

Artefactos en imagen por TC: identificación y corrección

Adrián Marín Rodríguez, Guadalupe Garrido Ruíz, Cristina María Narváez Galán

Hospital Clínico Universitario Virgen de la Victoria, Málaga

1. Objetivos y conceptos clave
2. Clasificación de artefactos
3. Artefactos físicos: endurecimiento del haz
4. Artefactos físicos: volumen parcial
5. Artefactos físicos: inanición de fotones
6. Artefactos físicos: submuestreo
7. Artefactos del paciente
8. Artefactos del escáner y técnica helicoidal/multicorte + resumen

Objetivos

- 🎯 Identificar los distintos tipos de artefactos en imágenes de TC.
- ❓ Explicar por qué ocurren.
- 🛡️ Describir métodos de evitación o supresión disponibles con TC moderna.

Definición

Discrepancia sistemática entre números TC en la imagen reconstruida y los coeficientes de atenuación reales del objeto.

Tipos de artefacto (visión general)



Estrías (streaking)



Sombreado (shading)



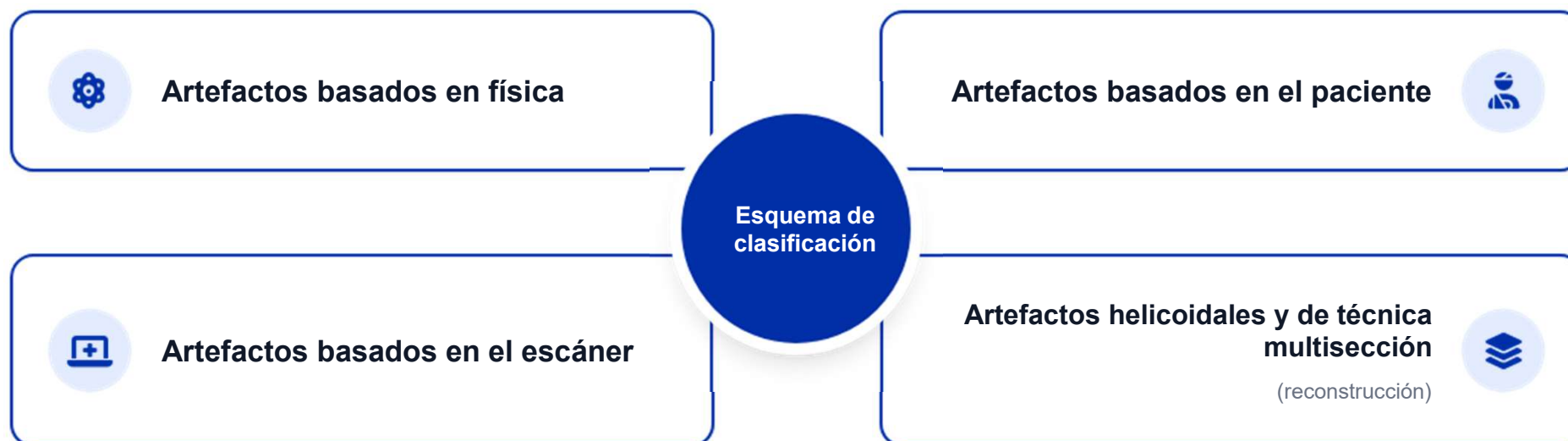
Anillos (rings)



Distorsión

(por reconstrucción helicoidal)

Fuentes de artefactos en TC



Endurecimiento del haz (beam hardening)

- Un haz de rayos X tiene fotones con un rango de energías.
- Al atravesar un objeto, el haz se "endurece": aumenta la energía media porque los fotones de baja energía se absorben más rápidamente.
- Resultado: pueden aparecer artefactos por endurecimiento del haz.

