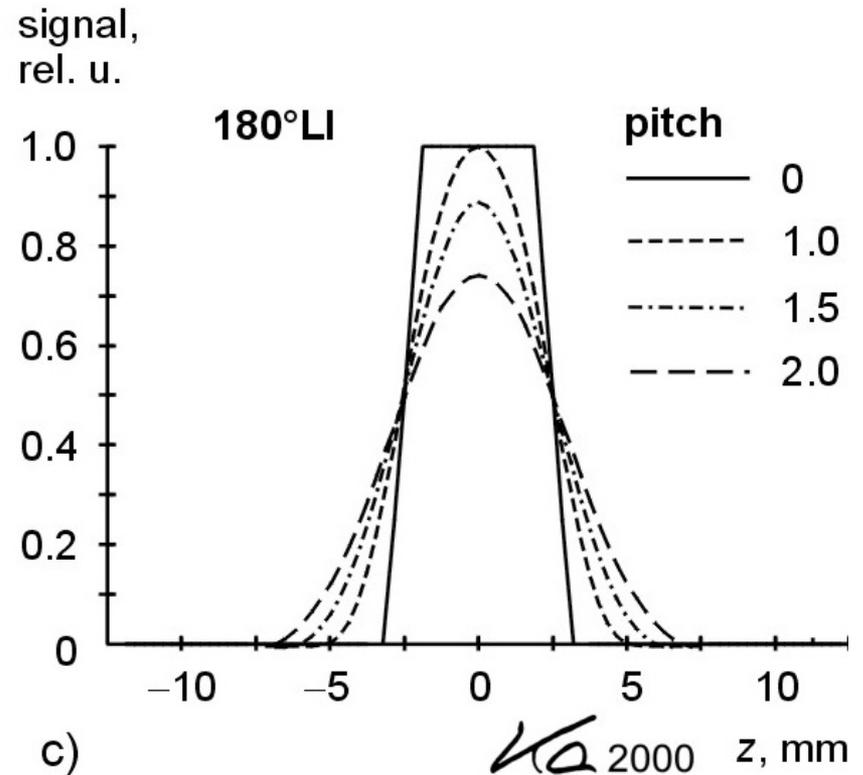
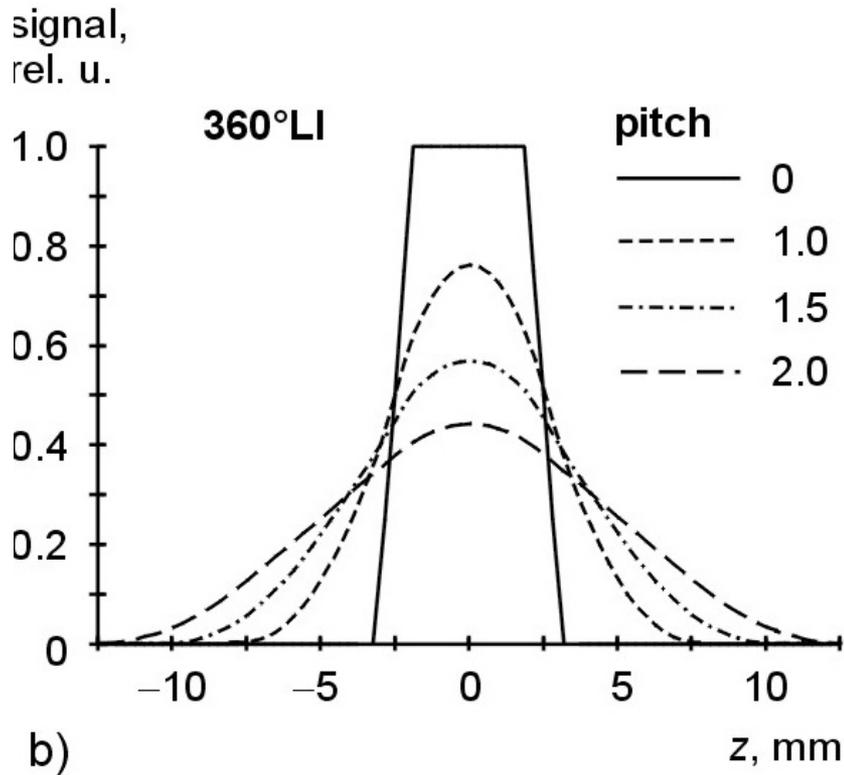
table motion function

SSP in spiral CT



a)

# Resolución Espacial



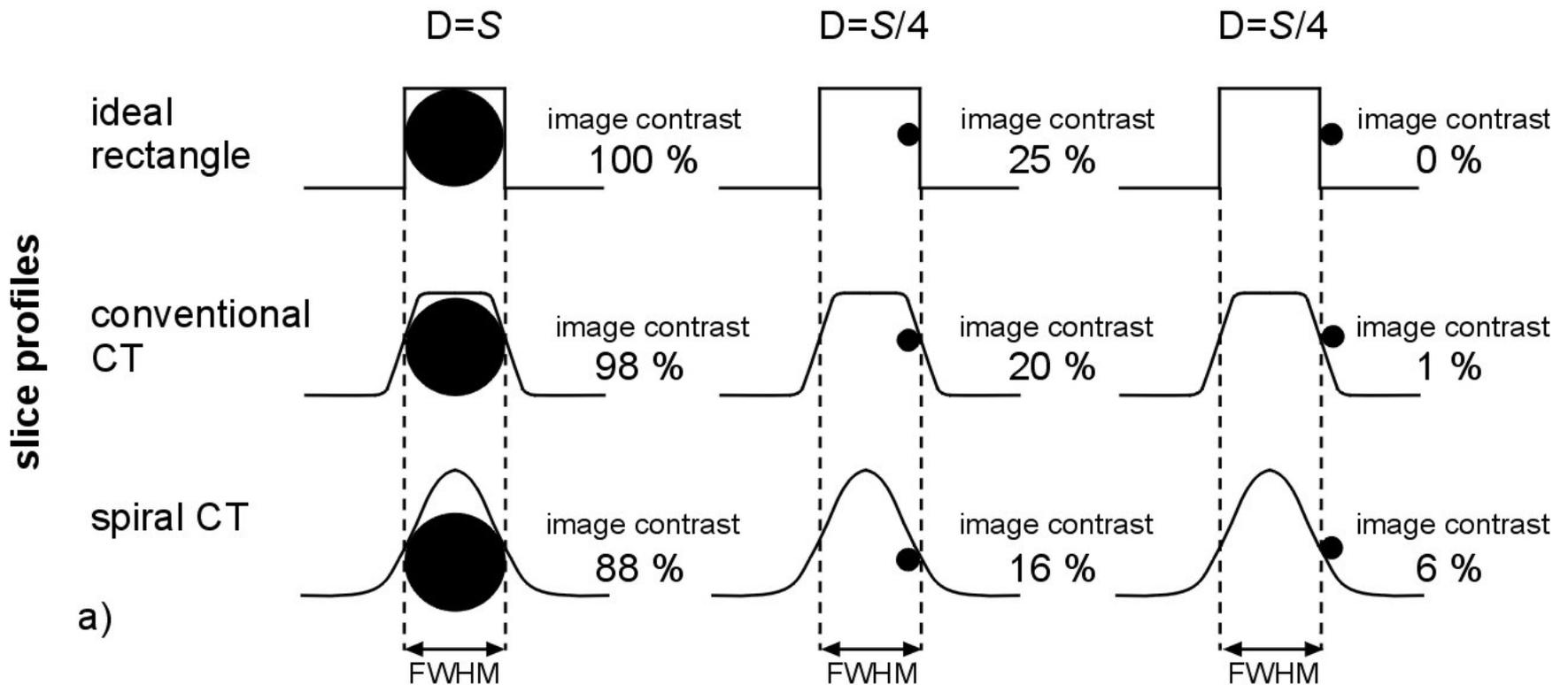
# Resolución Espacial



- La forma que tenga el SSP determina de manera importante la **influencia de objetos pequeños en la imagen**,
- lo que se ve reflejado en un valor de contraste de la estructura en la imagen.

# Resolución Espacial

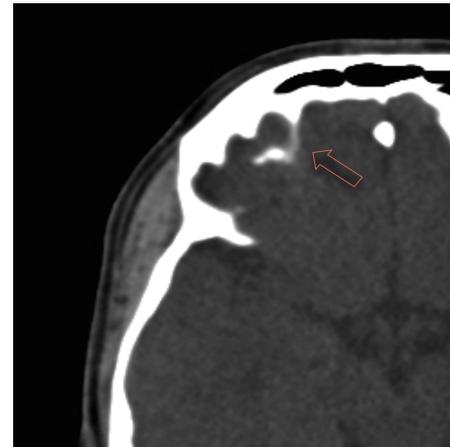
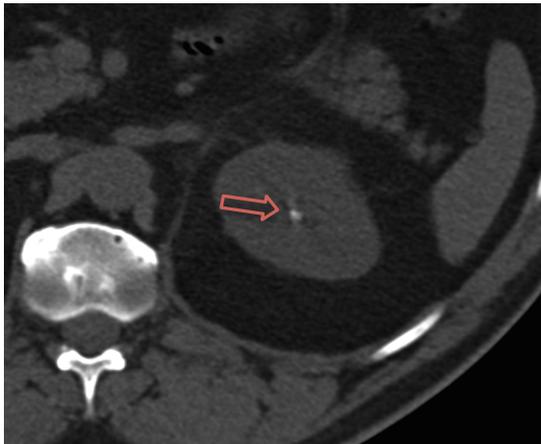
object diameter  $D$



# Resolución Espacial

- Efecto de volumen parcial.

- Se produce cuando un objeto, habitualmente de alta densidad, parcialmente se “entromete” en el plano de imagen.
- A medida que el espesor de corte aumenta, más probable se hace su manifestación en la imagen.



# Resolución Espacial

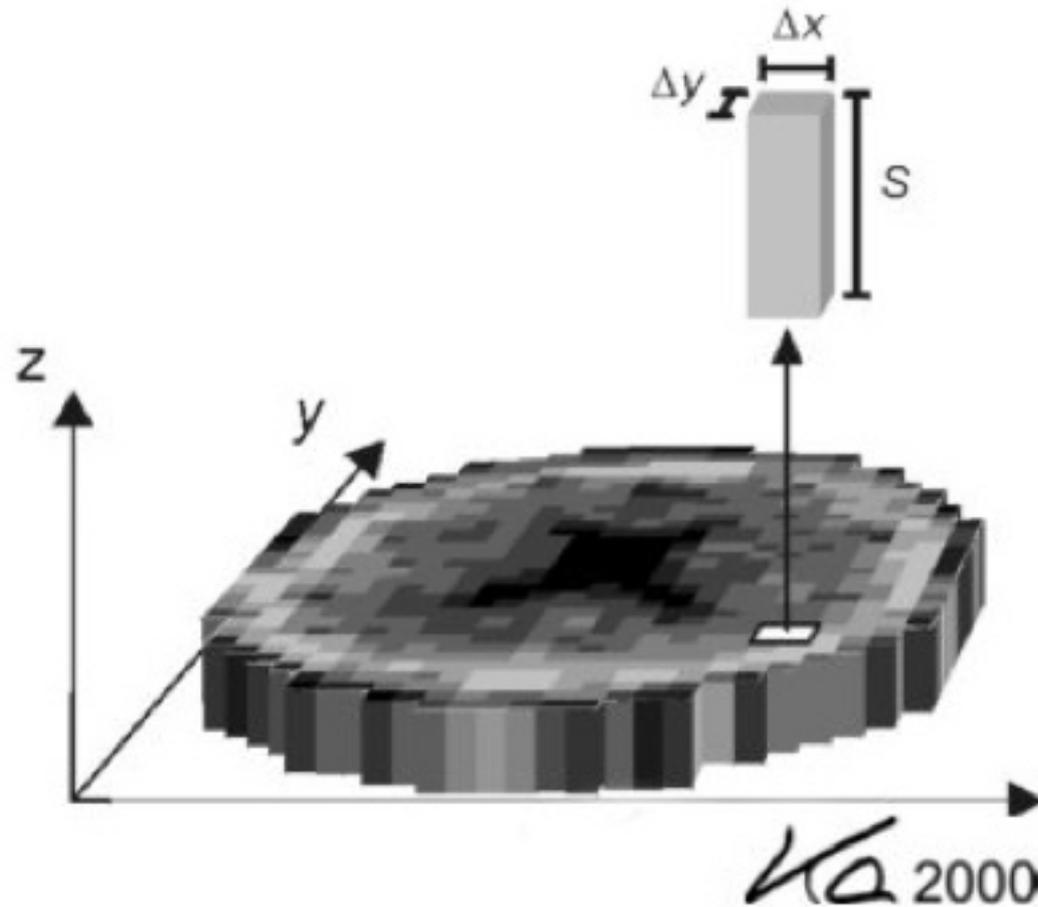


- Resolución Isotrópica.
- Con el avance de la tecnología helicoidal y multicorte, y la posibilidad de generar **reformaciones 3D útiles** para el diagnóstico, se hizo evidente la necesidad de tener **iguales características de resolución espacial** tanto en el plano de la imagen como en el eje longitudinal, lo que permitirá imágenes reformadas en 3D de gran calidad.

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Espacial

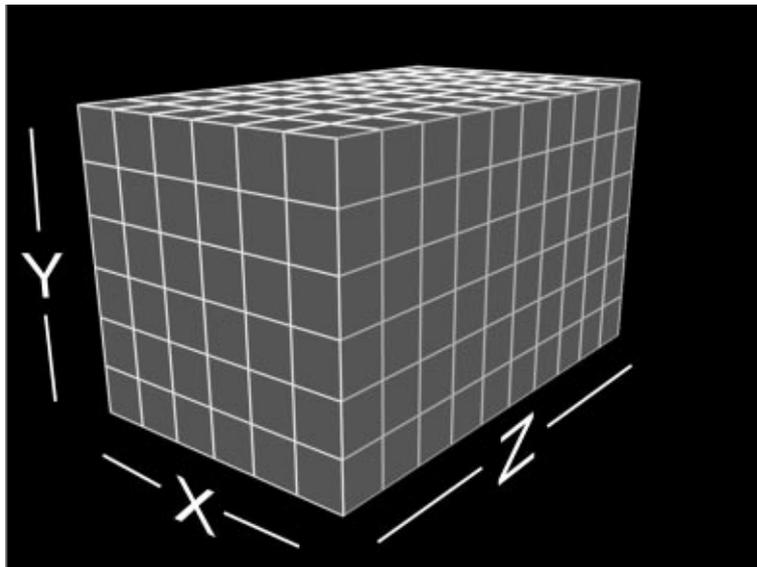


- La capacidad del sistema de TC de mantener constante la resolución espacial en las tres dimensiones espaciales se conoce como **Resolución Isotrópica**.
- Esta resolución está relacionada con la posibilidad de los TC actuales de generar **cortes finos** (submilimétricos), y por ende con mayor resolución en el eje longitudinal.

