



# Calidad de Imagen en TC

**Daniel Castro Acuña**

Facultad de Medicina

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



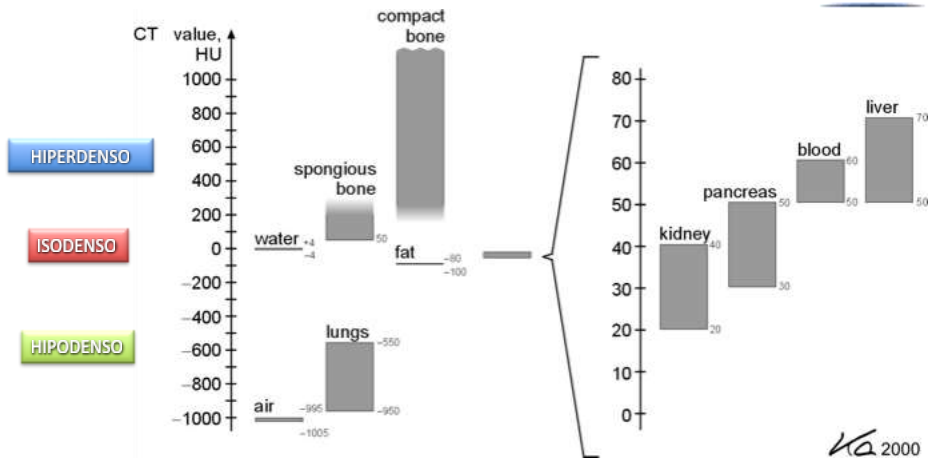
- De manera más concreta, la calidad de imagen se puede definir como un conjunto de características que indican la **fidelidad** con que una imagen representa las **cualidades** del objeto observado.

## Introducción



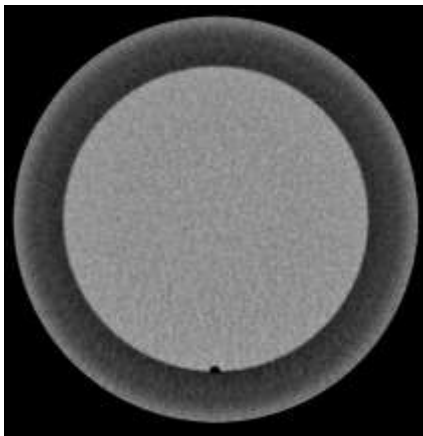
- En TC las principales características o parámetros para evaluar la calidad de imagen son:
  - Unidades Hounsfield: Uniformidad y Linealidad.
  - Ruido.
  - Resolución Espacial (o de Alto Contraste).
  - Resolución de Contraste (o de Bajo Contraste).
  - Resolución Temporal.
  - Artefactos.

## UH: Uniformidad y Linealidad.



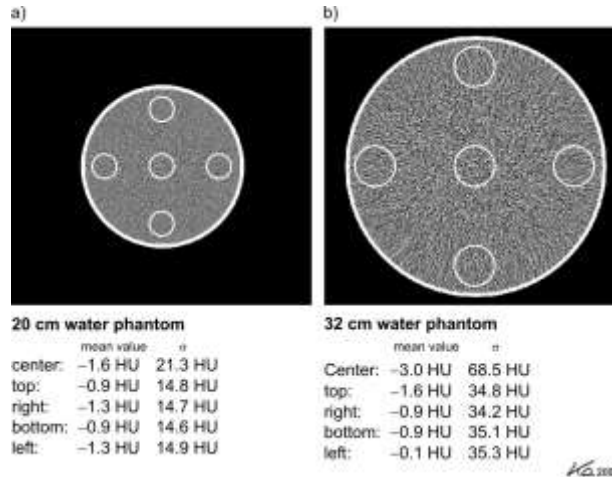
Ka 2000

## 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.



## UH: Uniformidad y Linealidad.



- El valor promedio de UH en ese conjunto de píxeles 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.

$$C * \mu \rightarrow C * UH$$

OBJETO                      IMAGEN

## UH: Uniformidad y Linealidad.

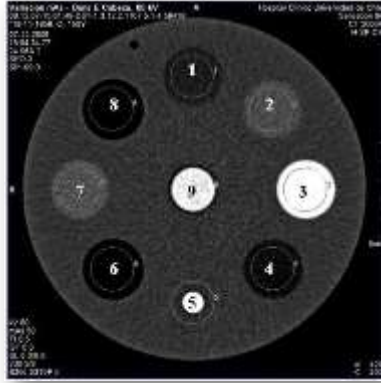


- Las diferencias en el coeficiente de atenuación pueden ser causadas por efecto de las diferencias en la densidad de los tejidos o diferencias en el número atómico, afectadas por la energía del haz; a las características del detector entre otros; o por una combinación de ambas.

## UH: Uniformidad y Linealidad.



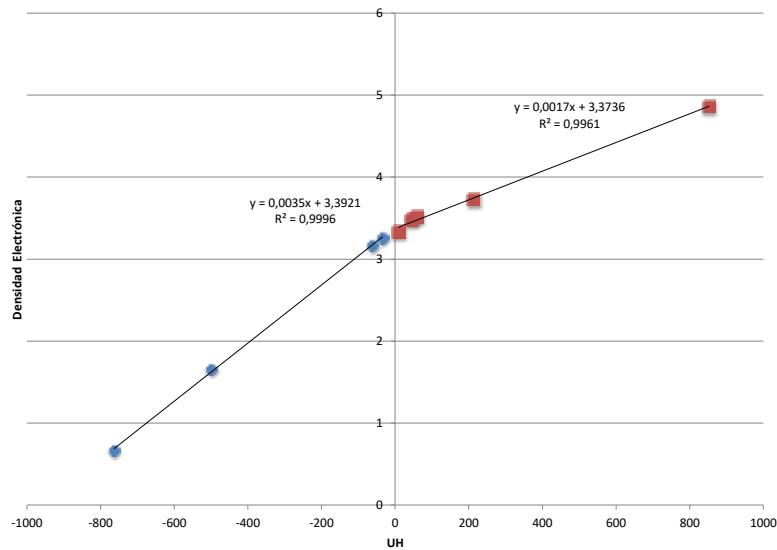
DE MEDICINA  
FAC. DE CHILE



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.

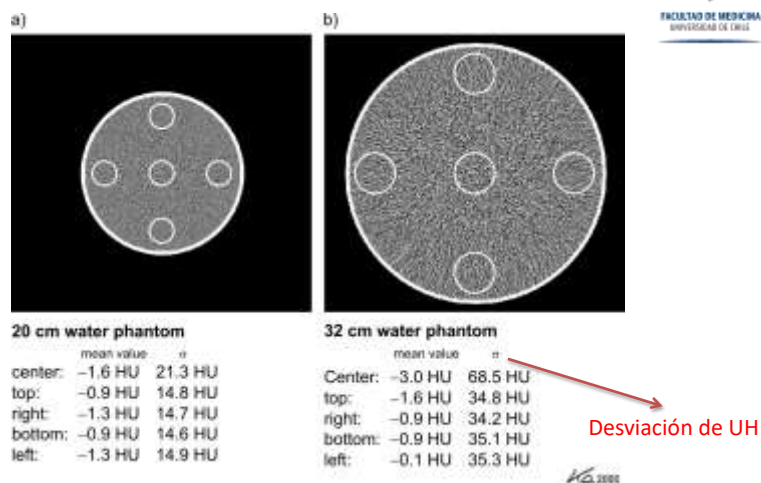


## Ruido

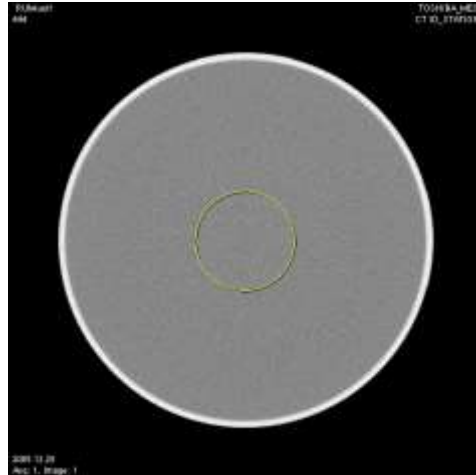


- En TC se representa como la **variación de valores de UH** en un medio homogéneo.
- Estas variaciones se deben en gran medida a **fluctuaciones estadísticas**, principalmente de la cantidad de fotones de rayos X registrados en el detector del TC.
- Existen contribuciones también por parte del **sistema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