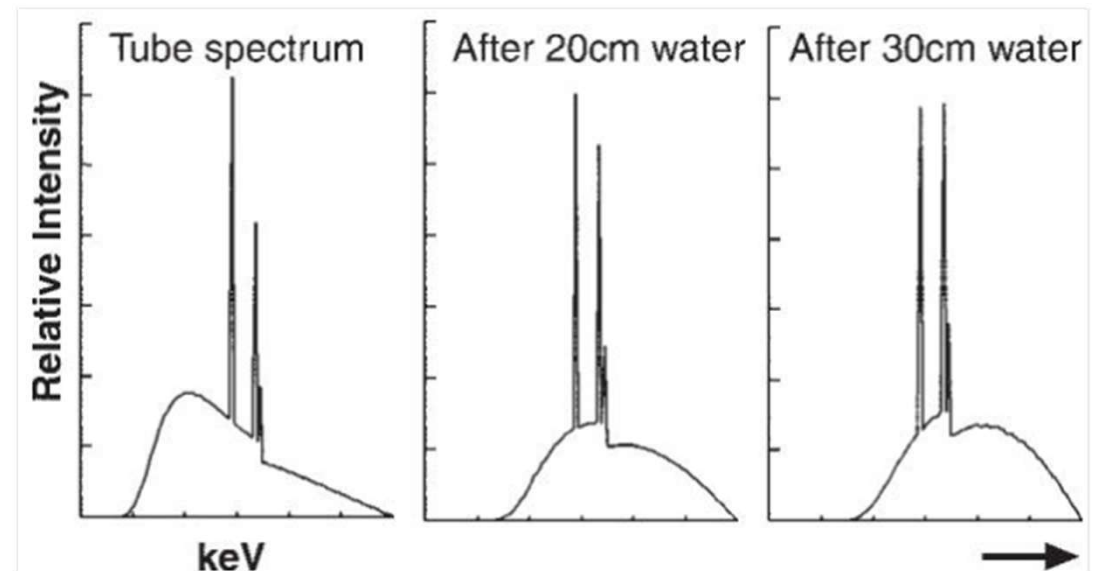


Figura 1. Cambio del espectro de energía de un haz de rayos X al pasar por agua; la energía media aumenta con la profundidad (espectros atenuados reescalados).

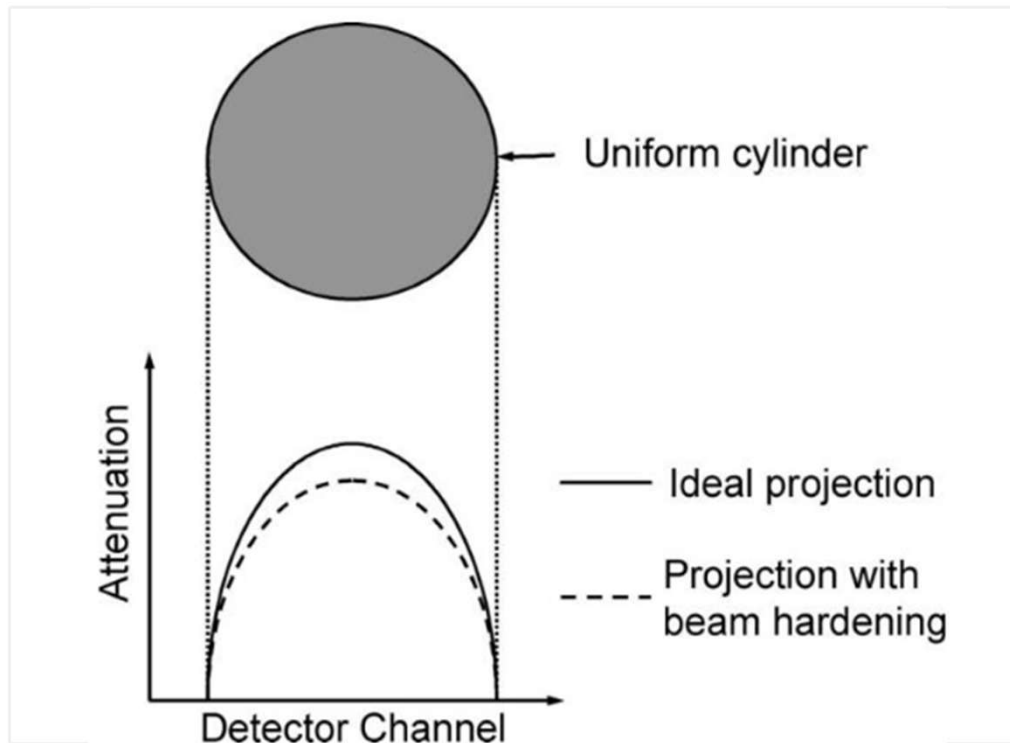


Figura 2. Perfiles de atenuación obtenidos con y sin endurecimiento del haz para un haz atravesando un fantoma cilíndrico uniforme.