# Resolución Espacial

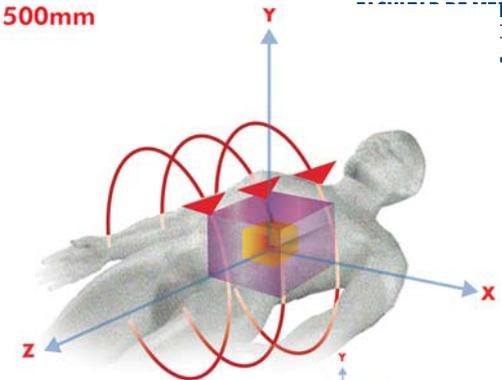


DICINA  
CHILE



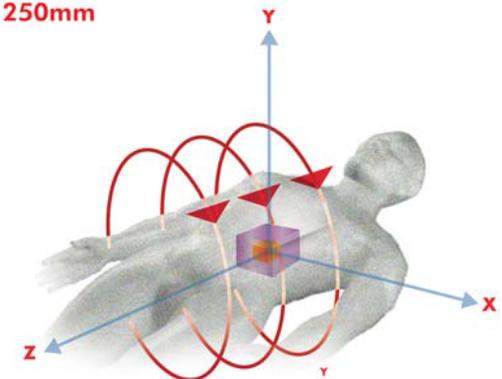
c.

FOV = 500mm

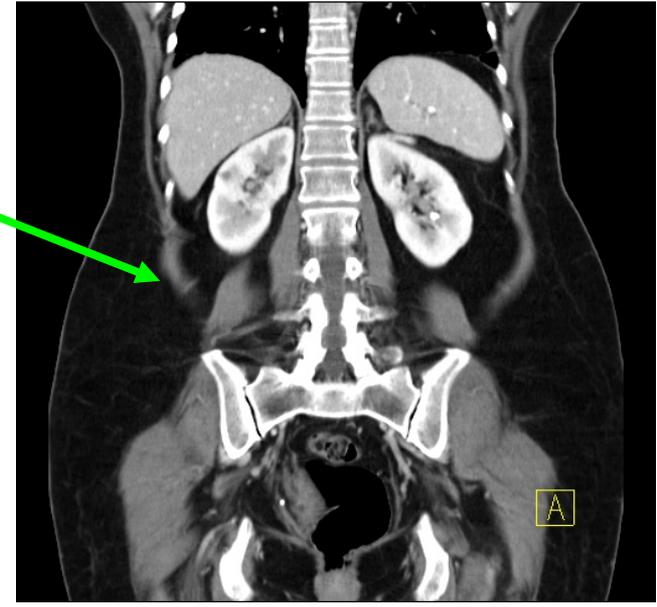
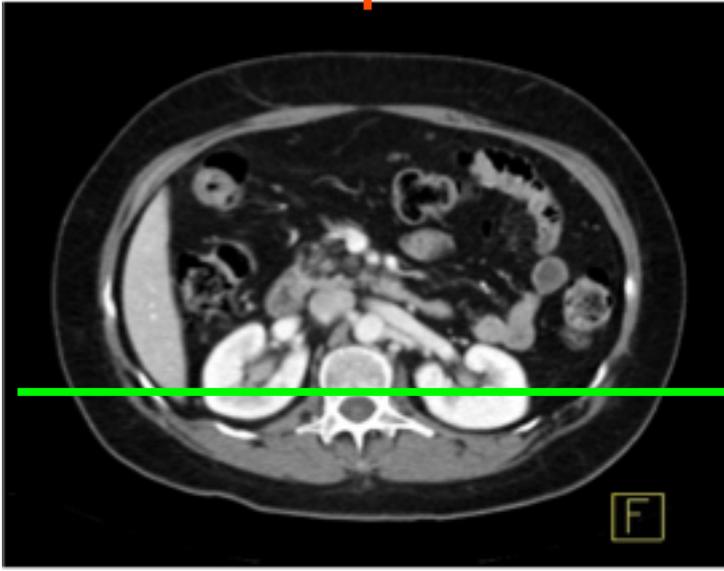
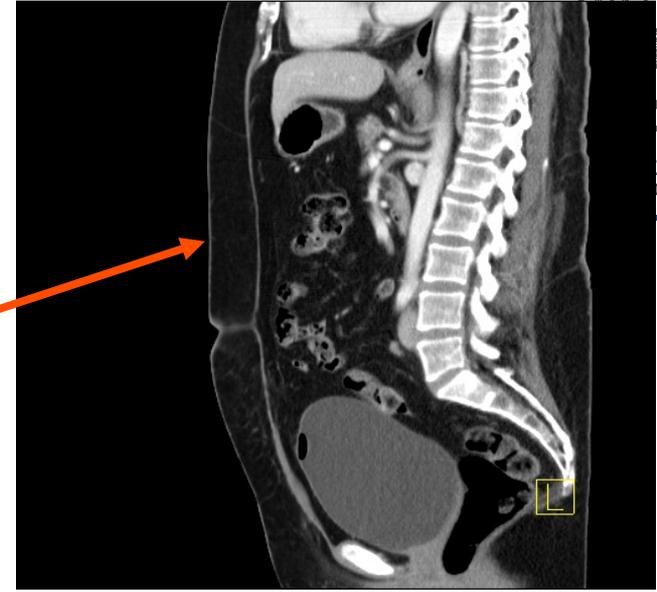
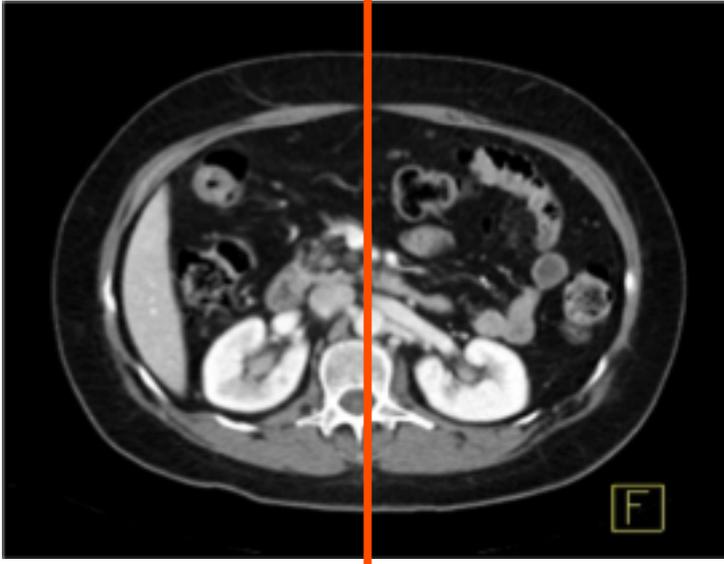


Matrix = 512x512  
Voxel Size =  $500/512 = 1.0\text{mm}$

FOV = 250mm



Matrix = 512x512  
Voxel Size =  $250/512 = 0.5\text{mm}$



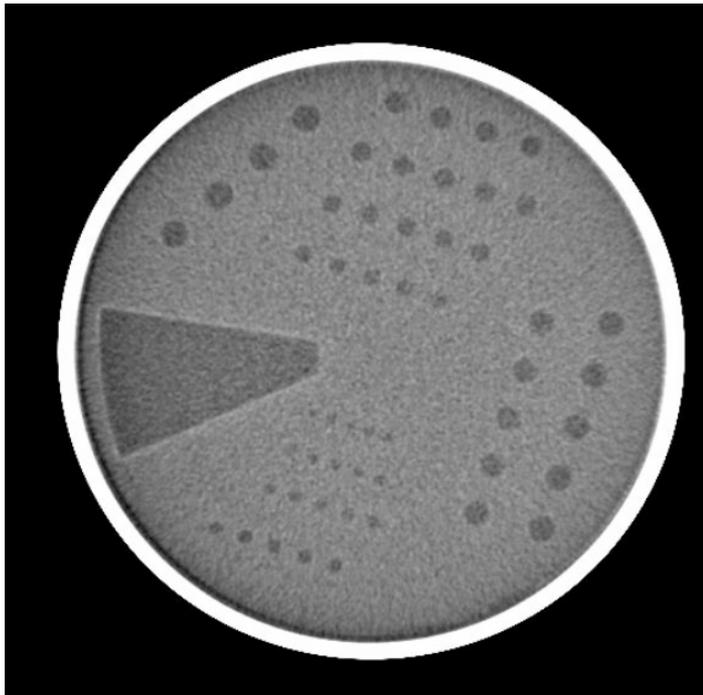
# Resolución de Contraste



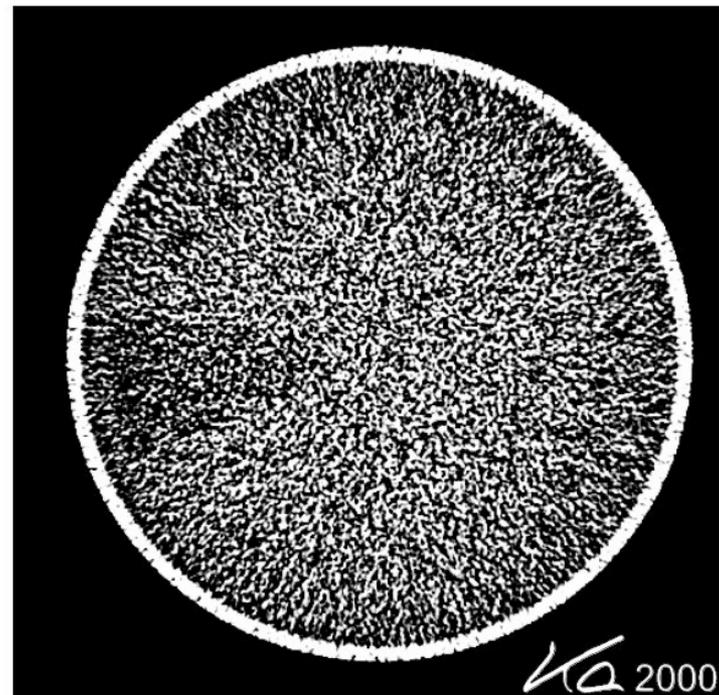
- También llamada **resolución tisular** o **de bajo contraste**.
- Hace referencia a la capacidad del sistema de distinguir objetos de bajo contraste con el fondo como separados.
- Tiene mucha importancia en la discriminación de tejidos blandos en los que su visualización se basa principalmente en su densidad.

# Resolución de Contraste

- La resolución de contraste se ve afectada principalmente por el nivel de ruido de la imagen.



a)



b)

# Resolución de Contraste

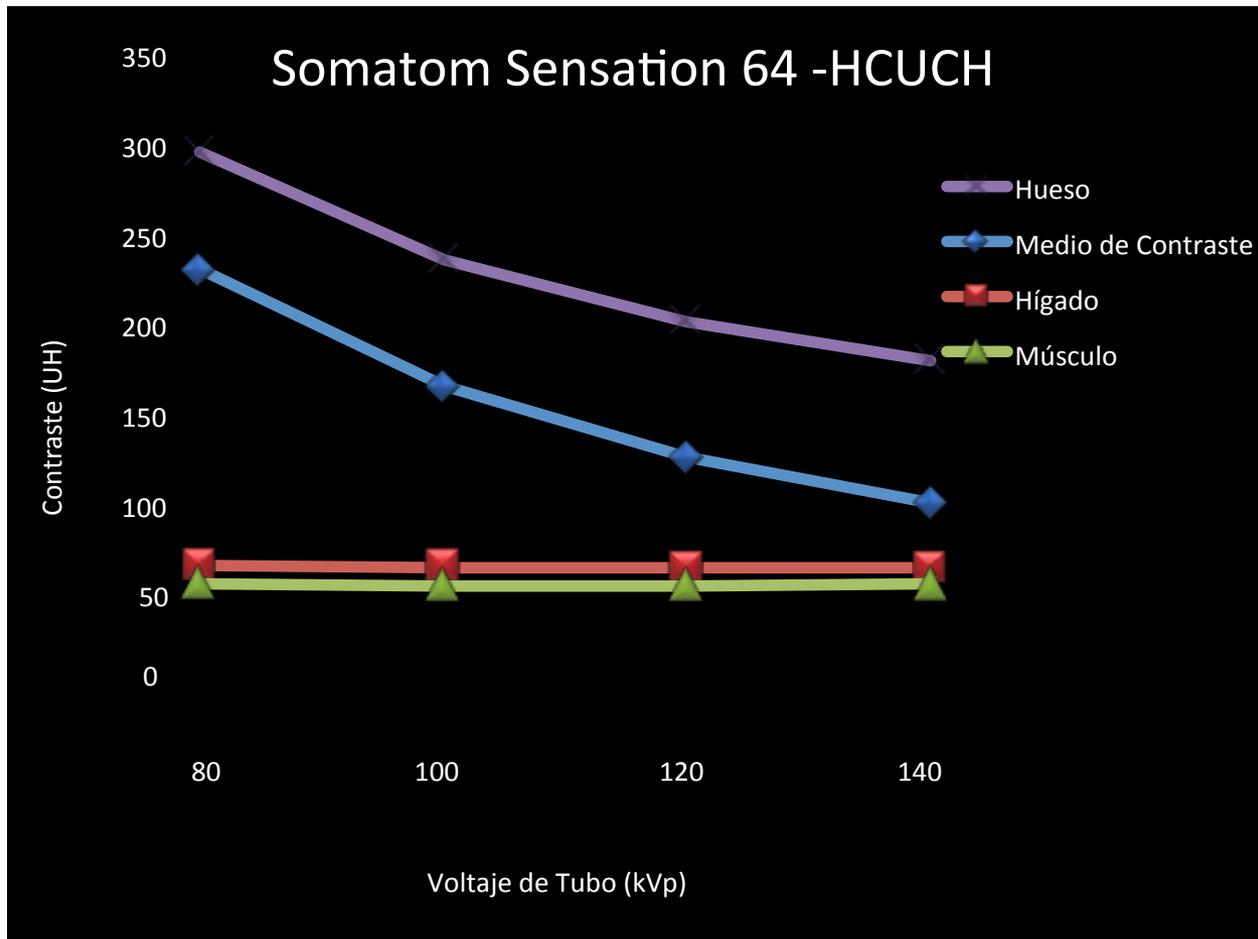


- La energía de los fotones X (regulada por el kV) tiene una influencia especial sobre el contraste.
- En TC no todos los tejidos muestran un cambio en su contraste al modificar el kV de operación.
- En general, los tejidos blandos mantienen un contraste constante al variar el kV.