## Ruido



## Ruido



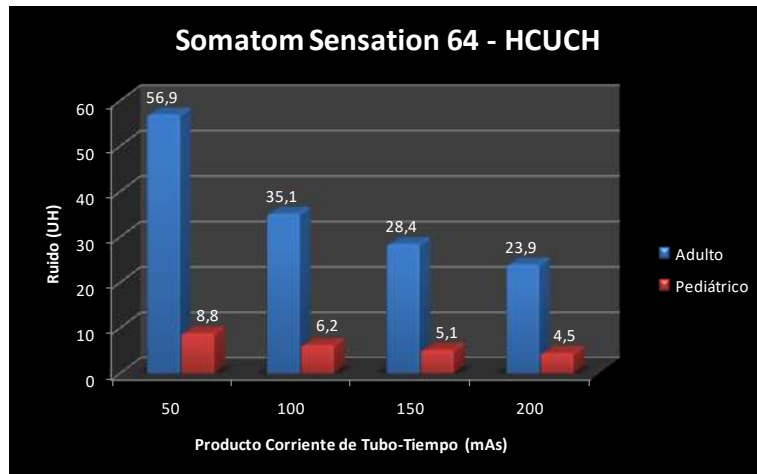
## Ruido



- 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



## 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) enden a aumentar el nivel de ruido en la imagen.
- Por el contrario los filtros de “suavizado” de la imagen tienen el efecto contrario.

## Ruido



**Kernel B30**

Suavizado de la imagen



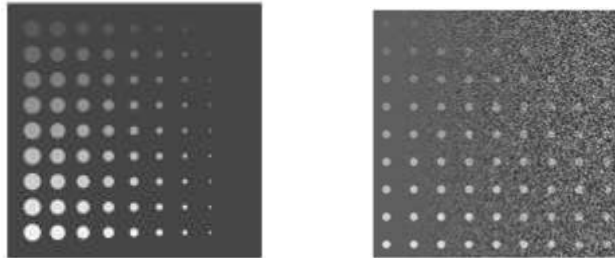
**Kernel B70**

Realce de bordes

## Ruido



- 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 una **relación directa con la dosis de radiación** que recibe el paciente, y por supuesto, está relacionada directamente con la selección de los parámetros de adquisición.

## Resolución Espacial



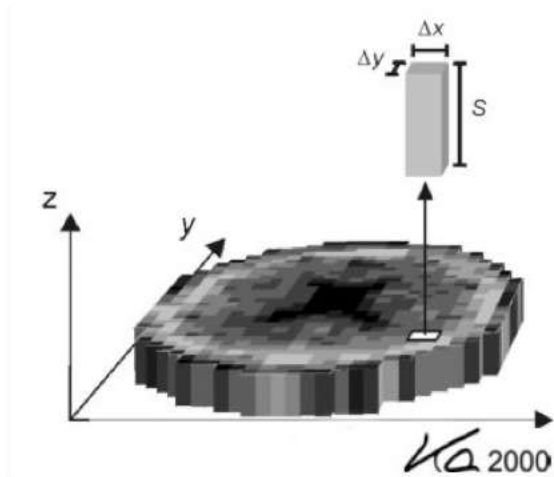
- La resolución espacial describe la capacidad de un sistema de imagen para **desplegar detalles finos de forma separada**.
- Se determina por lo general para **estructuras de alto contraste** con el objetivo de eliminar la influencia del ruido en su determinación.
- Es por este motivo que también es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



## 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



- 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 de 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



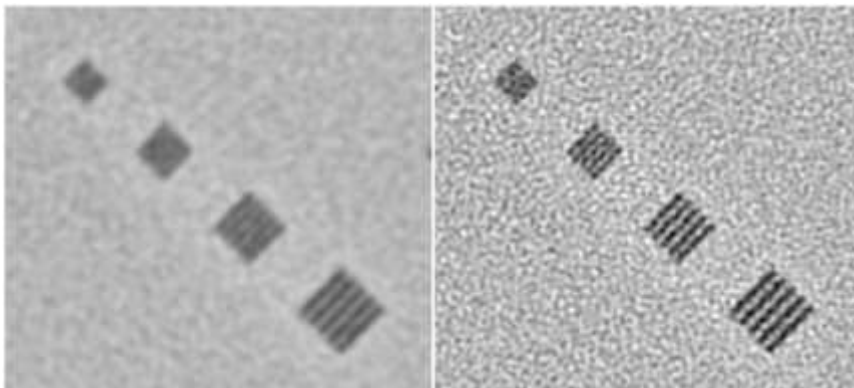
- La RE también se ve afectada por los filtros de realce de la imagen aplicados durante el proceso de reconstrucción.

## 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



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)

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

## 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 constuye 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.

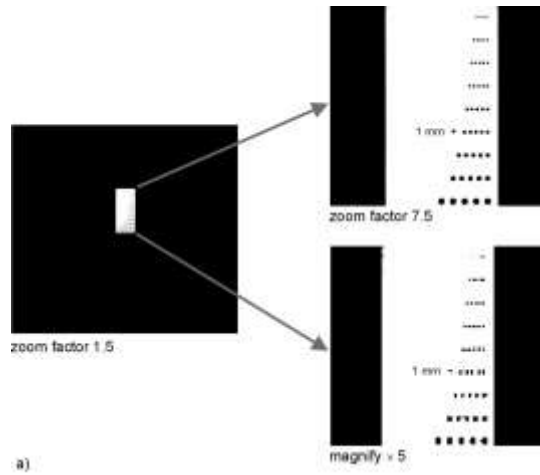
---

## Resolución Espacial

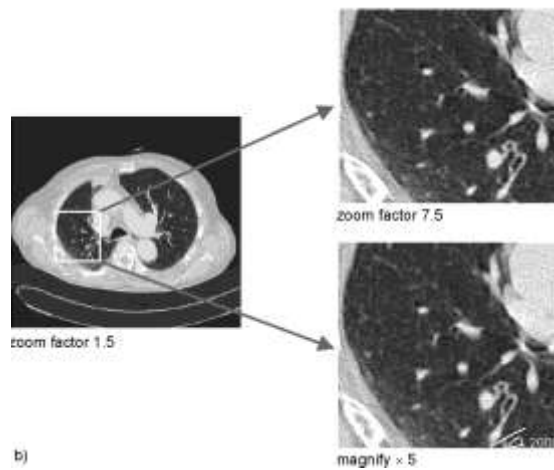


- Es necesario marcar la diferencia que existe entre el factor de zoom y la **magnificación**, la que normalmente puede aplicarse en la plataforma de visualización de la imagen.
- Esta última solo involucra el aumento del tamaño de pixel con el que se despliega la imagen en el visor, y por lo tanto tiene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