Cupping artifacts

- En un fantoma cilíndrico uniforme, los rayos X que atraviesan el centro se endurecen más que los que atraviesan los bordes (más material).
- Al endurecerse el haz, disminuye la tasa de atenuación: llega más intensidad a los detectores de la esperada si no hubiera endurecimiento.
- El perfil de atenuación difiere del perfil ideal sin endurecimiento.

Corrección de calibración

- La calibración con fantasmas de distintos tamaños permite compensación adaptada a efectos de endurecimiento del haz.
- Puede quedar un cupping residual o “capping” por sobrecorrección (la anatomía real no coincide con el fantoma cilíndrico).

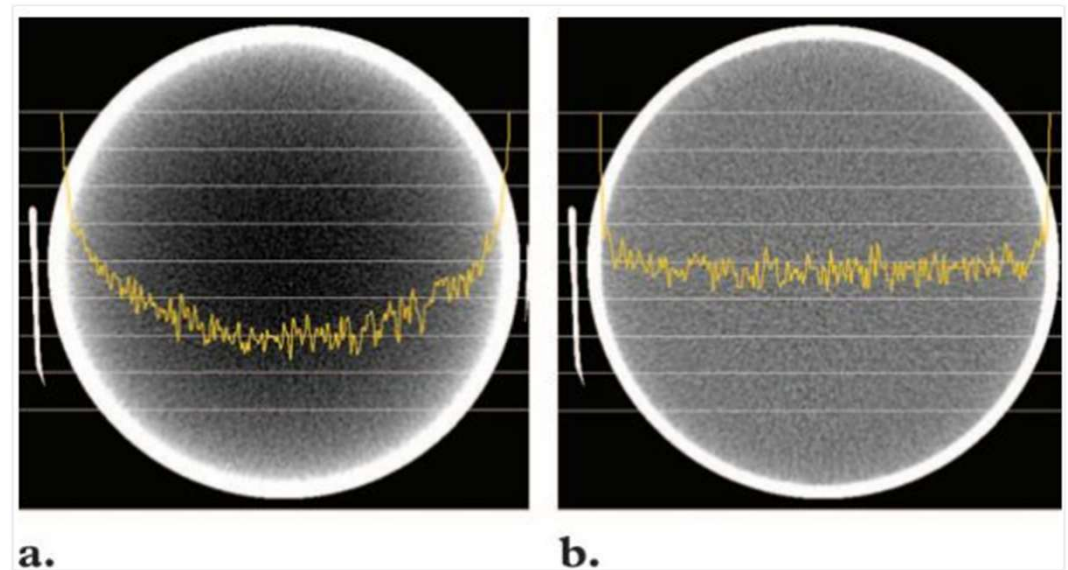


Figura 3. Perfiles de números TC a través del centro de un fantoma de agua uniforme sin corrección de calibración (a) y con corrección (b).

Bandas oscuras o estrías

- En cortes heterogéneos pueden aparecer bandas oscuras o estrías entre dos objetos densos.
- Se deben a diferencias de endurecimiento cuando el haz pasa por uno vs por ambos objetos según la posición del tubo.
- En tórax con medio de contraste, los artefactos pueden confundirse con enfermedad en anatomía cercana.
- Corrección iterativa de endurecimiento del haz puede reducir bandas oscuras.



Figura 4. Imagen de TC con artefactos de estriado por efectos de endurecimiento del haz del medio de contraste.