# Resolución de Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución de Contraste

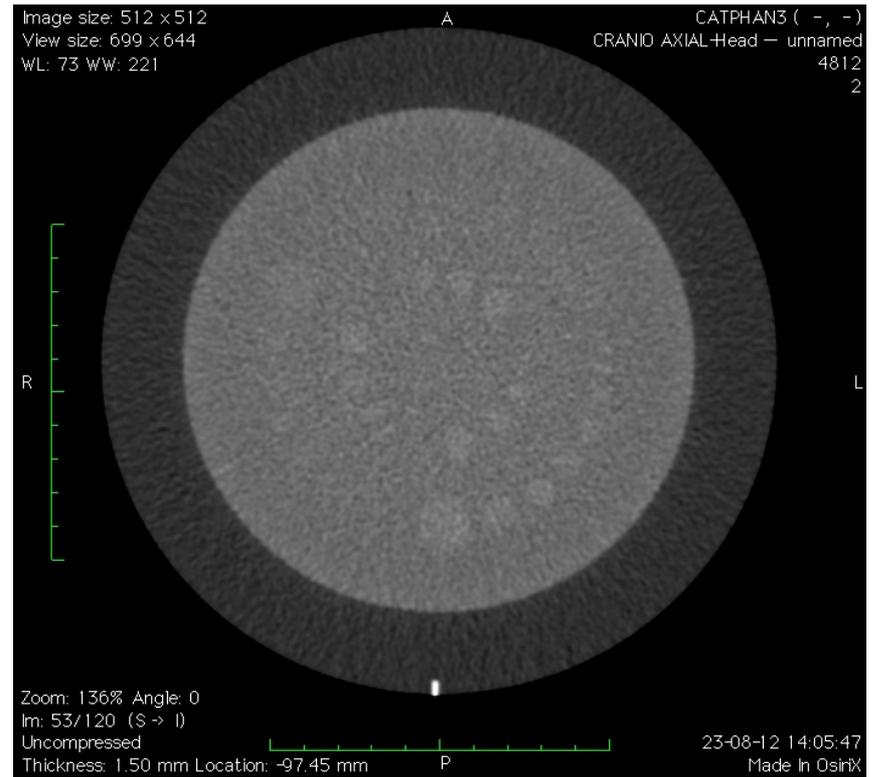
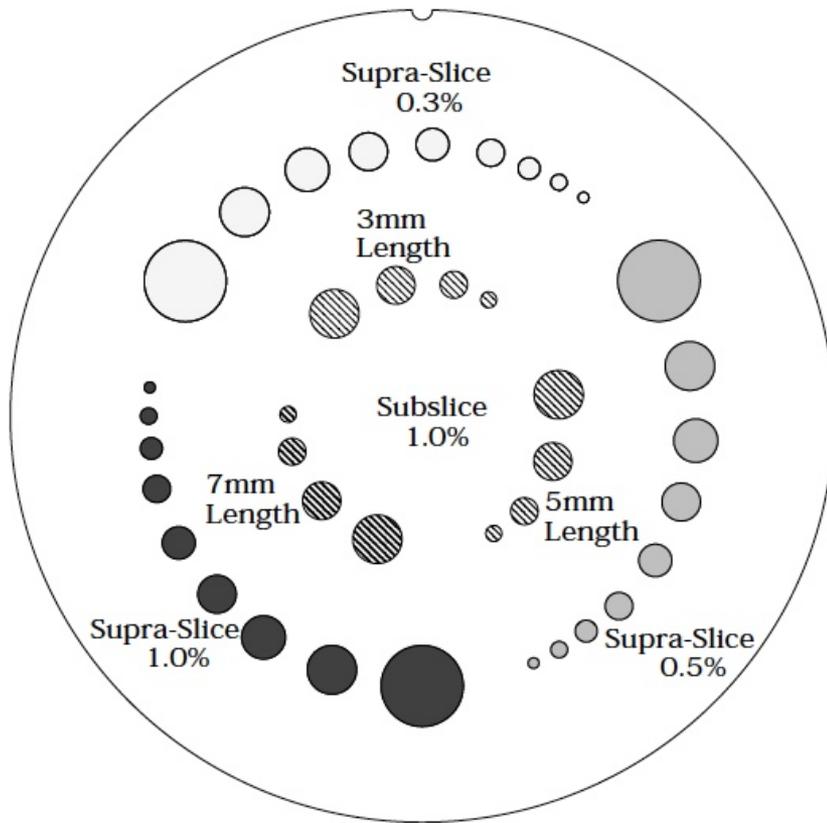


- La resolución de contraste se determina a través de fantomas que contienen **objetos de bajo contraste** de diferentes densidades y tamaños.
- El nivel de contraste normalmente se establece por una **diferencia porcentual** entre coeficientes de atenuación lineal (UH).
- Una diferencia de contraste de un 1% se refleja como una diferencia de 10 UH entre el objeto y el fondo (Ej. material de soporte del fantoma).

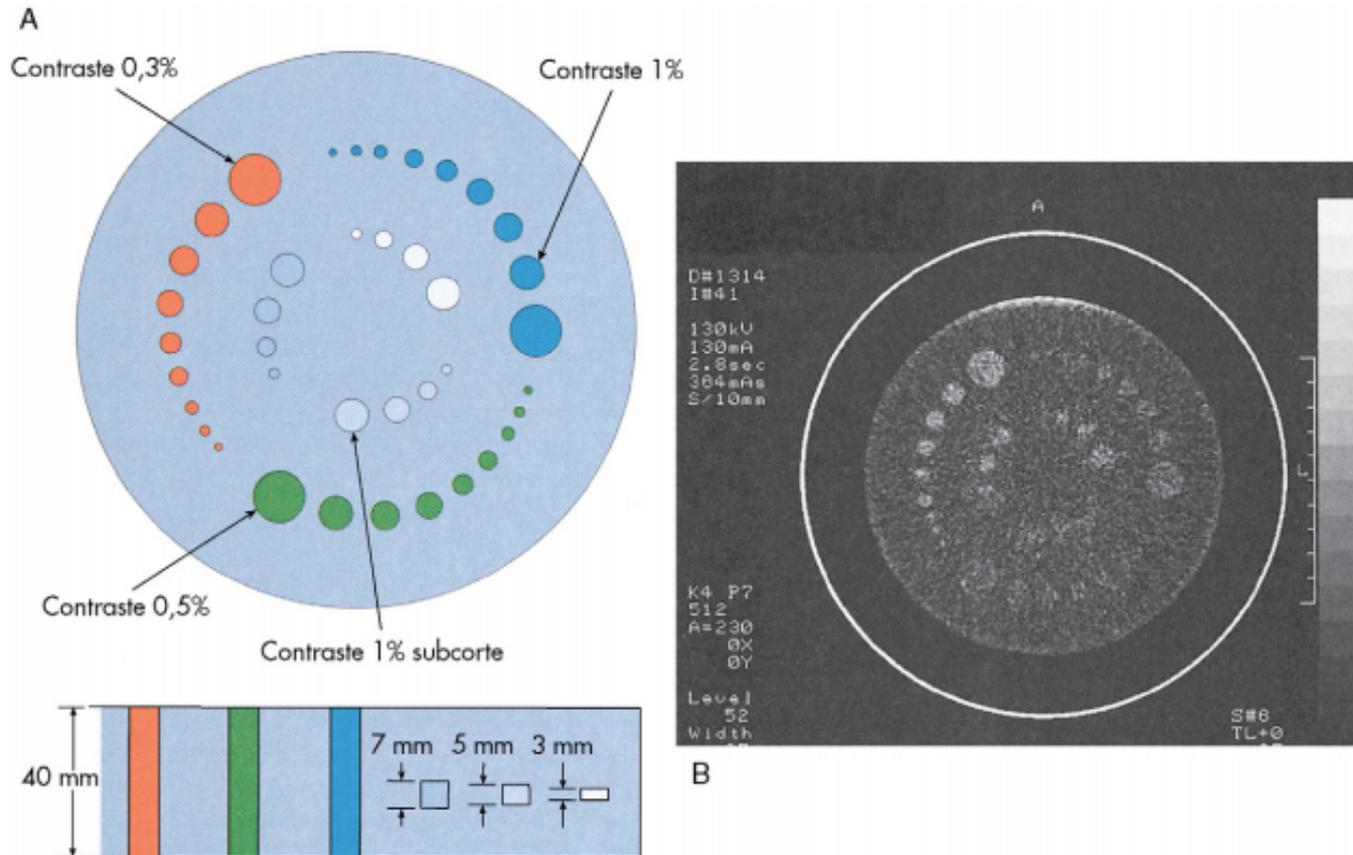
# Resolución de Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución de Contraste



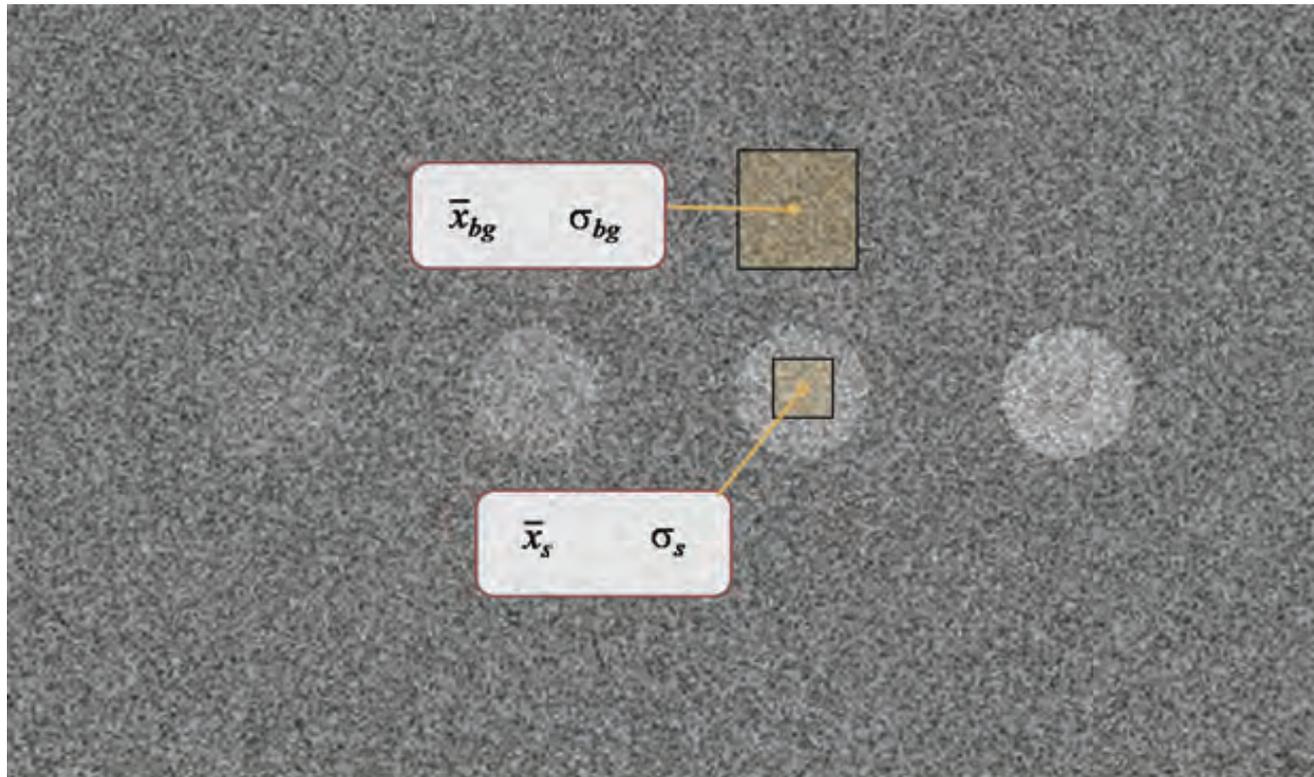
5 mm  
5%

**FIGURA 23-45** Esquema de un objeto de comprobación de TC de contraste bajo (A) y su imagen (B). Este objeto de comprobación está diseñado especialmente para la TC helicoidal multicorte. (Por cortesía de Josh Leavy, Phantom Laboratory.)

# Resolución de Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



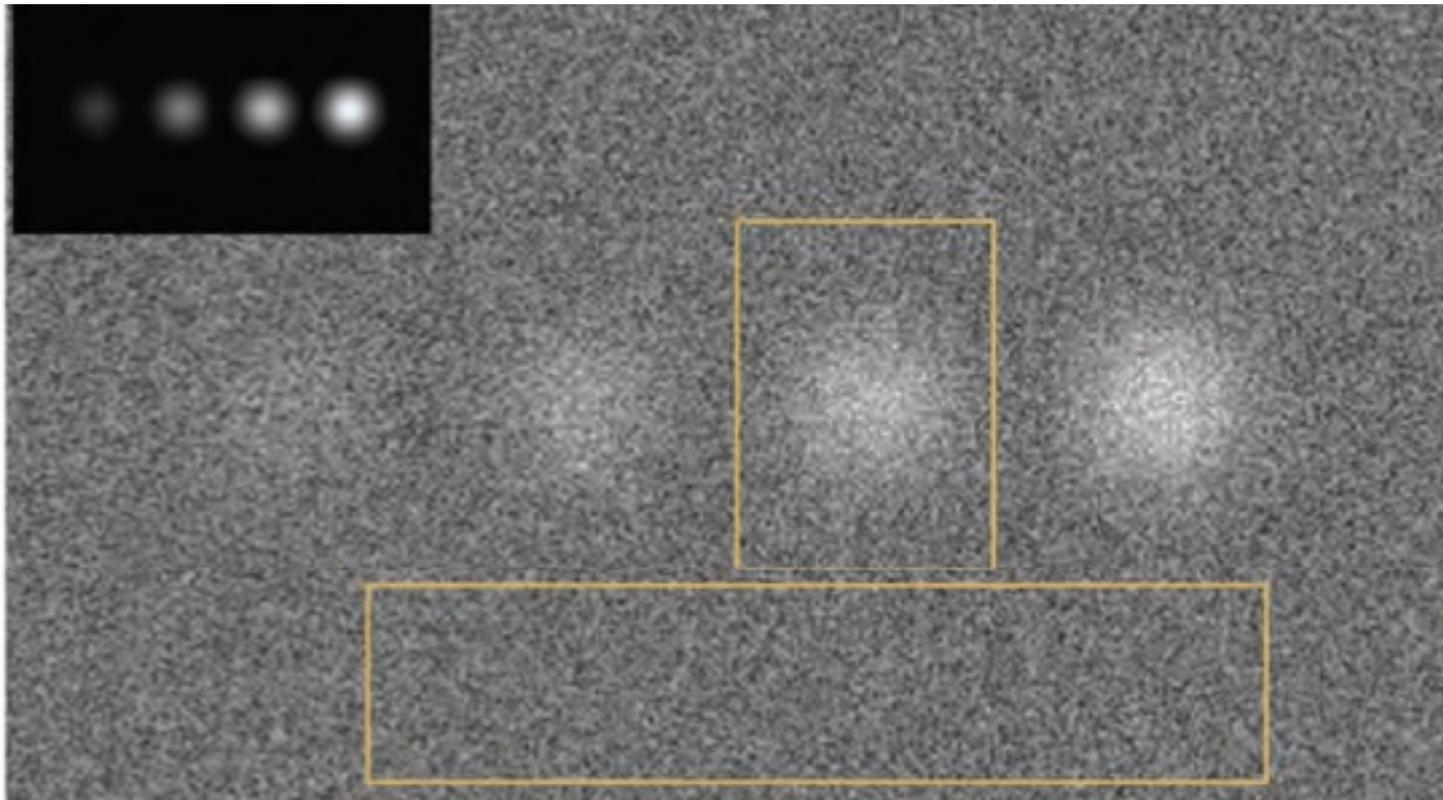
Relación Señal-Ruido o  
**SNR** (Signal to Noise Ratio)

$$SNR = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x}_{BG})}{\sigma_{BG}}$$

# Resolución de Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



Relación Contraste-Ruido o  
**CNR** (Contraste to Noise Ratio)

# Resolución Temporal



- La resolución temporal ha aumentado notoriamente su importancia debido a la aparición de nuevas aplicaciones como la CardioTC.
- La resolución temporal representa el **tiempo necesario** para obtener una imagen **sin artefactos de movimiento** (borrosidad cinética).