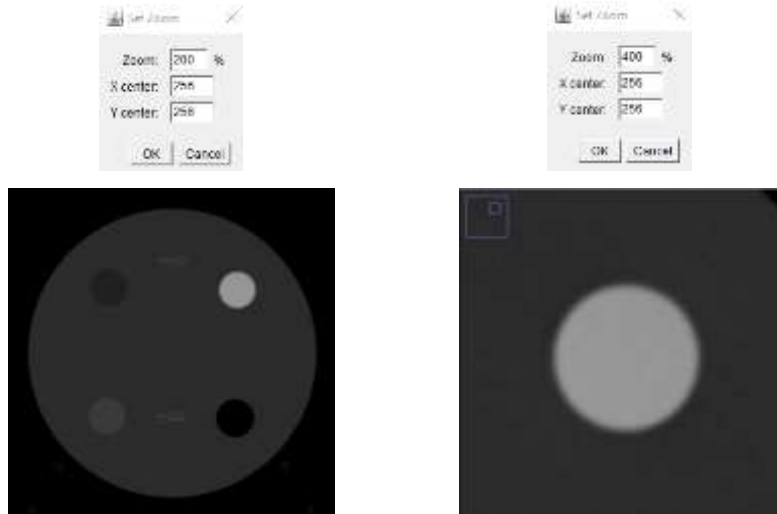
## Resolución Espacial



## Resolución Espacial



## Resolución Espacial

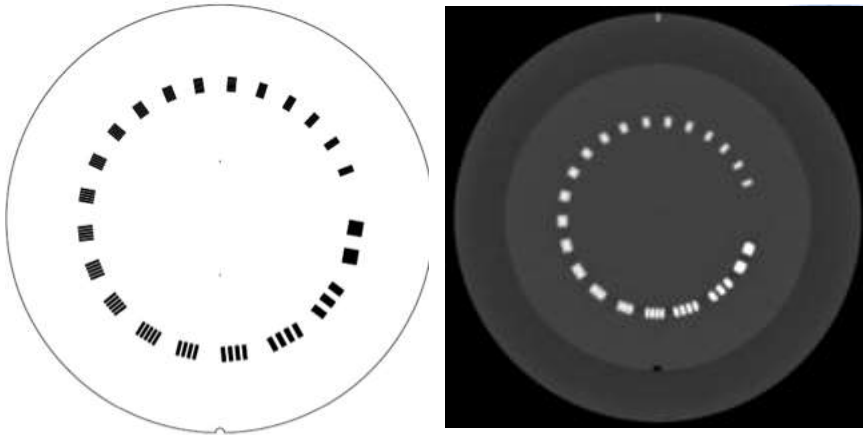


## Resolución Espacial



- 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

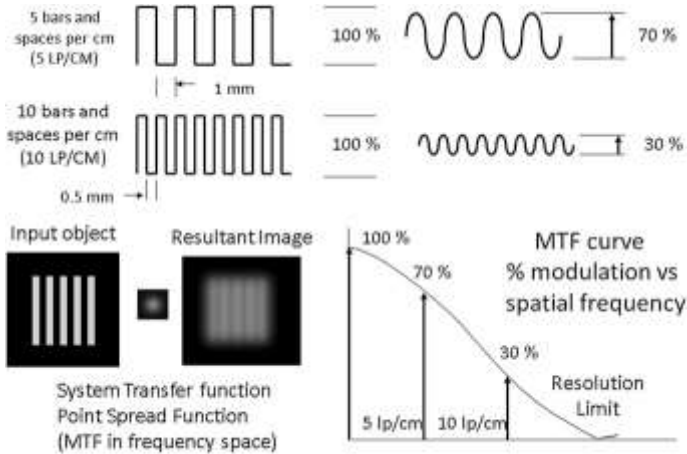


## Resolución Espacial

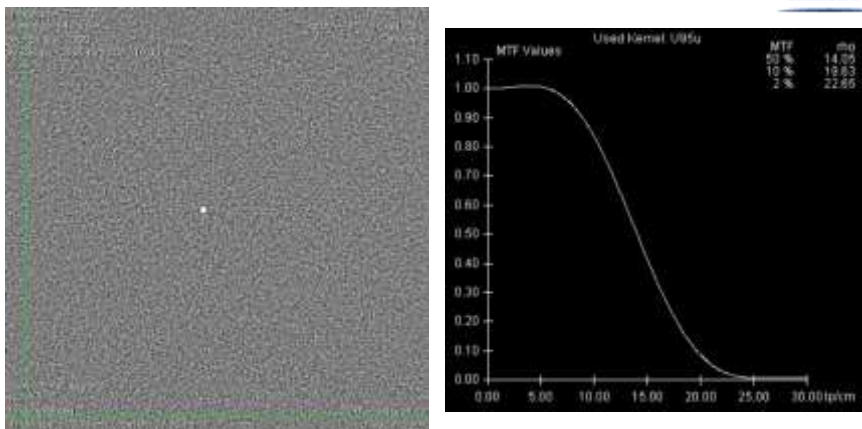


- Métodos indirectos de medición que incluyen funciones matemáticas a partir de mediciones obsevas.
- Una función muy utilizada es la llamada **Función de Transferencia de Modulación** o **MTF** (Modulaon Transfer Function).

# Resolución Espacial



# Resolución Espacial

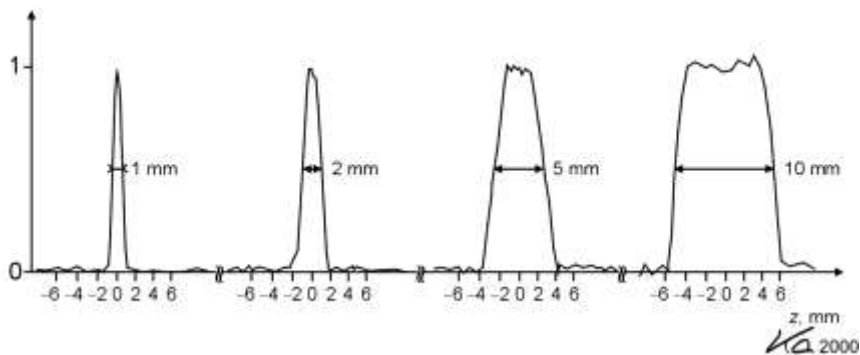


## Resolución Espacial

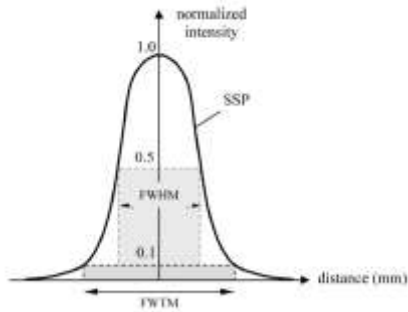


- Resolución en el eje longitudinal.
- La resolución en este eje es comúnmente descrita a través del llamado **Perfil de Sensibilidad de Corte** o **SSP** (Slice Sensivity Profile).
- Este perfil representa la respuesta del sistema en el plano perpendicular al de la imagen.

## Resolución Espacial

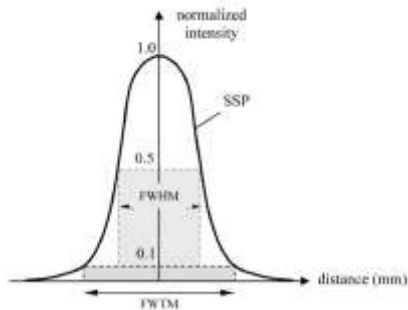


## Resolución Espacial



- 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

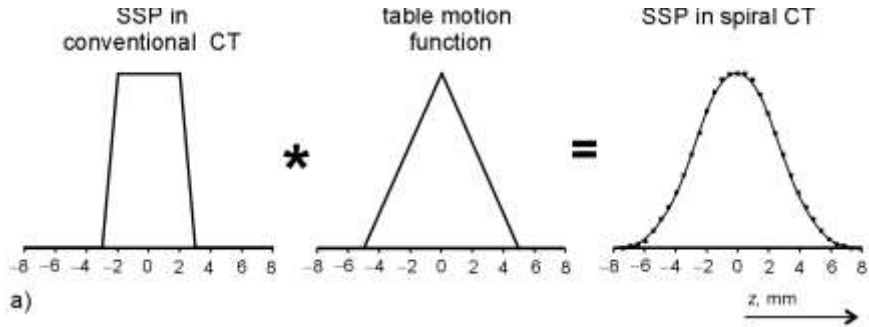
## Resolución Espacial



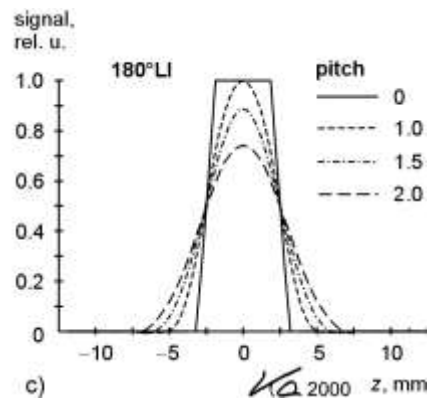
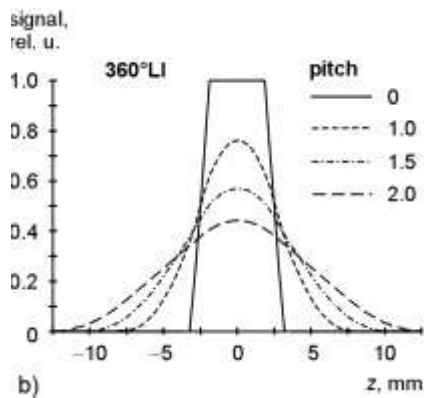
- Ancho máximo a un décimo de la altura o **FWTM** (Full Width at one Tenth of Maximum),
- Representa al **ancho máximo de la curva al 10%** del valor máximo de intensidad de señal.
- Permite evaluar la forma de la curva de SSP.