# Resolución Temporal



**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Resolución Temporal

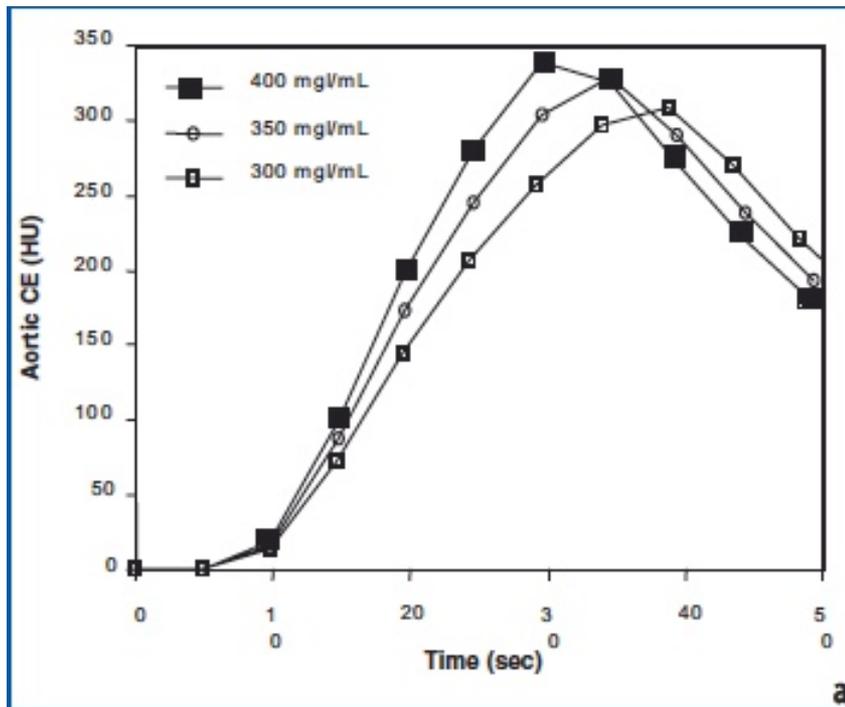


- La resolución temporal se ve afectada principalmente por:
  - Tiempo de rotación.
  - Pitch utilizado durante la exploración.
  - Tiempo de barrido de la exploración completa.

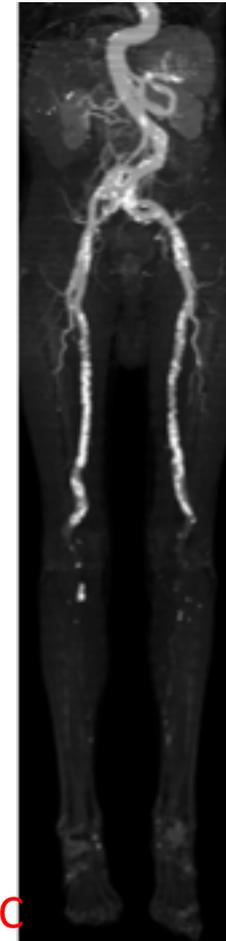
# Resolución Temporal



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



Dinámica de contraste e.v

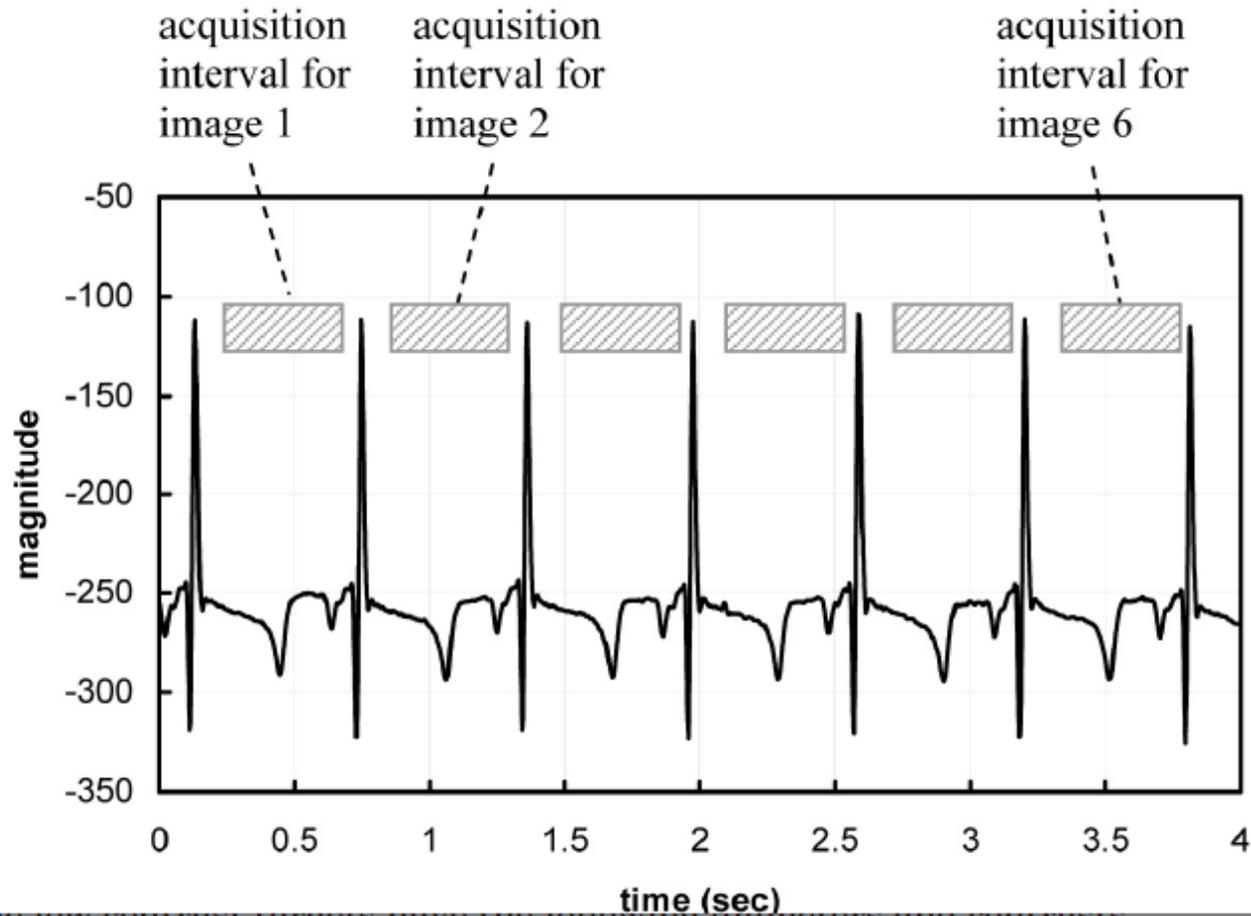


AngioTC

# Resolución Temporal



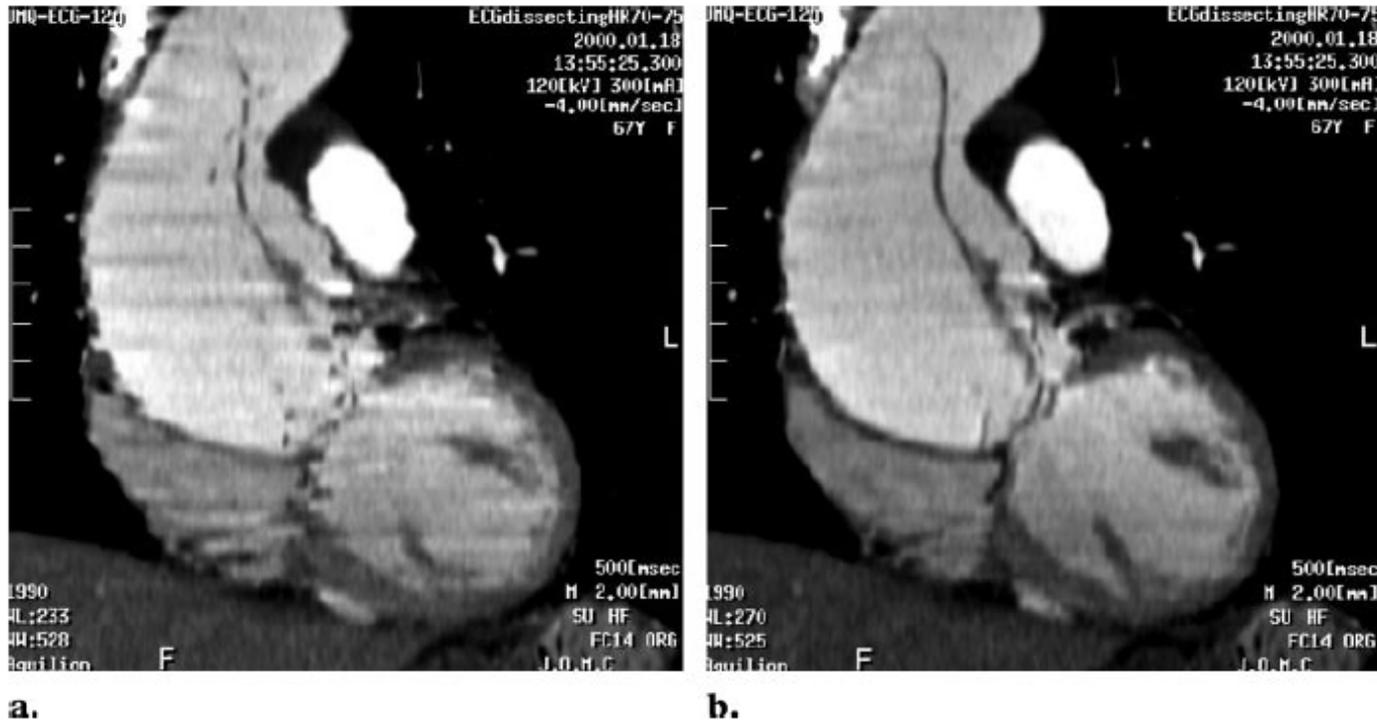
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Temporal



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



**Figure 5.** Effect of temporal resolution on reconstructed images from the same patient.  
**(a)** Partial scan reconstruction with temporal resolution of approximately 250 msec.  
**(b)** Multiple-segment reconstruction (two segments) yields a temporal resolution of approximately 105 msec. The stair-step artifacts are less visible and the structures in the sagittal plane have a smooth edge compared with the appearance of partial scan reconstruction.

# Artefactos



- Imágenes indeseadas producidas por alguna etapa del proceso de formación de imagen y que no está presente en el objeto real.

# Artefactos



- Los artefactos pueden agruparse de acuerdo a su origen en 4 categorías:
  1. Artefactos debidos a procesos **físicos** durante la adquisición de la DATA.
  2. Artefactos debidos al **paciente**, como el movimiento y la presencia de metales.
  3. Artefactos debidos al **tomógrafo**, principalmente a su funcionamiento.
  4. Artefactos debidos a las técnicas **helicoidal** y **multicorte** , producidos por el proceso de reconstrucción de la imagen.

# Artefactos



- Artefactos derivados de los procesos físicos involucrados en la adquisición de datos.
  - Endurecimiento del haz.
  - Volumen parcial.
  - Escasez de fotones.
  - Bajo muestreo.

# Artefactos

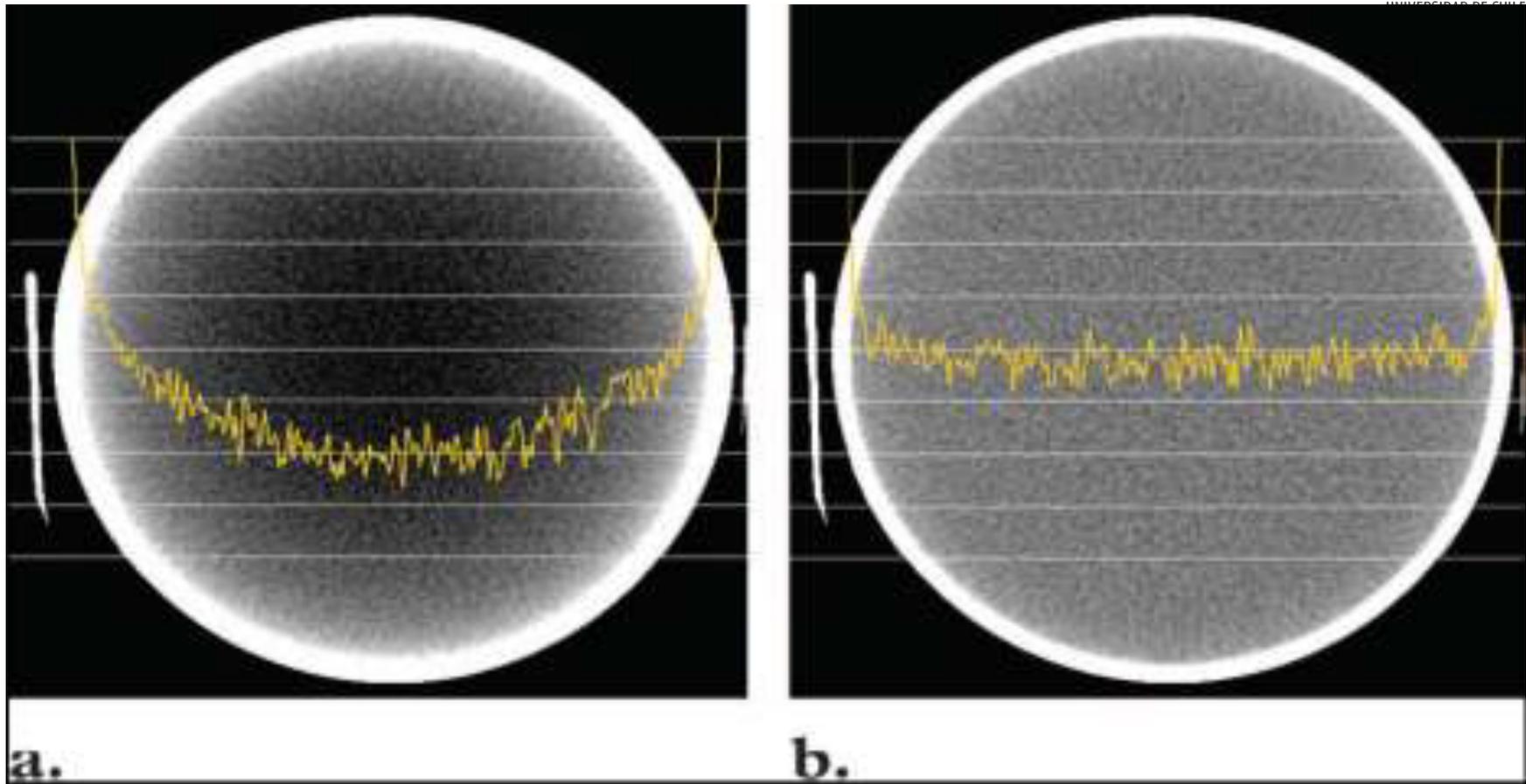


- Endurecimiento del haz.
  - Efecto de aumento de la energía media del haz de rayos X por atenuación de fotones de baja energía en estructuras de alta densidad.
- Artefactos derivados:
  - Artefacto de Cupping.
  - Artefacto de bandas oscuras (black banding).

# Artefacto de Cupping



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



**Figure 3.** CT number profiles obtained across the center of a uniform water phantom without calibration correction (a) and with calibration correction (b).

# Artefacto de bandas oscuras



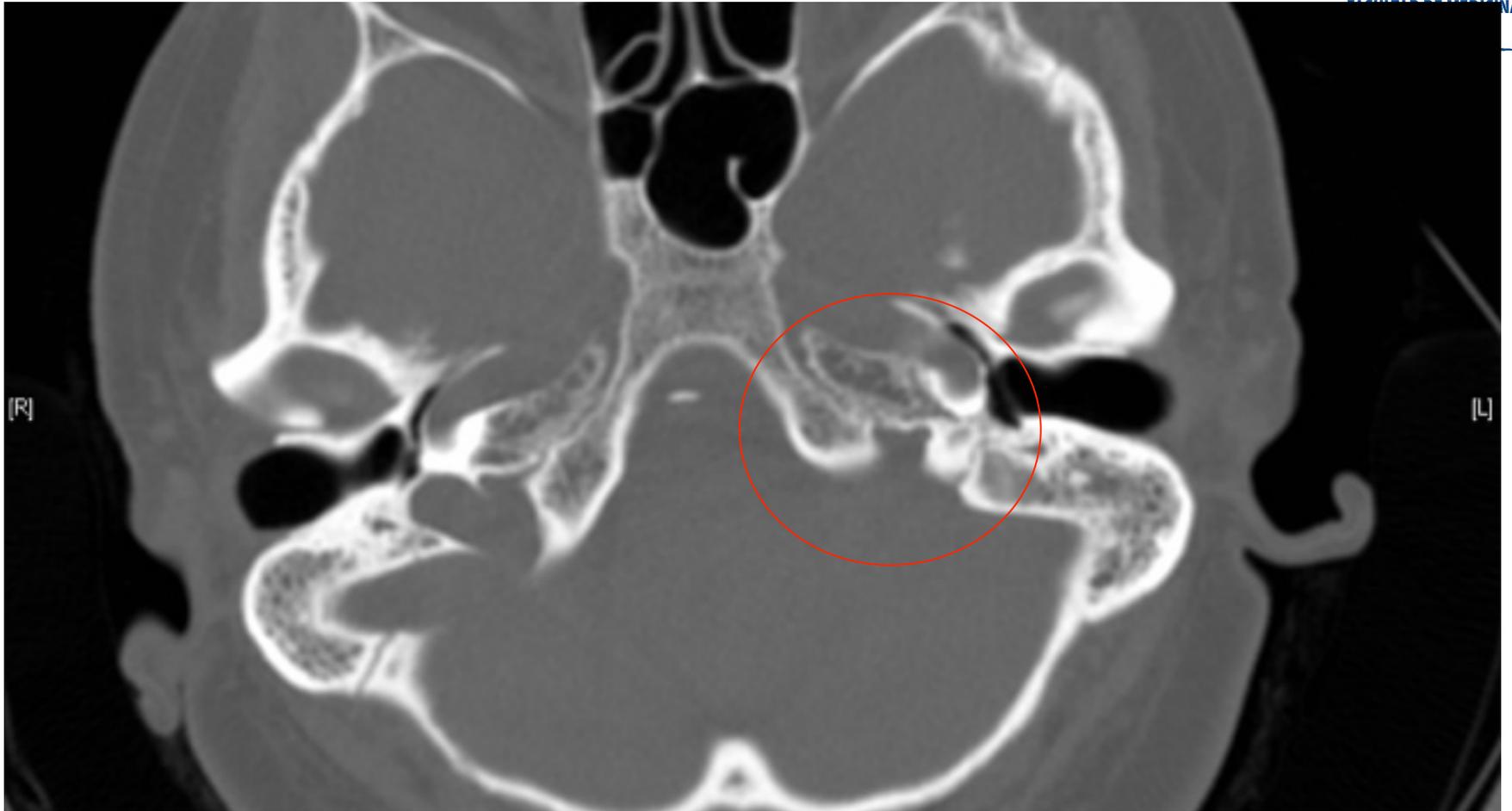
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Artefactos

- Volumen Parcial.
- Se puede producir de varias formas.
  - Más de un coeficiente de atenuación se ubica en un mismo voxel (Ej. Borde de estructuras).
  - Objeto denso situado fuera del centro del corte sobresale parcialmente en el ancho del haz de rayos X.

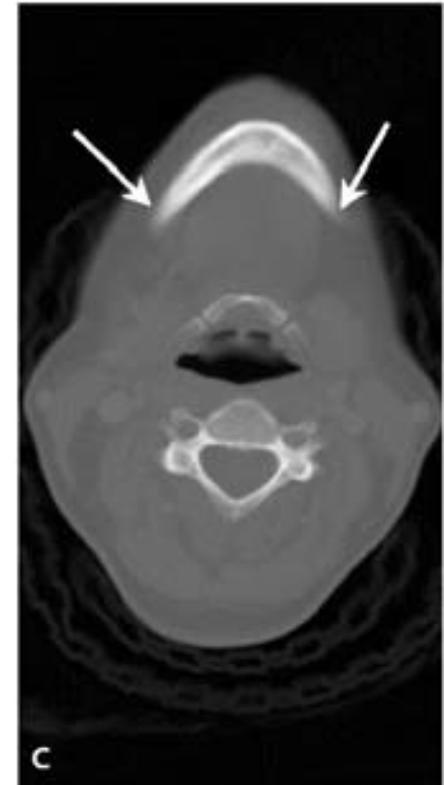
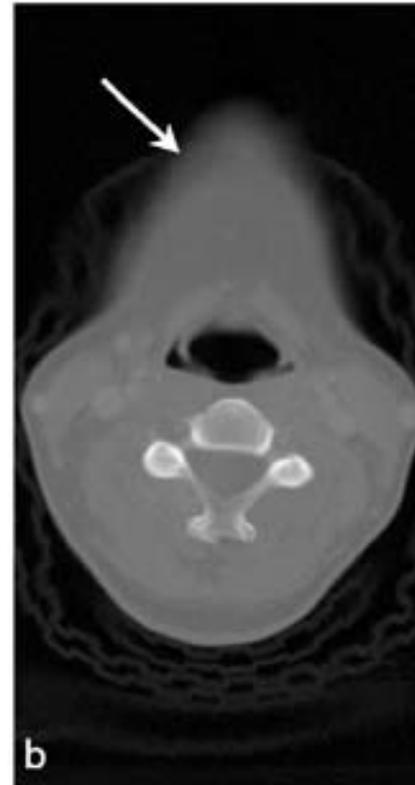
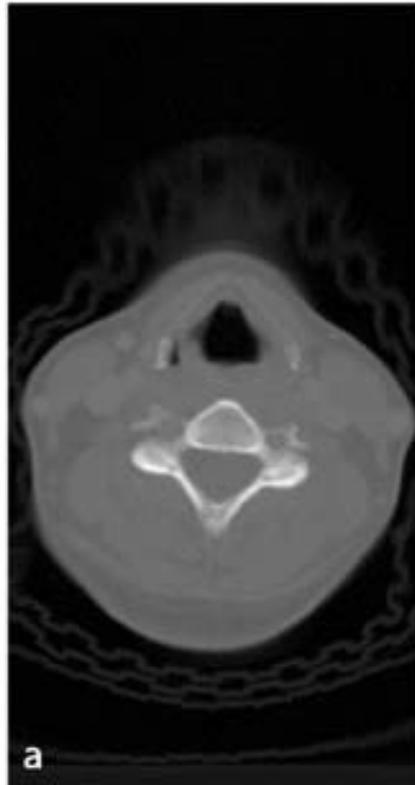
# Volumen Parcial



# Volumen Parcial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Artefactos



- Escasez de fotones.
  - Se puede producir en zonas de alta atenuación, como por ejemplo los hombros.
  - El haz es fuertemente atenuado y por ende pierde abundante cantidad de fotones ( Photon Starvation).
  - Se produce un artefacto de rayas en la imagen (Streaking).

# Streaking por Photon Starvation



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Streaking por Photon Starvation



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



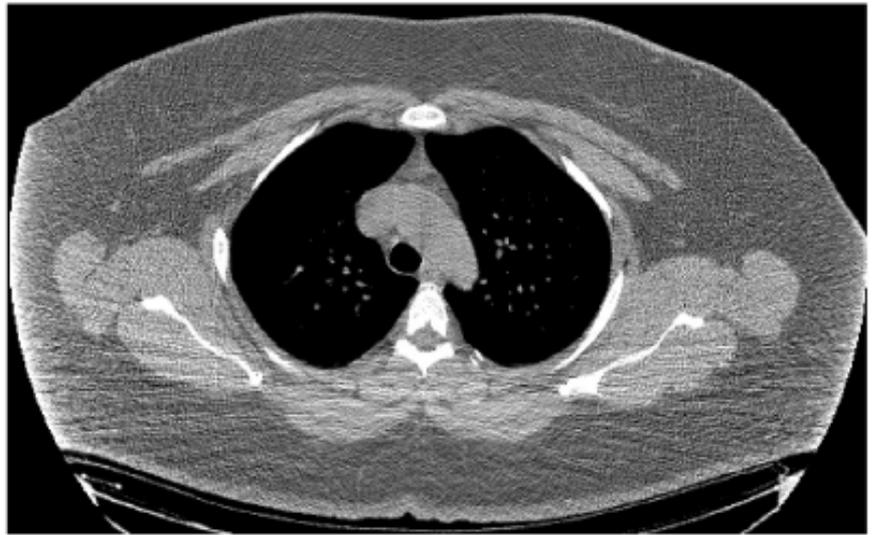
a.

b.

# Streaking por Photon Starvation



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

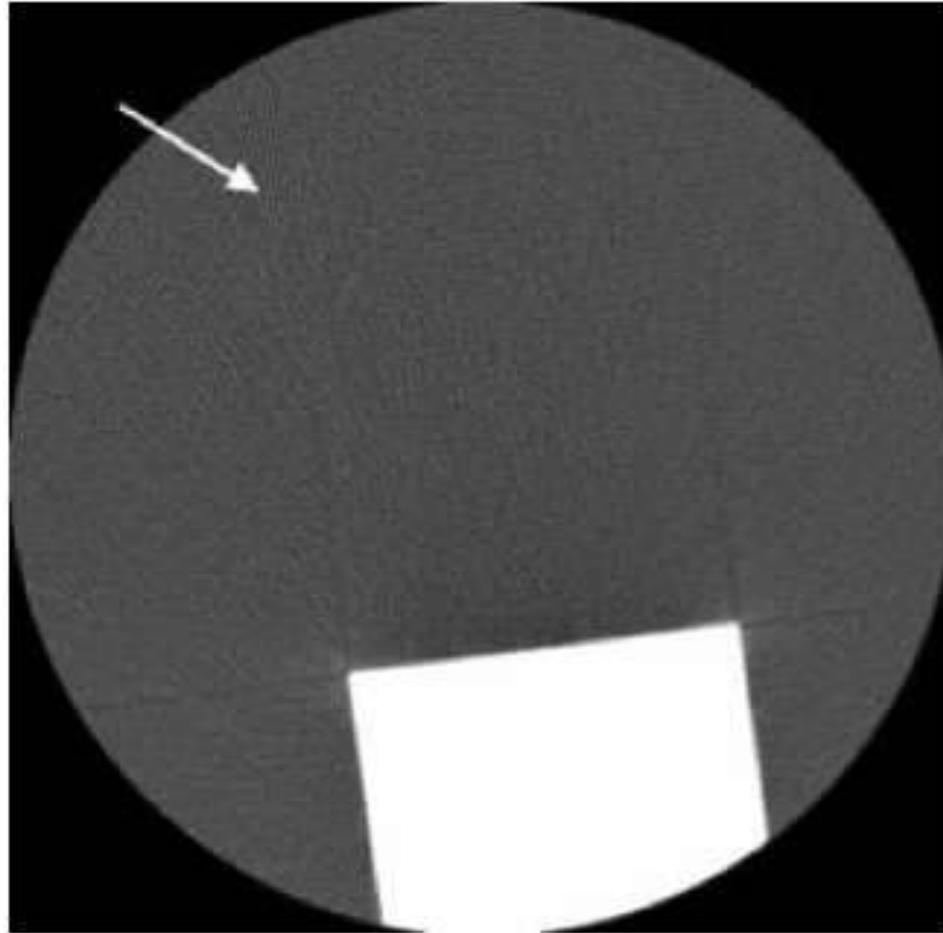


# Artefactos



- Bajo muestreo:
  - El número de proyecciones que se utilizan para reconstruir una imagen de TC es uno de los factores determinantes en la calidad de la imagen.
  - Un intervalo demasiado amplio entre proyecciones (undersampling) puede provocar anomalías en la imagen reconstruida.
  - Produce un artefacto de suaves líneas parecen irradiar desde el borde, a cierta distancia de una estructura densa conocido en TC como **Aliasing**.

# Aliasing

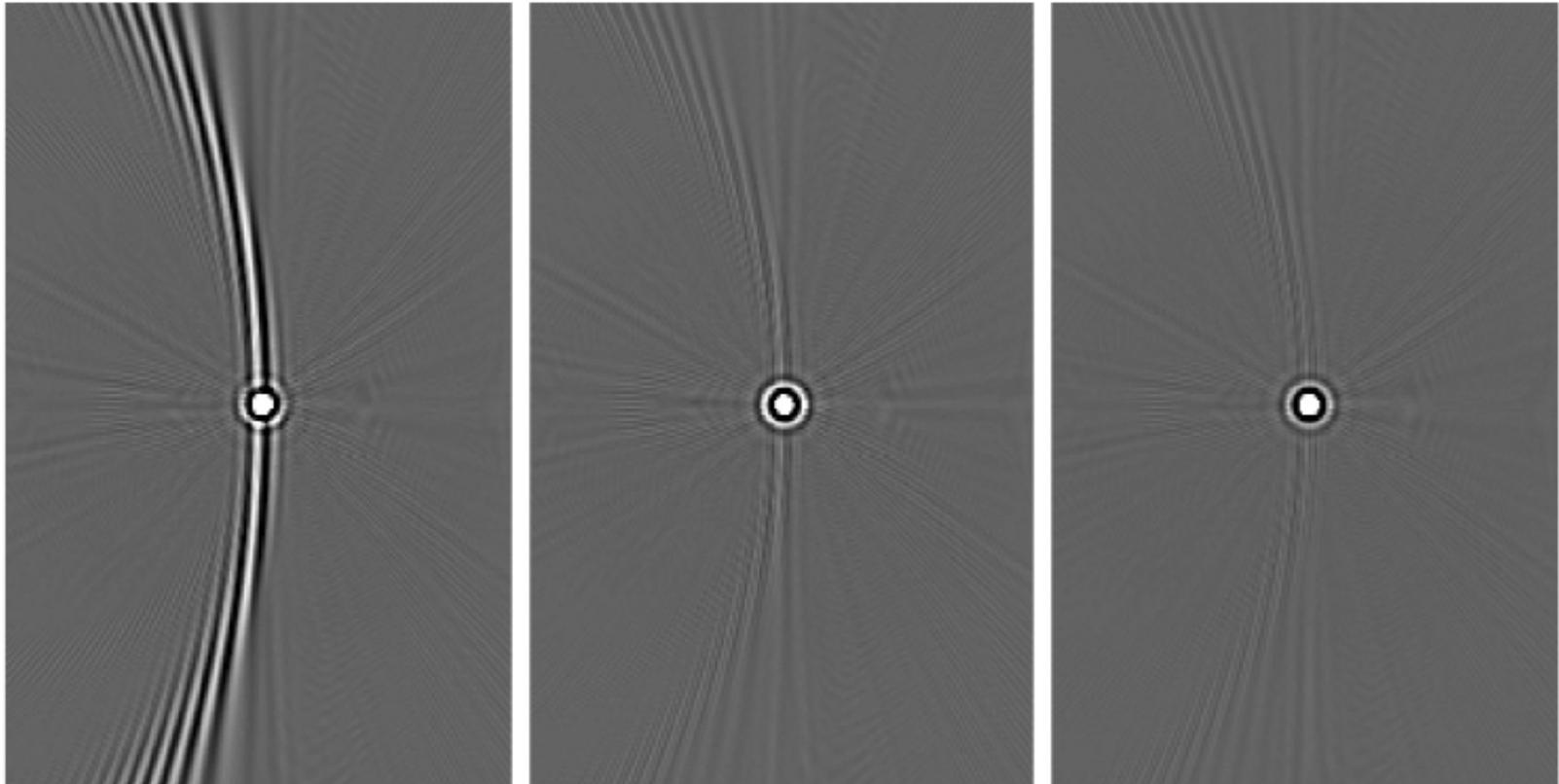


**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Aliasing



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



(a)

(b)

(c)

# Artefactos



- Artefactos del paciente.
  - Por presencia de objetos metálicos.
  - Por movimiento del paciente.
  - Por proyección incompleta.