## Resolución Espacial



## Resolución Espacial

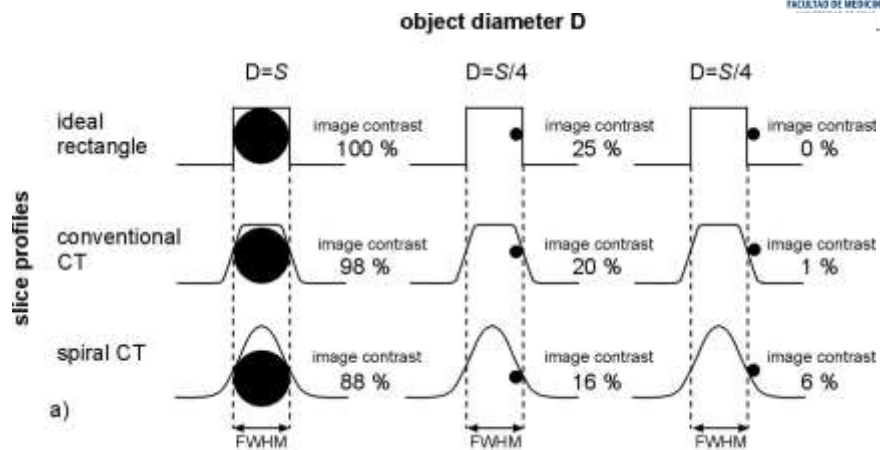


## Resolución Espacial



- 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

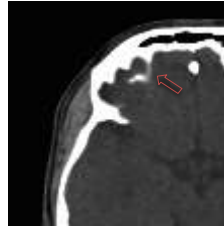
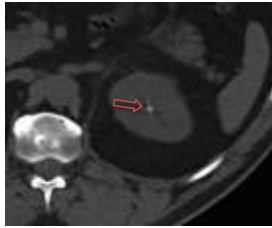


## Resolución Espacial



### 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.



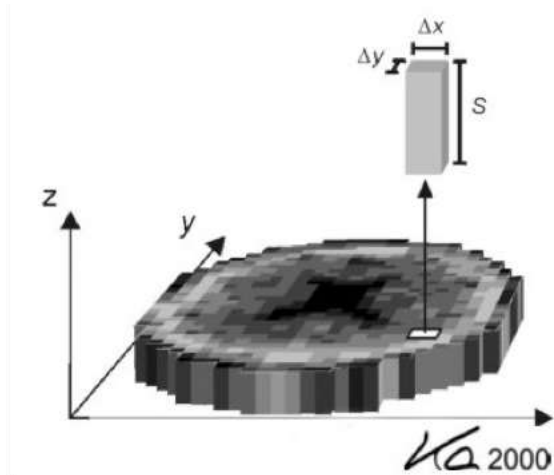
## Resolución Espacial



### 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 permitiera imágenes reformadas en 3D de gran calidad.

## Resolución Espacial

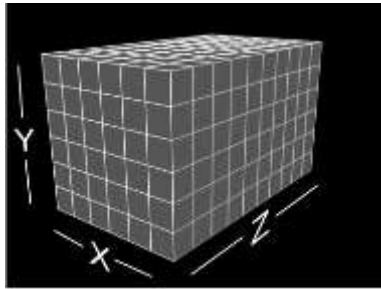


## Resolución Espacial



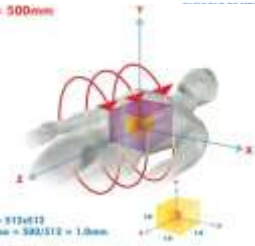
- La capacidad del sistema de TC de mantener constante la resolución espacial en las tres dimensiones espaciales se conoce como **Resolución Isotrópica**.
- Esta resolución está relacionada con la posibilidad de los TC actuales de generar **cortes finos** (submilimétricos), y por ende con mayor resolución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

# Resolución Espacial

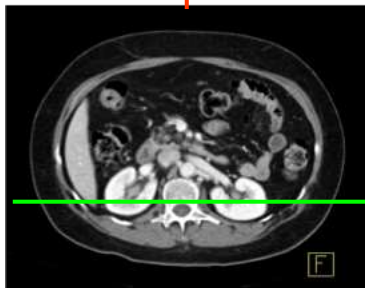
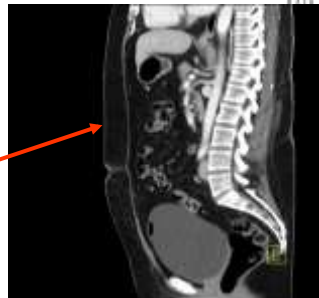
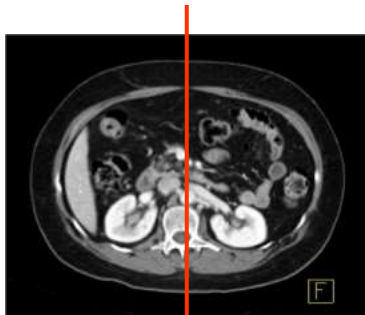
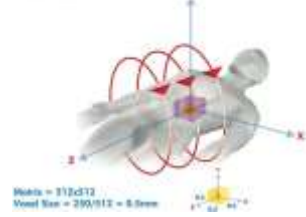


C.

FOV = 500mm



FOV = 250mm



## Resolución de Contraste

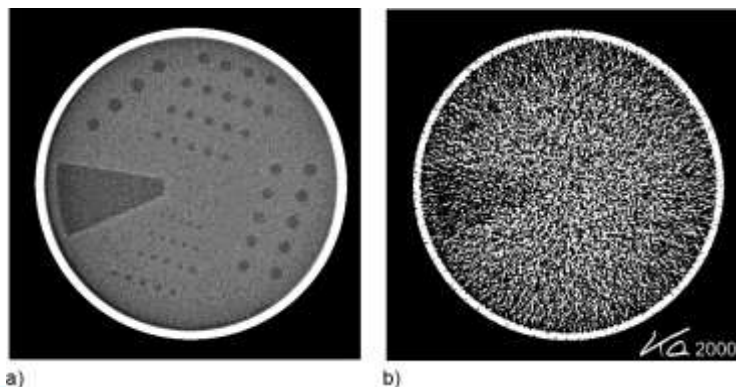


- También llamada **resolución tisular** o **de bajo contraste**.
- Hace referencia a la capacidad del sistema de distinguir objetos de bajo contraste con el fondo como separados.
- Tiene mucha importancia en la discriminación de tejidos blandos en los que su visualización se basa principalmente en su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

## Resolución de Contraste



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



a)

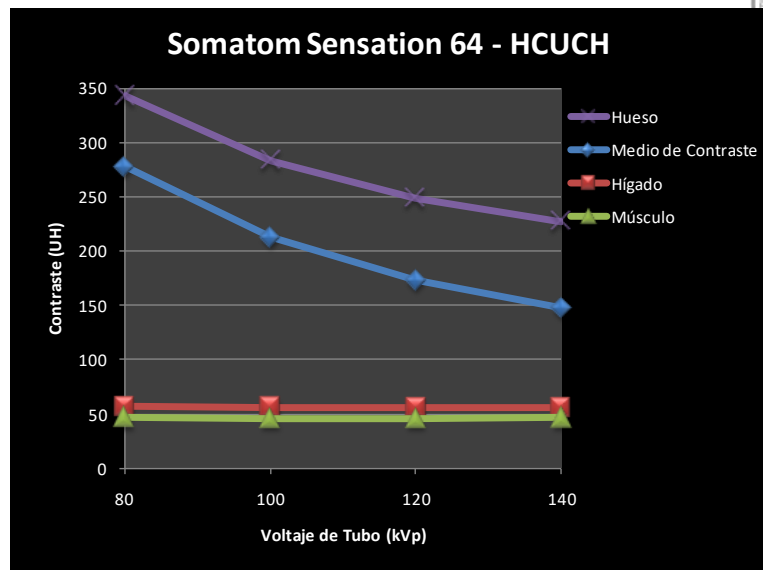
b)