# Artefactos



- Por presencia de objetos metálicos.
  - Ocurren porque la densidad del metal es más allá del rango normal que puede ser manejado por el equipo, resultando en perfiles de atenuación incompletos.
  - El proceso de reconstrucción proyecta estos perfiles incompletos y genera el conocido artefacto en **patrón de estrella**.

# Artefactos Metálicos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



a.



b.

# Artefactos



- Por movimiento del paciente.
- El movimiento del paciente puede causar artefactos de registros incorrectos, que suelen aparecer como sombreado o rayas en la imagen reconstruida

# Movimiento



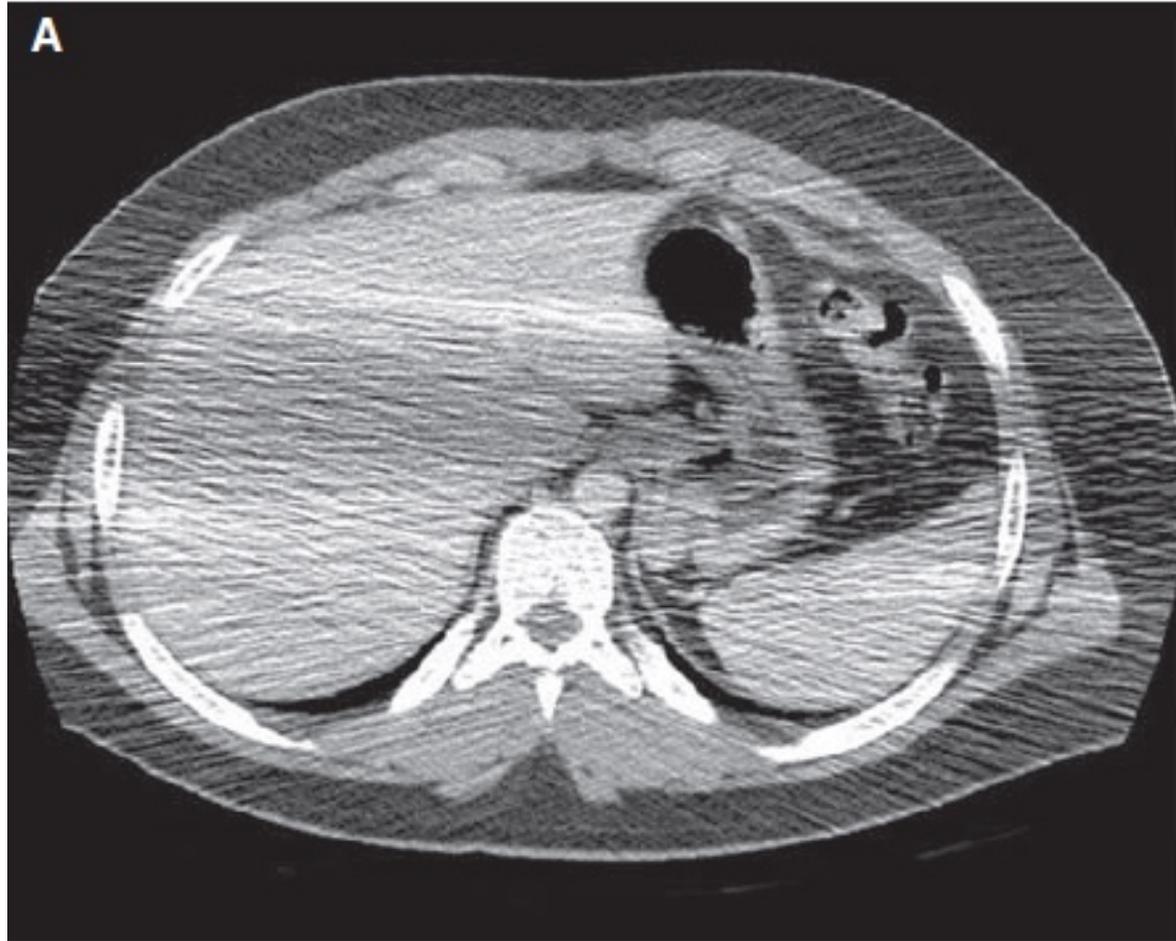
**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Artefactos



- Por proyección incompleta.
  - Si alguna parte del paciente se encuentra fuera del campo de visión de la exploración, el equipo tendrá información incompleta sobre esta porción.
  - Habitualmente se generarán rayas o artefactos de sombreado.

# Out of field



**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Artefactos

- Artefactos causados por fallas en el tomógrafo:
  - Falla en el sistema de rayos X.
  - Falla en el sistema DAS.
  - Falla en el sistema de transferencia de datos.
  - Falla en el proceso de reconstrucción de imagen

# Artefactos



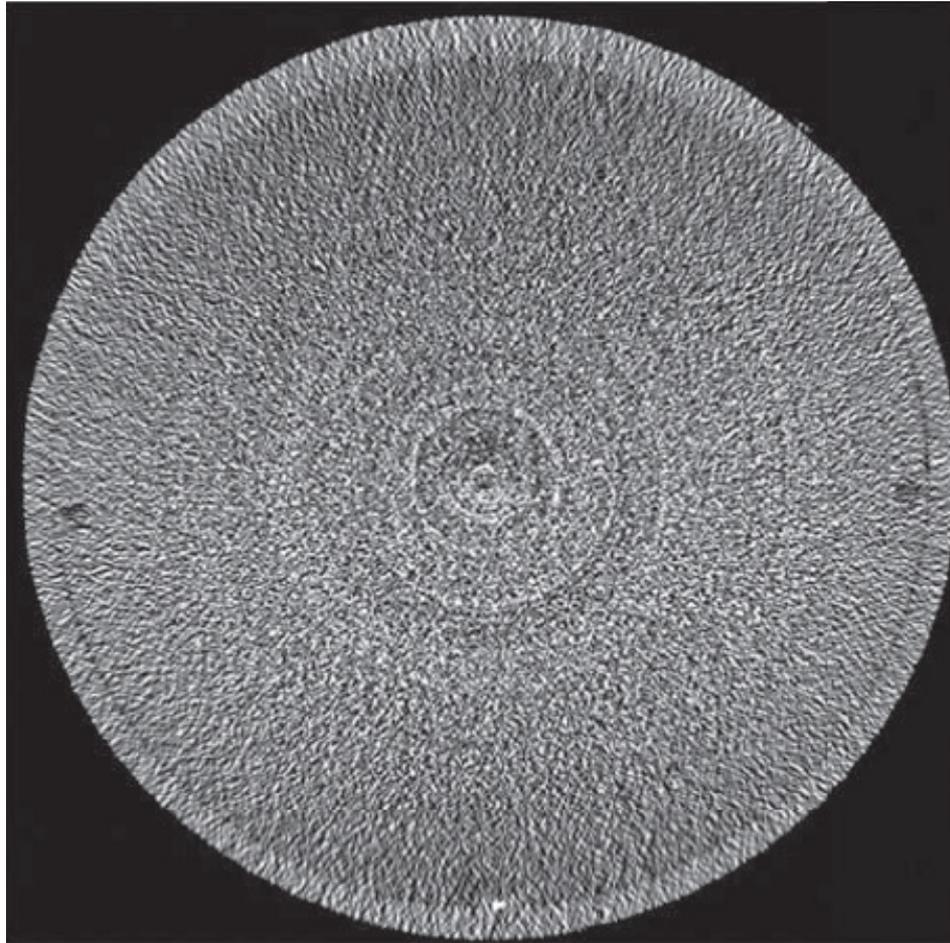
- Falla en el sistema DAS.
- Pueden provocar diversos artefactos.
  - Artefactos de anillo (ring).
  - Artefactos lineales (streak).
  - Desplazamiento de números CT.
  - Imágenes ruidosas.

# Artefactos



- Artefactos de anillo.
  - Los artefactos de anillo son causados por uno o más **canales** defectuosos en el DAS.
  - Si más de un canal está defectuoso, el anillo se hace grueso e intenso y no es posible interpolar los datos.
  - Si hay muchos canales defectuosos, se observa una banda circular en la imagen, que puede o no tener datos de imagen.

# Artefacto de Anillo

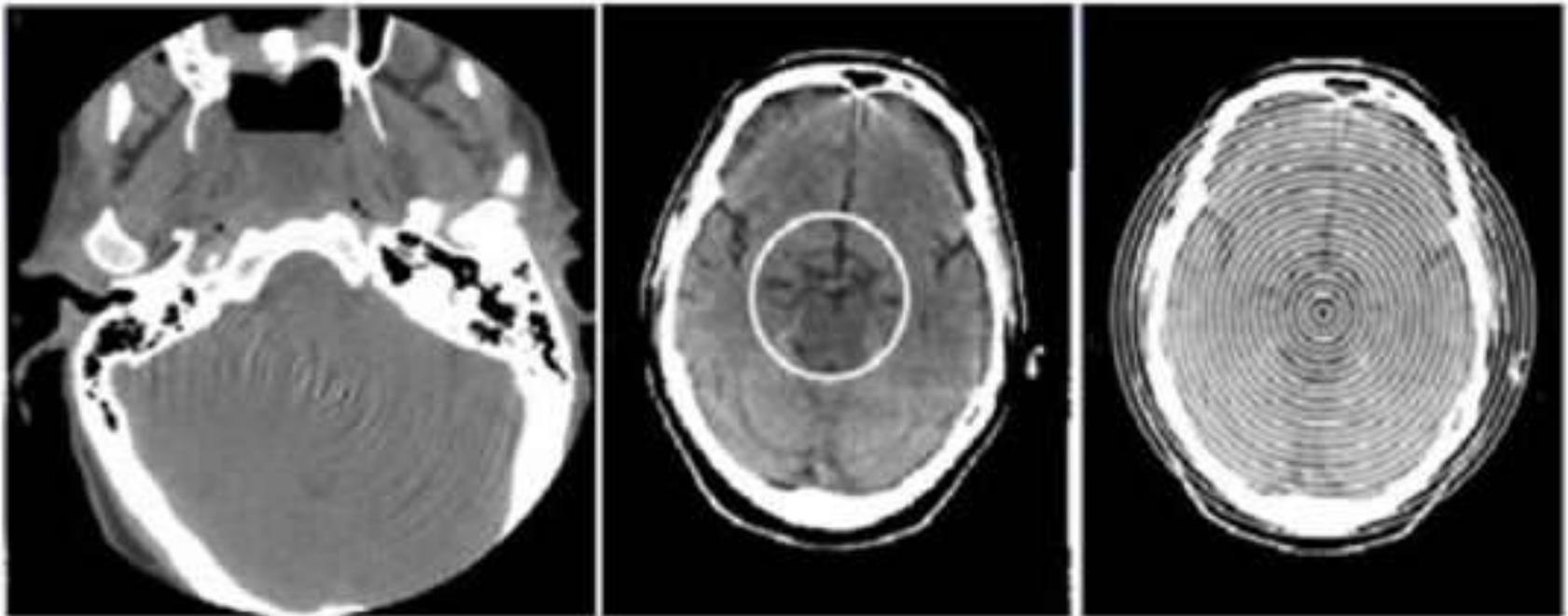


**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Artefacto de Anillo



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Artefactos



- Artefactos lineales:
  - Los artefactos lineales también son causados por uno o más canales defectuosos en el DAS.
  - Pero el origen de la falla es intermitente, al azar y ocurre sólo en algunas proyecciones.

# Artefactos lineales



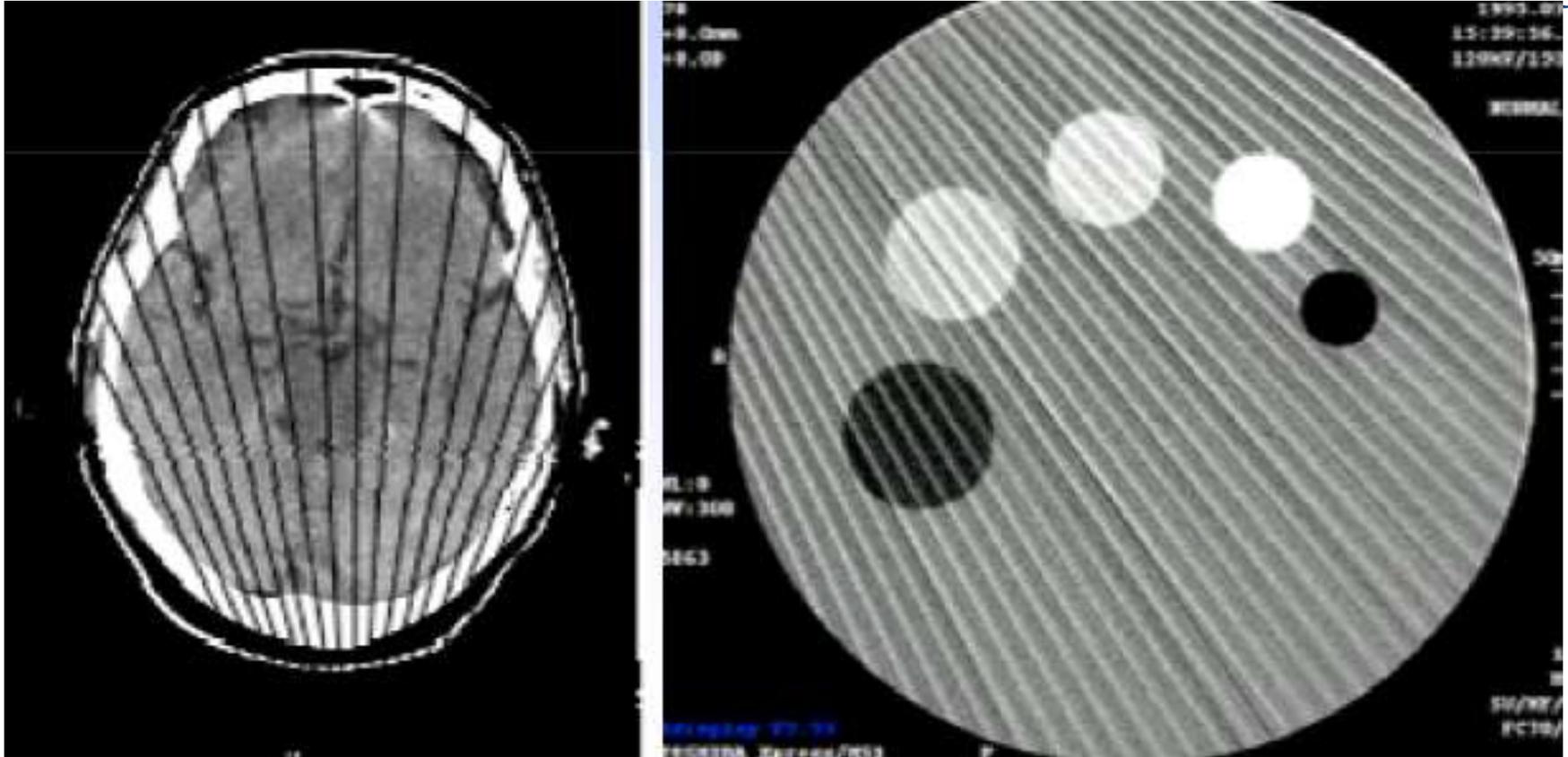
FACULTAD DE MEDICINA



# Artefactos lineales



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Artefactos



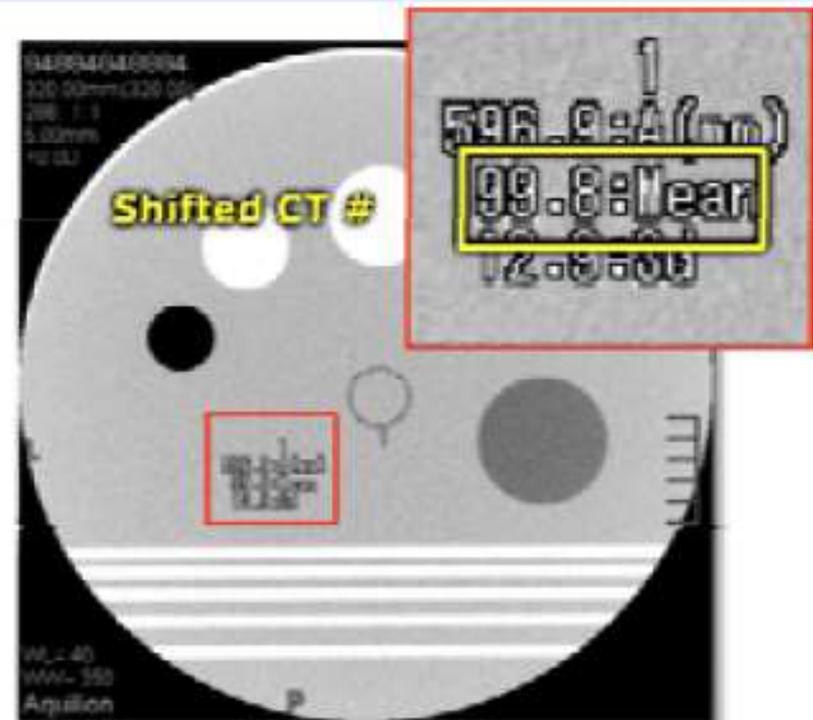
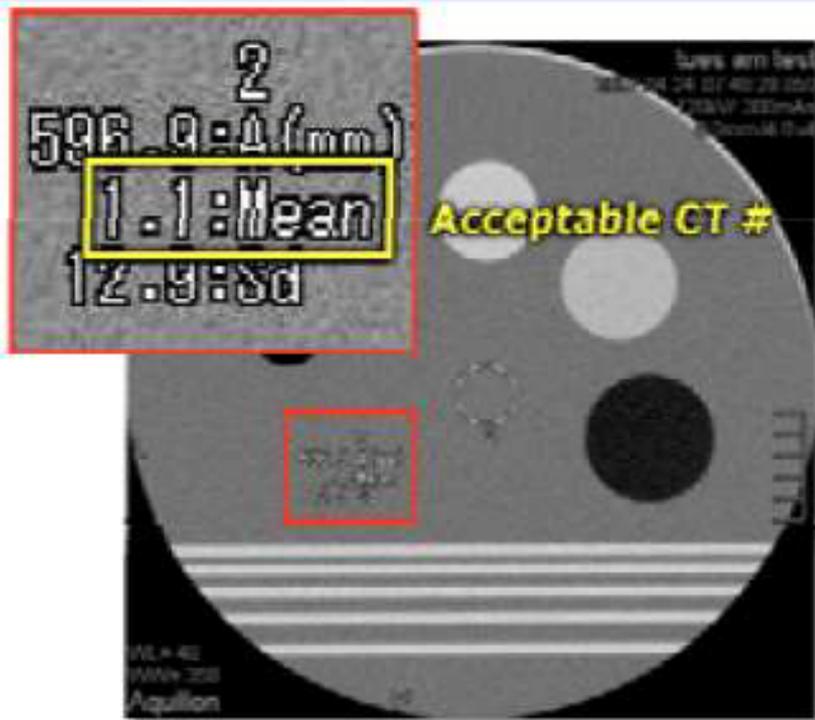
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Desplazamiento de números CT.
  - Se caracterizan por un **desplazamiento generalizado** de todos los valores de UH en las imágenes.
  - La imagen propiamente tal se verá normal si se ajusta la ventana, pero cualquier medición de densidad arrojará resultados inválidos.
  - Usualmente es causado por defecto en el detector de referencia.

# Desplazamiento de números CT



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Artefactos



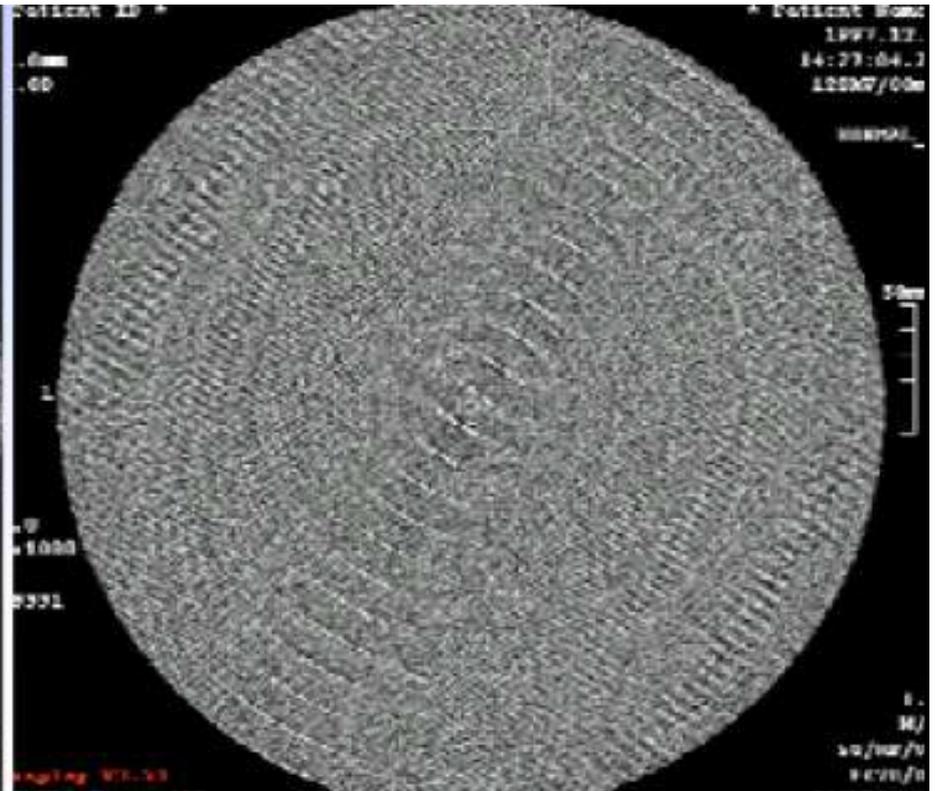
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Imágenes Ruidosas
  - Las imágenes ruidosas pueden ser causadas por una señal de datos pobre o débil, con respecto al ruido de base, al adquirir la imagen.
  - Esto puede ser el resultado de una dosis insuficiente, una conexión de tierra muy pobre o un blindaje insuficiente de los componentes del DAS.
  - También pueden ser efecto de fuentes de poder del DAS con baja salida o ruidosas.

# Imágenes Ruidosas



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Artefactos



- Artefactos debidos a las técnicas **helicoidal** y **multicorte** ,  
producidos por el proceso de reconstrucción de la imagen.
  - Artefactos helicoidales en el plano axial: Monocorte.
  - Artefactos helicoidales en TC Multicorte.

# Helicoidales monocorte



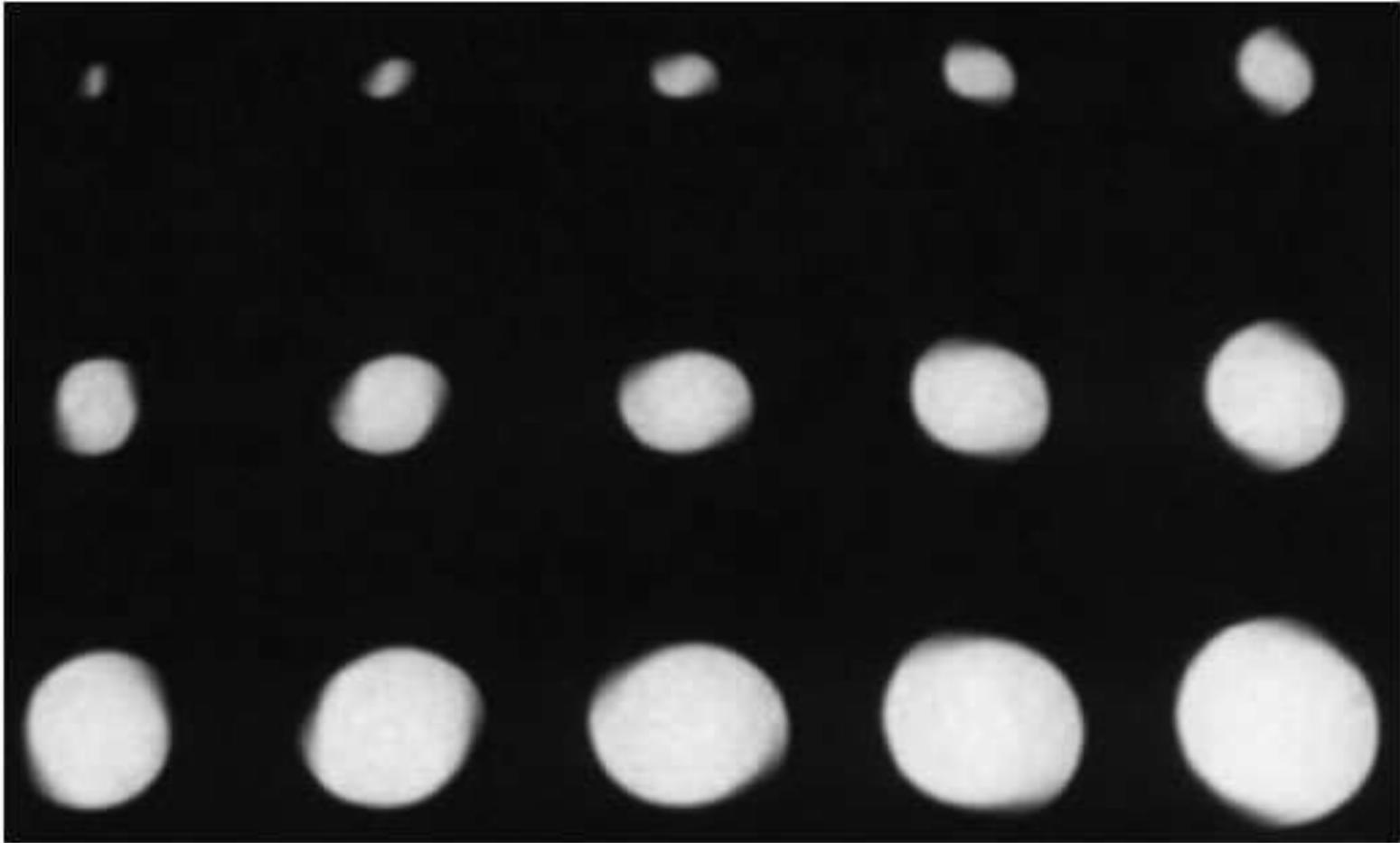
En TC helicoidal monocorte sucede que si se realiza una exploración helicoidal a un fantoma cónico a lo largo del eje z del escáner, las imágenes axiales resultantes deben aparecer circulares.

De hecho, su forma se distorsiona debido a la función de ponderación que se utiliza en el algoritmo de interpolación helicoidal

# Helicoidales monocorte



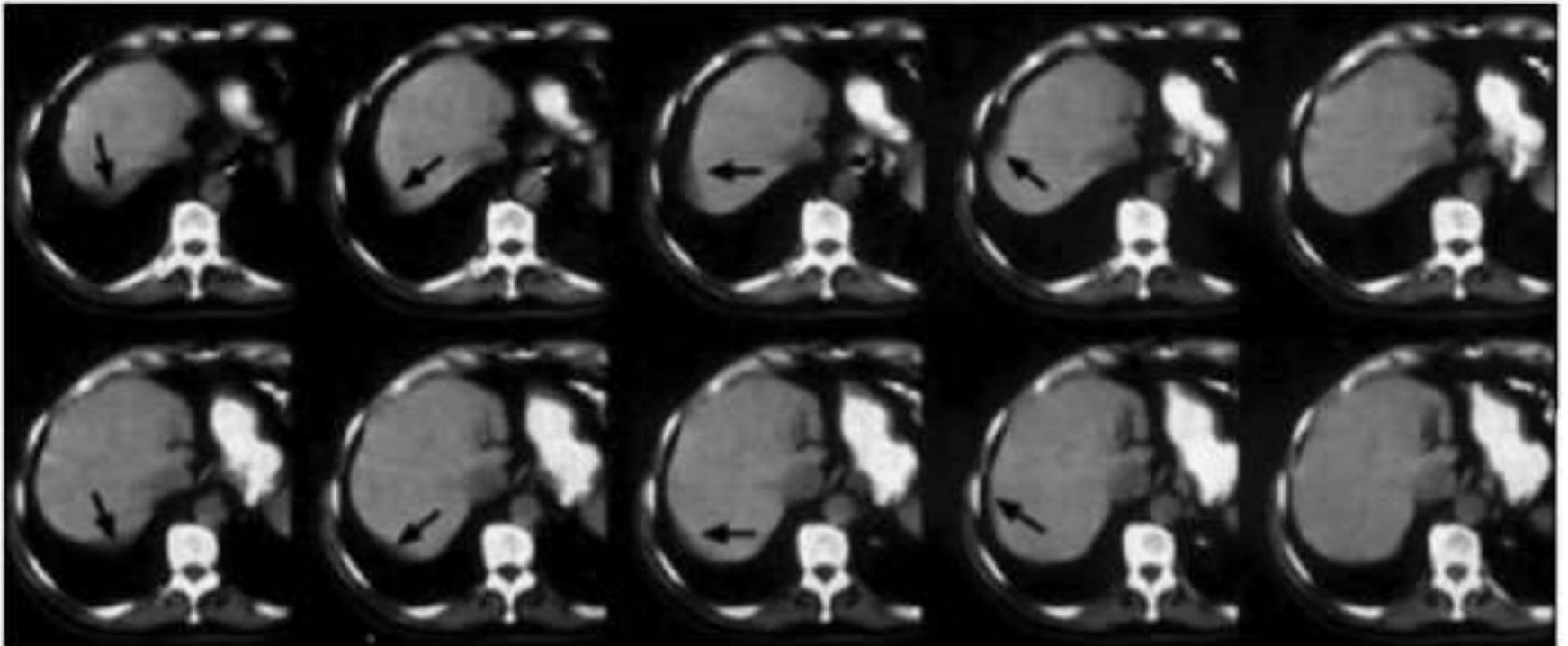
FAVULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Helicoidales monocorte



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Helicoidales monocorte



Para mantener los artefactos helicoidales al mínimo, se tomarán medidas para reducir los efectos de la variación a lo largo de  $z$ .

Esto significa utilizar, cuando sea posible, un pitch bajo, una interpolación de  $180^\circ$  en lugar de interpolador helicoidal de  $360^\circ$ , y cortes finos de preferencia.