## 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

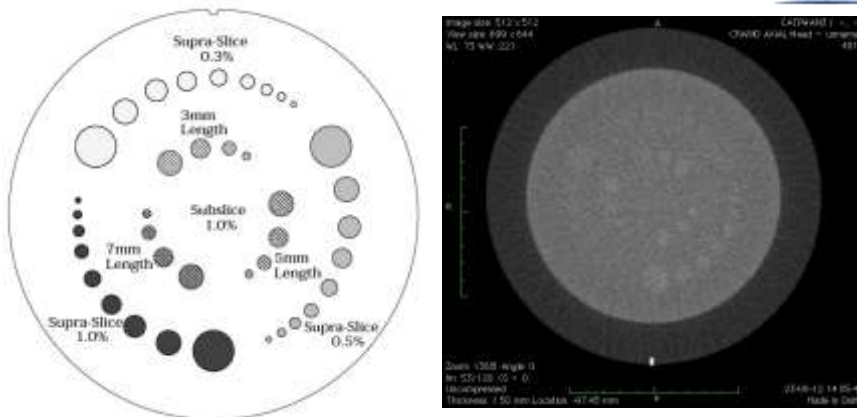


## Resolución de Contraste



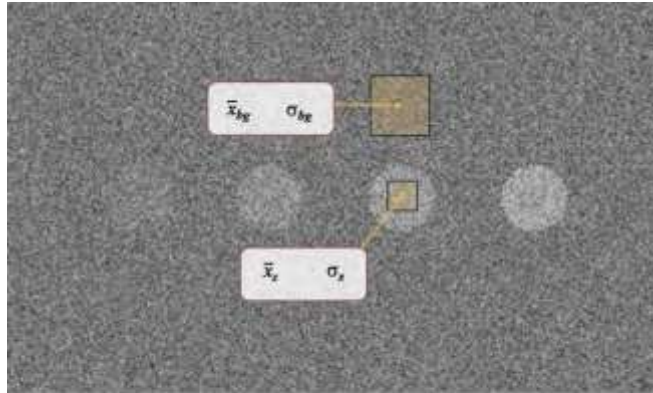
- La resolución de contraste se determina a través de fantasmas que contienen **objetos de bajo contraste** de diferentes densidades y tamaños.
- El nivel de contraste normalmente se establece por una **diferencia porcentual** entre coeficientes de atenuación lineal (UH).
- Una diferencia de contraste 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





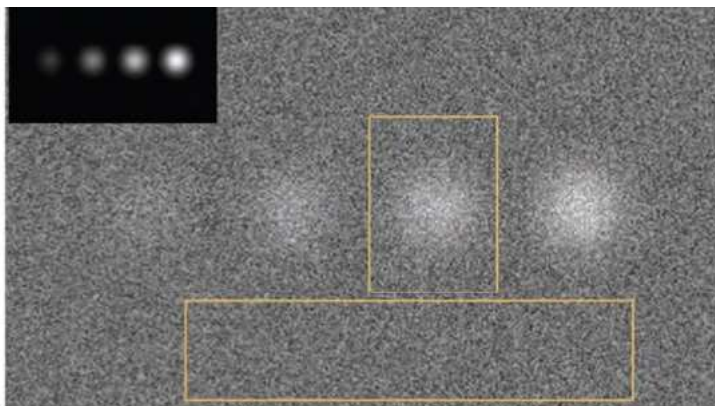
## Resolución de Contraste



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

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

## Resolución de Contraste



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

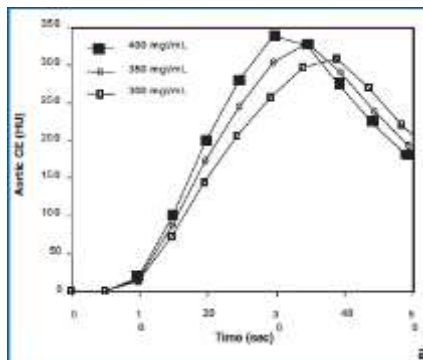


## Resolución Temporal

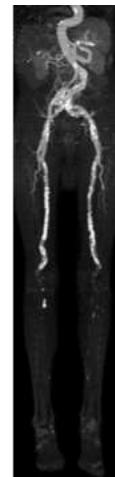


- La resolución temporal se ve afectada principalmente por:
  - Tiempo de rotación.
  - Pitch utilizado durante la exploración.
  - Tiempo de barrido de la exploración completa.

## Resolución Temporal

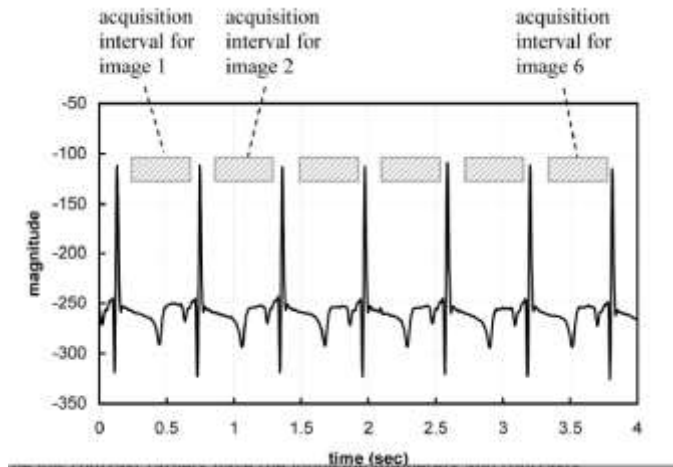


Dinámica de contraste e.v

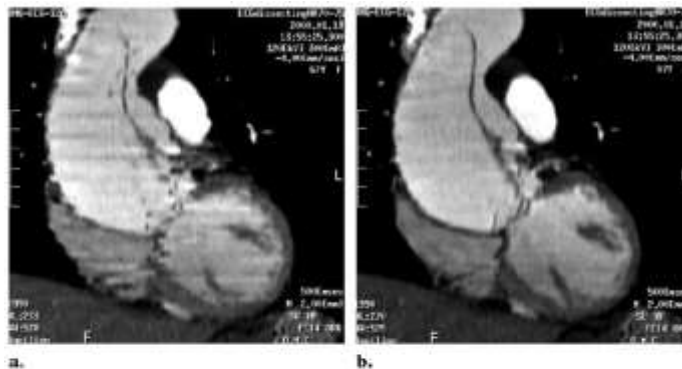


AngioTC

## Resolución Temporal



## Resolución Temporal

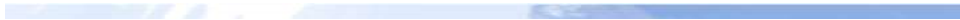


**Figure 5.** Effect of temporal resolution on reconstructed images from the same patient.  
**(a)** Partial scan reconstruction with temporal resolution of approximately 250 msec.  
**(b)** Multiple-segment reconstruction (two segments) yields a temporal resolution of approximately 105 msec. The stair-step 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



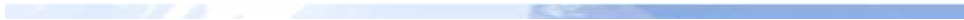
- Los artefactos pueden agruparse de acuerdo a su origen en 4 categorías:
  1. Artefactos debidos a procesos **físicos** durante la adquisición de la DATA.
  2. Artefactos debidos al **paciente**, como el movimiento y la presencia de metales.
  3. Artefactos debidos al **tomógrafo**, principalmente a 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