# Artefactos

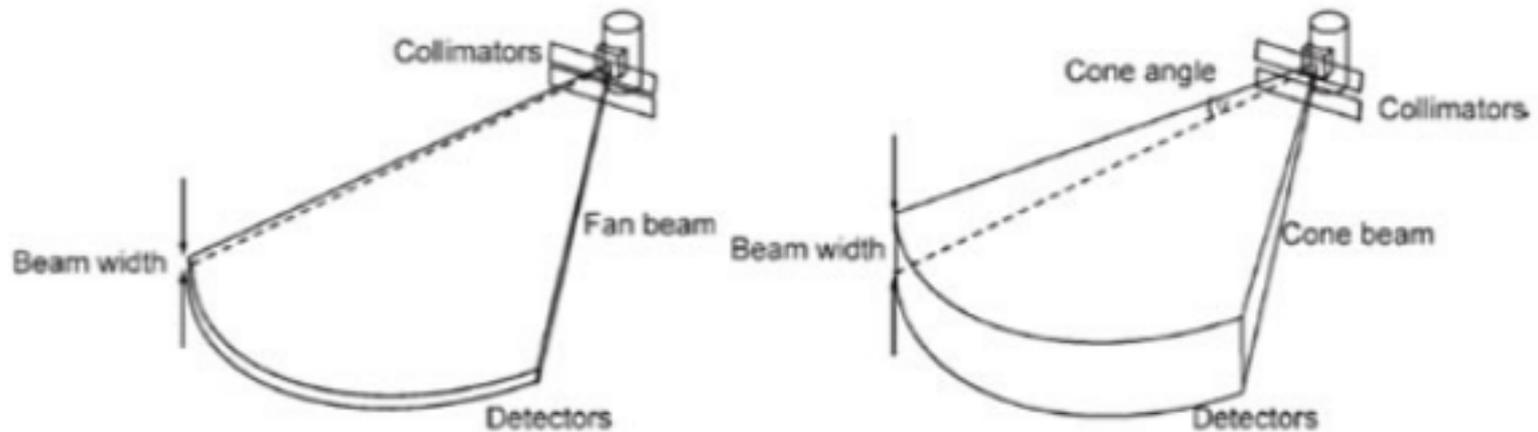


- Artefactos helicoidales en TC Multicorte.
  - Artefacto de Molino (windmill).
  - Artefacto de Angulo de Cono (cone beam).
  - Artefactos en MPR.

# Artefacto de Cono

Como en TC Multicorte el número de cortes adquiridos por rotación aumenta, se requiere una mayor apertura del haz de rayos X.

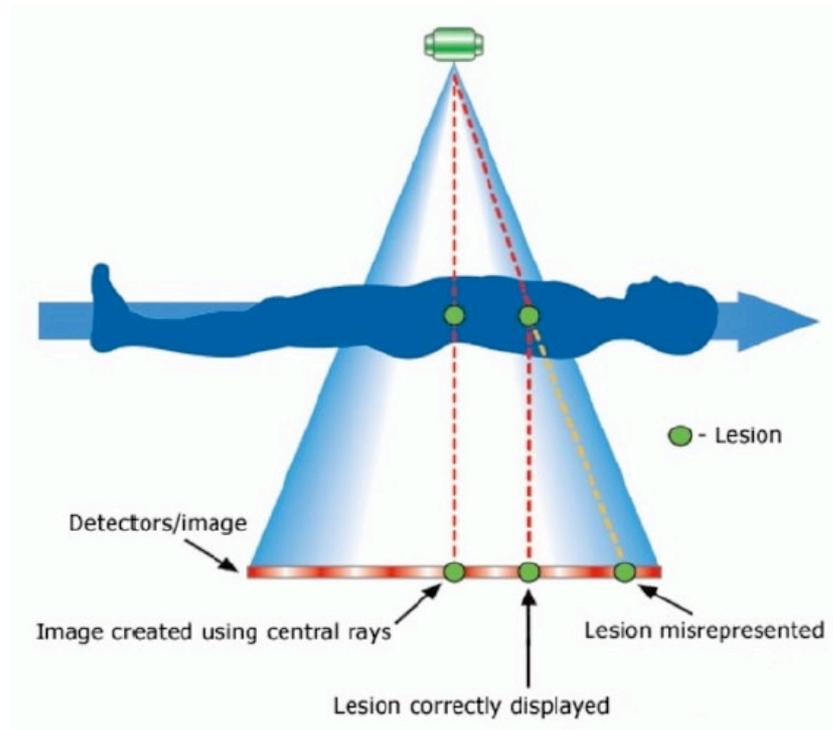
Para ello este, adquiere forma de cono.



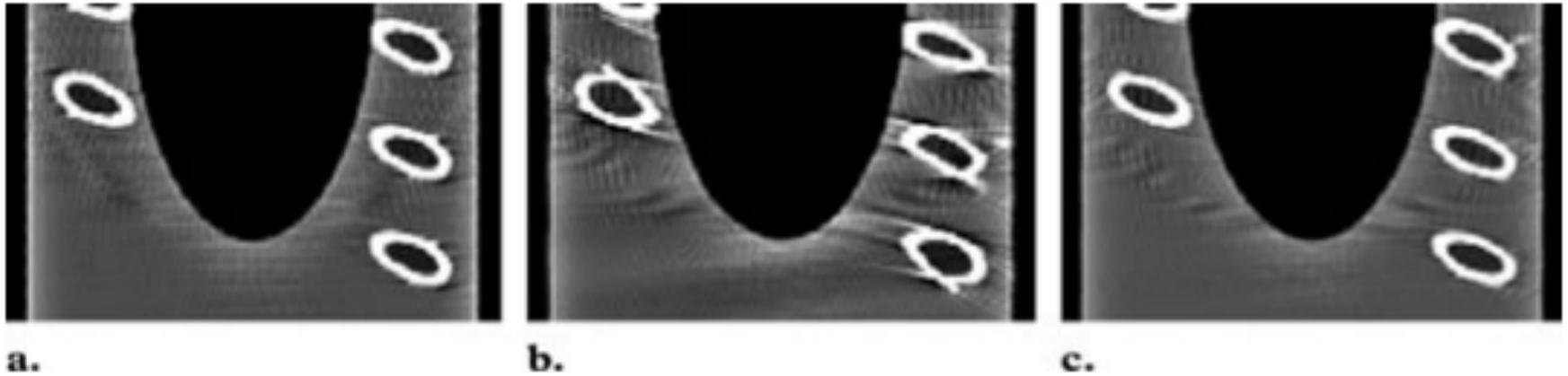
# Artefacto de Cono



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



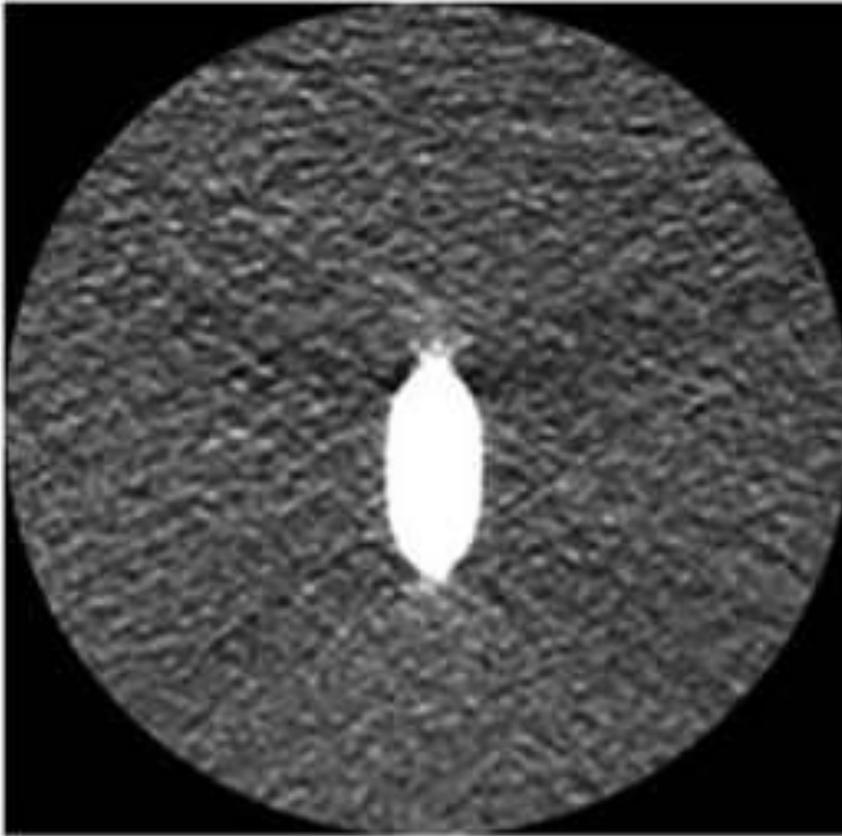
# Artefacto de Cono



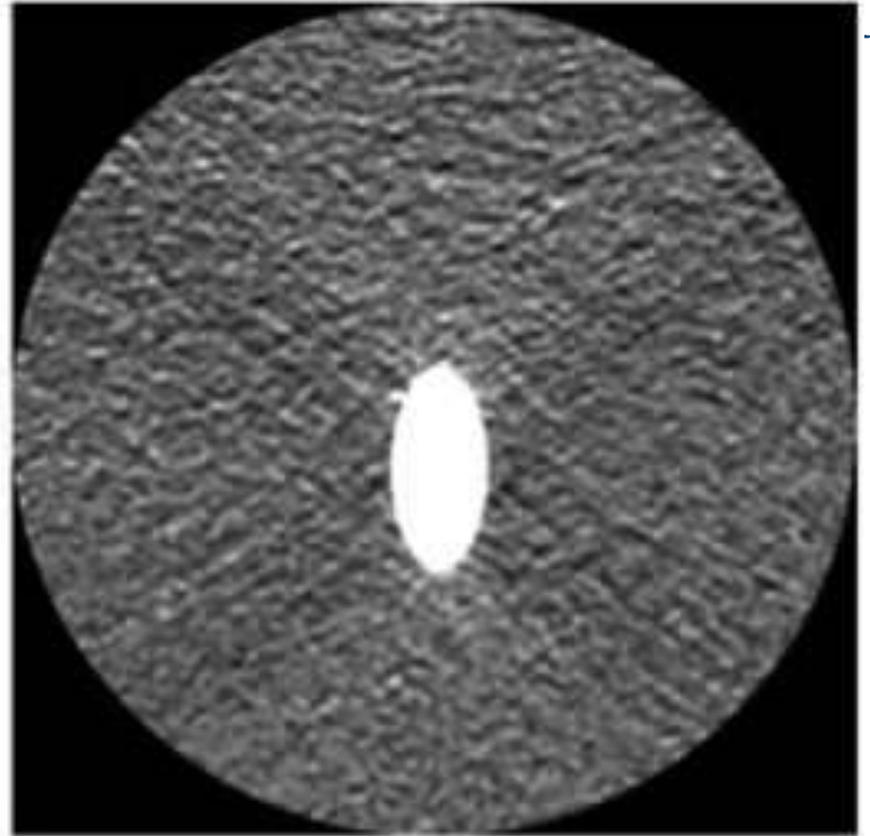
# Artefacto de Cono



FACULTAD DE MEDICINA



**a.**

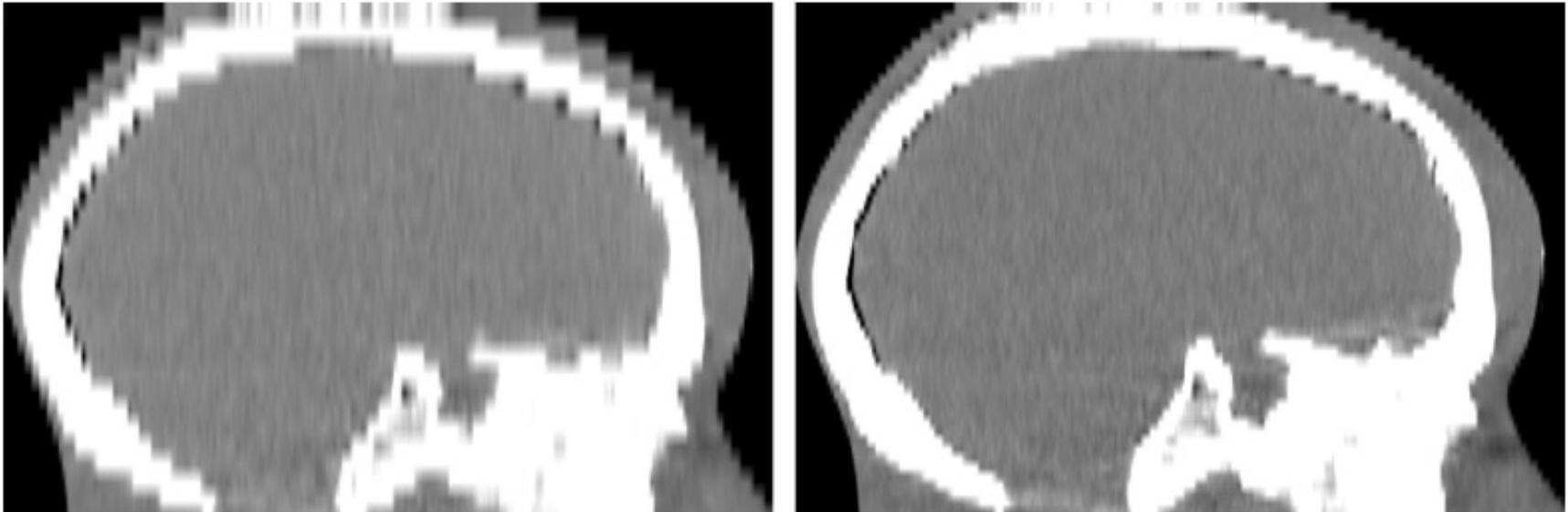


**b.**

# Artefacto Stair-Step



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



**a.**

**b.**

**Figure 28.** (a) Sagittal reformatted image from axial CT data obtained with 5-mm collimation and a 5-mm reconstruction interval. (b) Sagittal reformatted image from single-section helical CT data obtained with 5-mm collimation and a 2.5-mm reconstruction interval.

# Artefacto de Cebra



**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Artefactos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

**TABLE 7-1 Troubleshooting Artifacts on the CT Image**

Manifestation	Possible Cause	Corrective Steps
Beam-hardening artifact (broad streaks, cupping, vague areas of low density)	X-ray beams are composed of different energies	Use appropriate filtration, calibration, and correction software. Increase kVp setting.
Aliasing effect (fine lines)	Too few samples	If a partial scan was used, rescan using a complete arc. Increase scan time. Reduce pitch.
Edge gradient effect (straight line radiating from high-contrast areas, such as barium adjacent to air)	Angle of x-ray beam varies between two similar views	Largely unavoidable. Somewhat reduced by thinner slices. Use low or neutral HU-value oral contrast in place of barium.
Motion (shading, streaking, blurring, or ghosting)	Voluntary or involuntary patient motion	Give clear breathing instructions to the patient and reinforce the importance of holding still. Use positioning aids or immobilization devices. Consider sedation, particularly for pediatric patients. Use shortest scan time possible. For cardiac protocols, consider $\beta$ -blockers.
Metallic (streaks)	Objects present that are beyond the dynamic range of the scanner	Whenever possible, remove metallic objects from SFOV. Angle gantry. Increase technique, particularly kVp. Use thin slices.
Ring (a single ring or concentric rings)	Detector problem	Recalibrate; if rings persist, call service
Tube arcing (no specific pattern; can range from a single streak to severe mottling)	Electrical surge within the x-ray tube	Call service
Spiral interpolation artifacts (subtle inaccuracies in CT number)	Images are created from views that are not all in the same plane	Lower pitch
Cone beam effect (lines appear in a windmill formation)	Only on MDCT, from the cone-shaped x-ray beam	Use pitch selections recommended by manufacturer