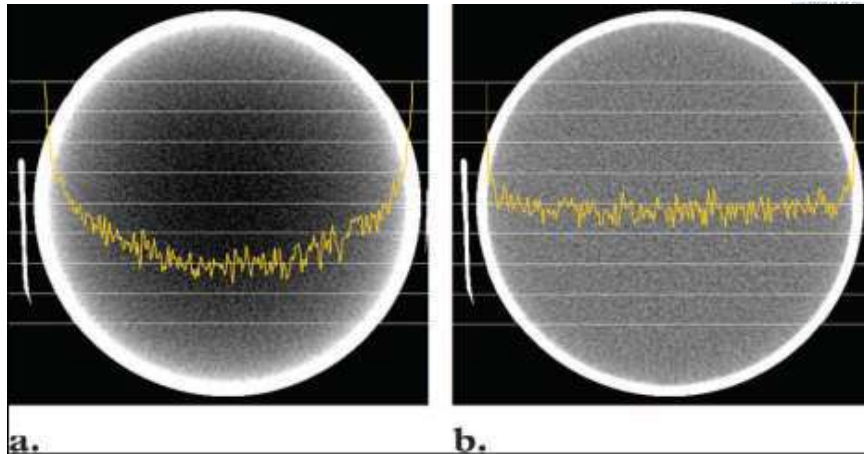
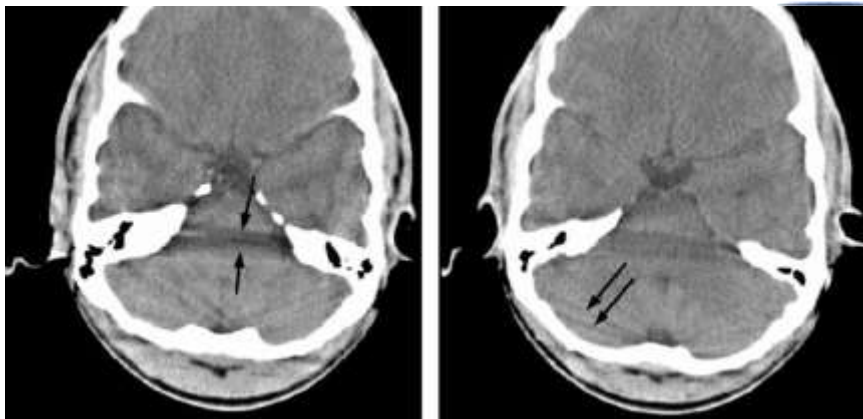


Figure 3. CT number profiles obtained across the center of a uniform water phantom without calibration correction (a) and with calibration correction (b).

## Artefacto de bandas oscuras



## Artefactos



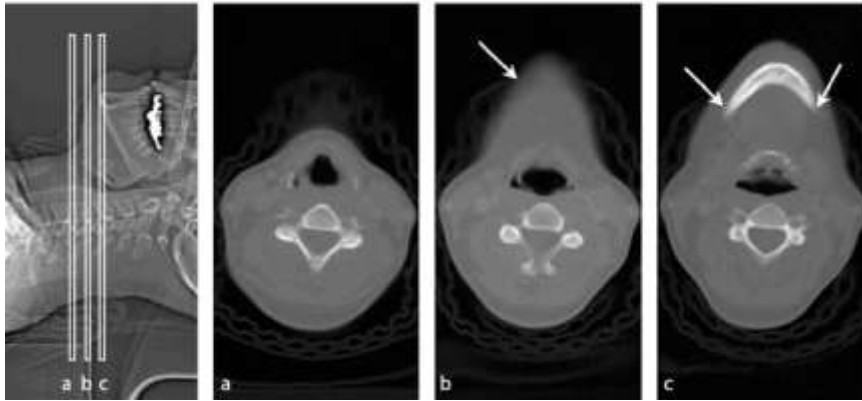
- Volumen Parcial.
- Se puede producir de varias formas.
  - Más de un coeficiente de atenuación se ubica en un mismo voxel (Ej. Borde de estructuras).
  - Objeto denso situado fuera del centro del corte sobresale parcialmente en el ancho del haz de rayos X.

## Volumen Parcial





## Volumen Parcial

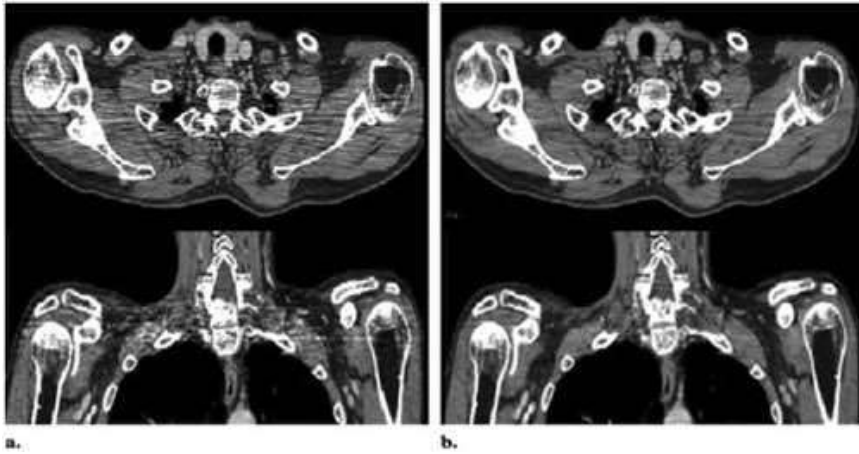


## Artefactos

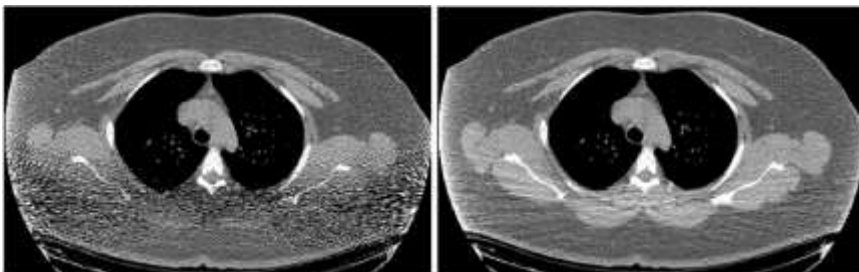


- Escasez de fotones.
  - Se puede producir en zonas de alta atenuación, como por ejemplo los hombros.
  - El haz es fuertemente atenuado y por ende pierde abundante cantidad de fotones ( Photon Starvation).
  - Se produce un artefacto de rayas en la imagen (Streaking).

## Streaking por Photon Starvation



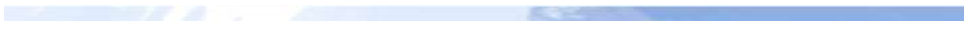
## Streaking por Photon Starvation



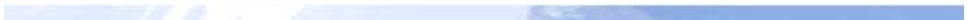
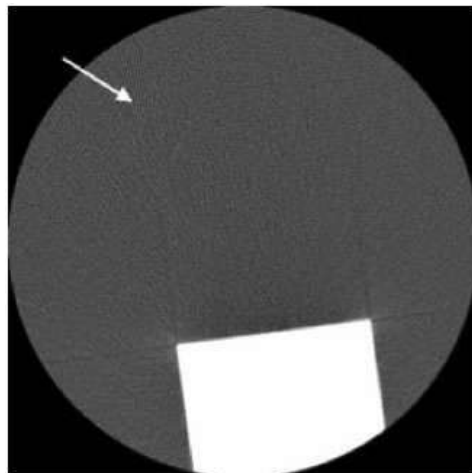
## Artefactos



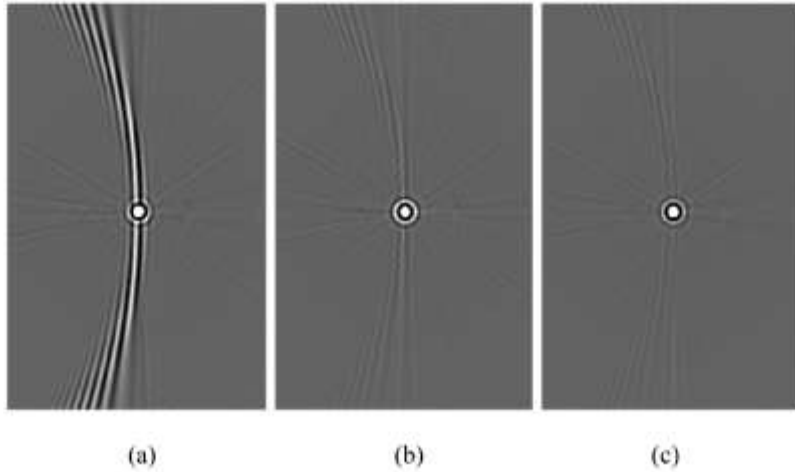
- Bajo muestreo:
  - El número de proyecciones que se utilizan para reconstruir una imagen de TC es uno de los factores determinantes en la calidad de la imagen.
  - Un intervalo demasiado amplio entre proyecciones (undersampling) puede provocar anomalías en la imagen reconstruida.
  - Produce un artefacto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



## Aliasing



## Aliasing



## Artefactos



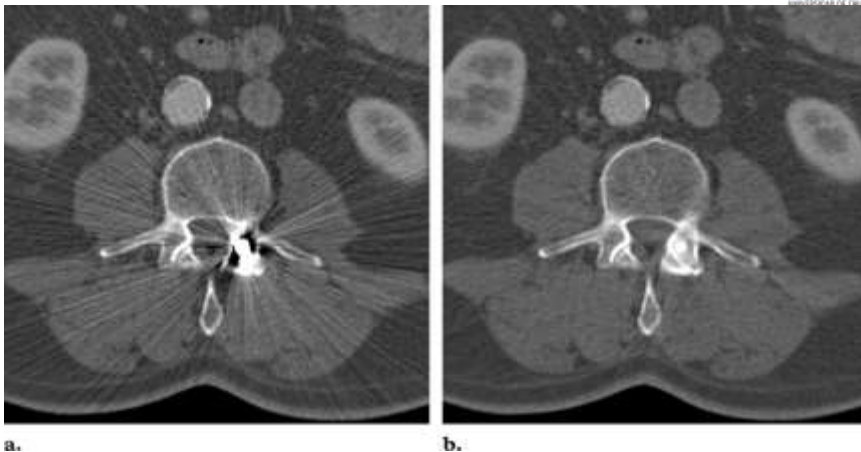
- Artefactos del paciente.
  - Por presencia de objetos metálicos.
  - Por movimiento del paciente.
  - Por proyección incompleta.

## 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**.

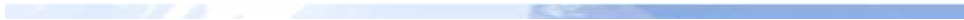
## Artefactos Metálicos



## 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



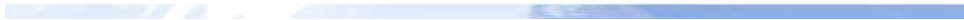
## Movimiento



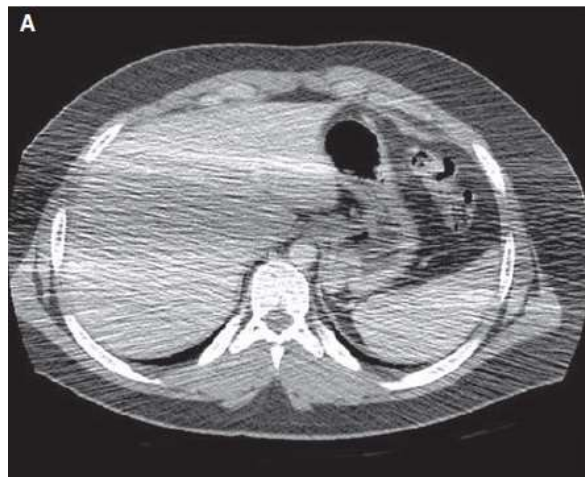
## Artefactos



- 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



## 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.
-

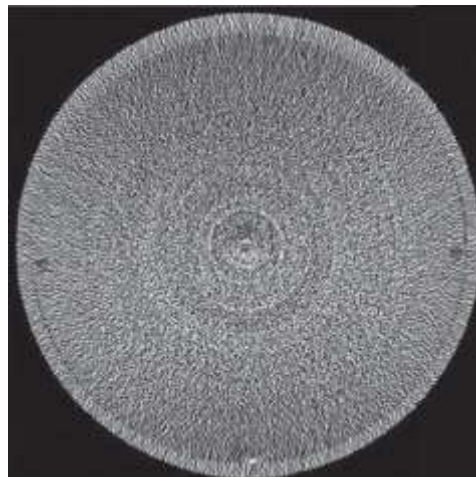


## Artefactos

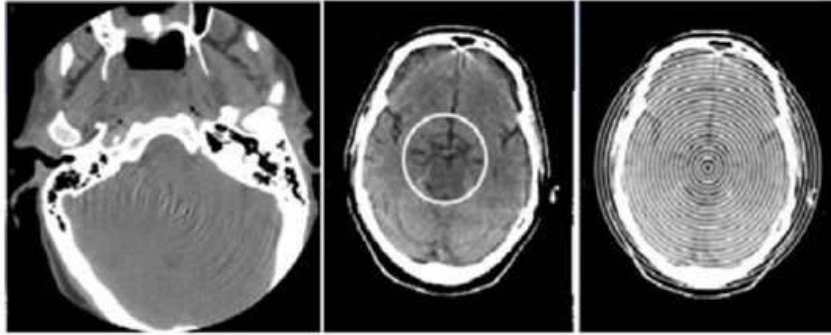


- Artefactos de anillo.
  - Los artefactos de anillo son causados por uno o más **canales** defectuosos en el DAS.
  - Si más de un canal está defectuoso, el anillo se hace grueso e intenso y no es posible interpolar los datos.
  - Si hay muchos canales defectuosos, se observa una banda circular en la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

## Artefacto de Anillo



## Artefacto de Anillo

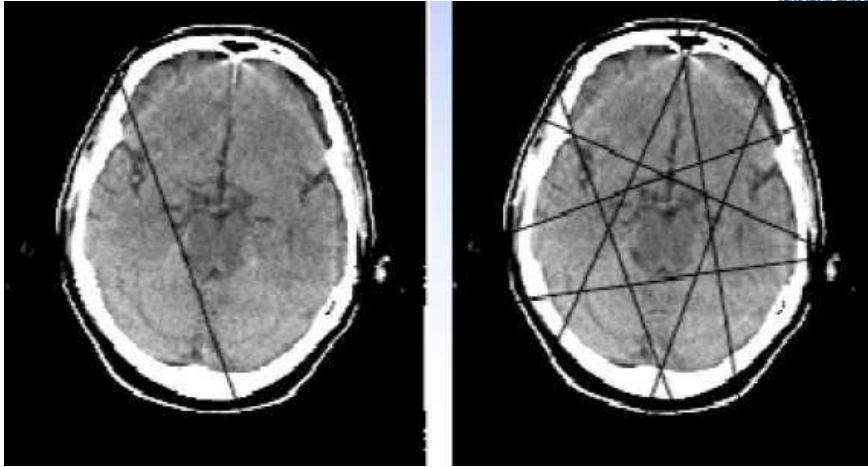


## Artefactos

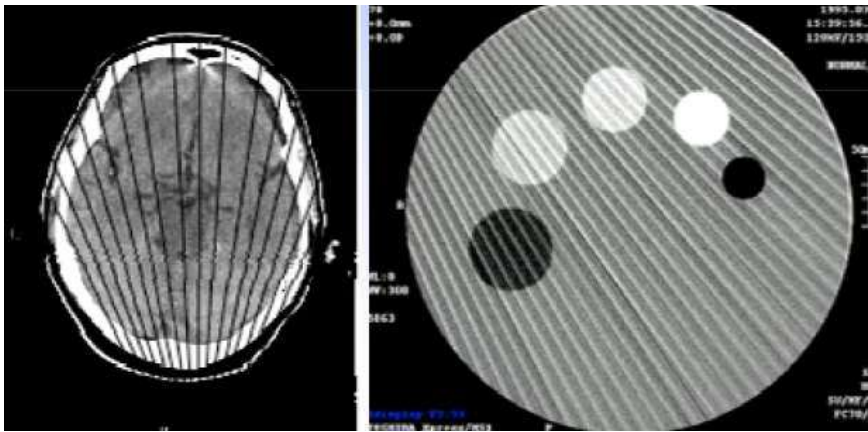


- Artefactos lineales:
  - Los artefactos lineales también son causados por uno o más canales defectuosos en el DAS.
  - Pero el origen de la falla es intermitente, al azar y ocurre sólo en algunas proyecciones.

## Artefactos lineales



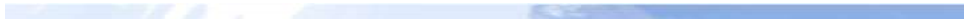
## Artefactos lineales





## Artefactos

- 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

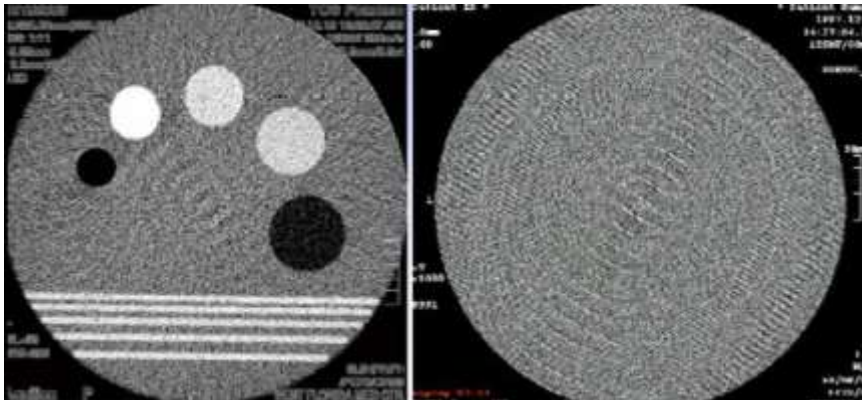


## Artefactos



- 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



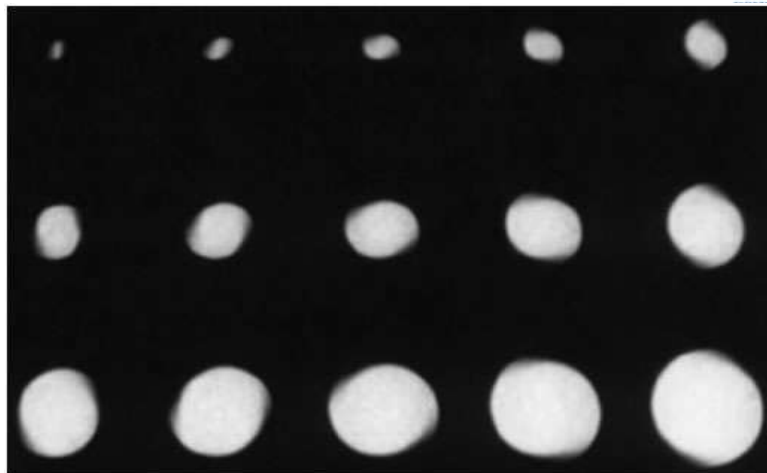
## Artefactos



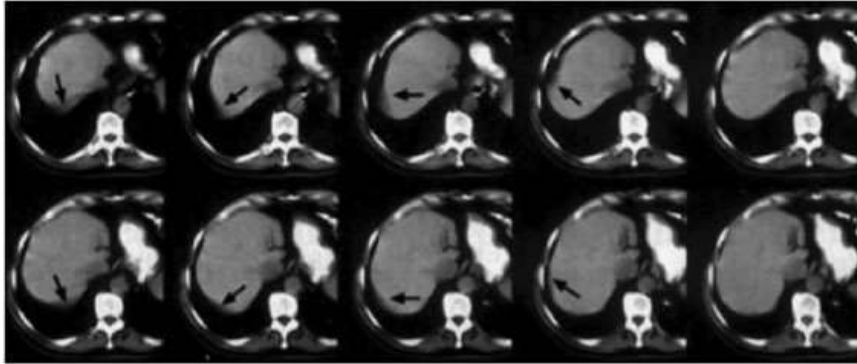
- Artefactos debidos a las técnicas **helicoidal** y **multicorte**, producidos por el proceso de reconstrucción de la imagen.
  - Artefactos helicoidales en el plano axial: Monocorte.
  - Artefactos helicoidales en TC multicorte.



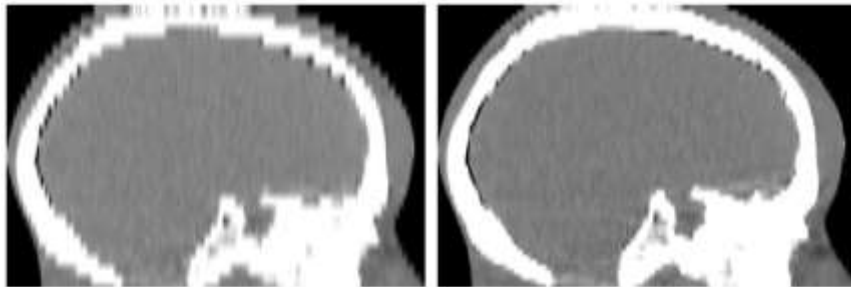
## Helicoidales monocorte



## Helicoidales monocorte



## Artefacto Stair-Step



**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



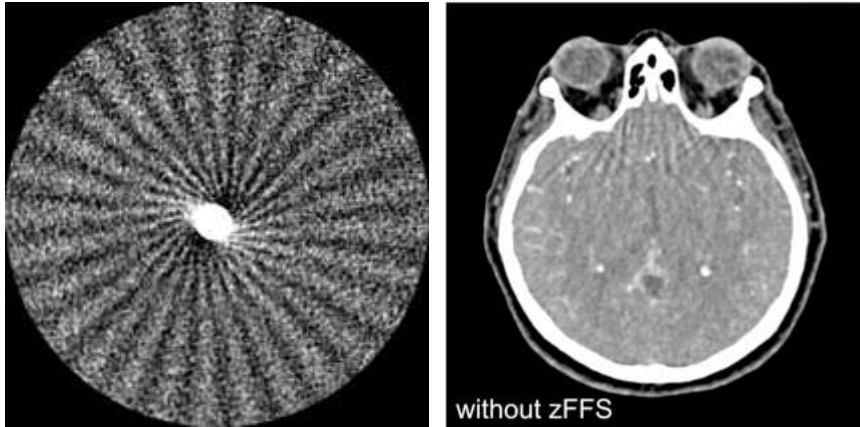
## Artefactos

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

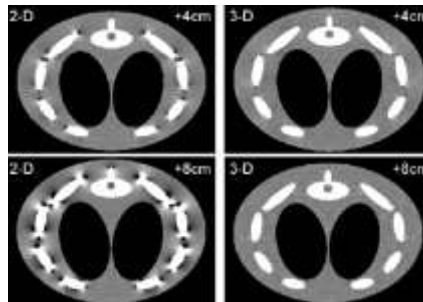
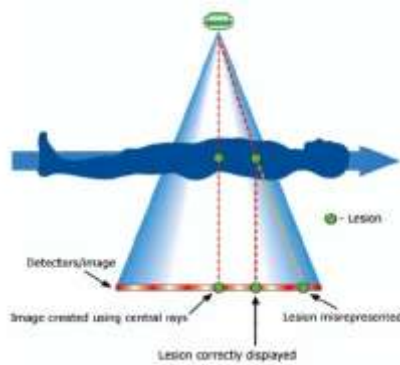




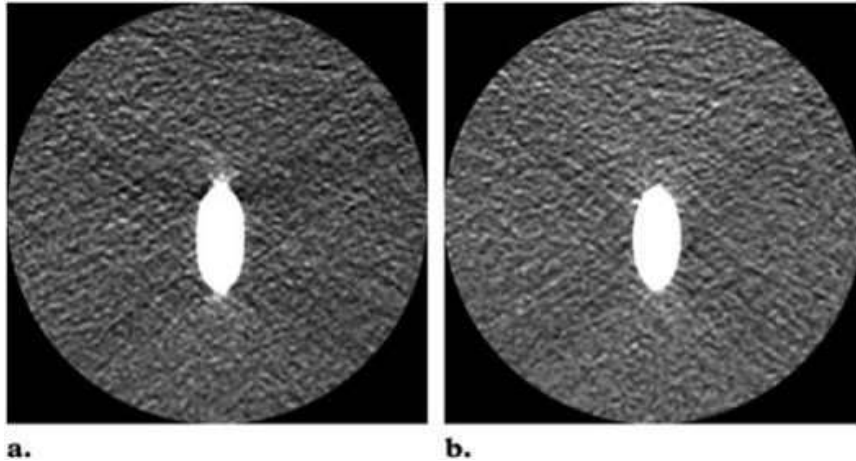
## Artefacto Molino de Viento



## Artefacto de Cono



## Artefacto de Cono



## Artefactos



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 (blurring, 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) Tube arcing (no specific pattern; can range from a single streak to severe mottling)	Detector problem Electrical surge within the x-ray tube	Recalibrate; if rings persist, call service Call service
Spiral interpolation artifacts (subtle inaccuracies in CT number) Cone beam effect lines appear in a windmill formation)	Images are created from views that are not all in the same plane Only on MDCT, from the cone-shaped x-ray beam	Lower pitch Use pitch selections recommended by manufacturer