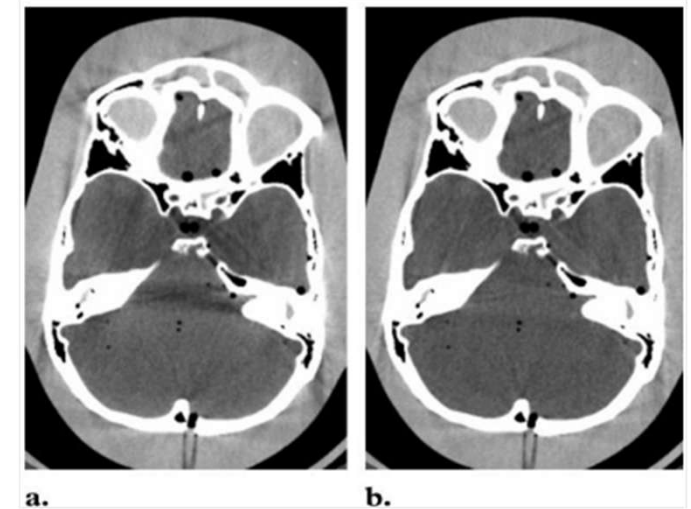


Figura 6. Fosa posterior: bandas oscuras entre objetos densos con solo corrección de calibración (a) y reducción al aplicar corrección iterativa de endurecimiento del haz (b).

Minimización del endurecimiento

Características integradas (fabricantes)

- **Filtración:** pre-endurecimiento con material atenuante; filtro “bowtie” endurece más los bordes.
- **Corrección de calibración:** uso de fantasmas de distintos tamaños.
- **Software de corrección:** algoritmo iterativo (especialmente en regiones óseas).

Evitación por el operador

- Evitar regiones óseas mediante posicionamiento o inclinación del gantry.
- Seleccionar el campo de visión adecuado para usar calibración/corrección correctas (y, en algunos sistemas, el bowtie apropiado).

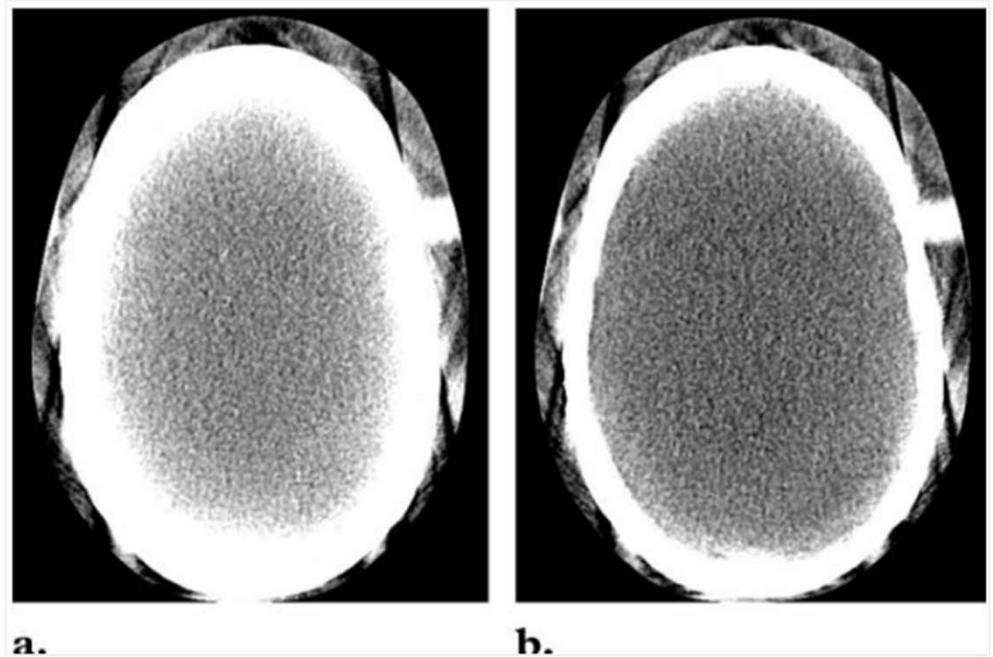
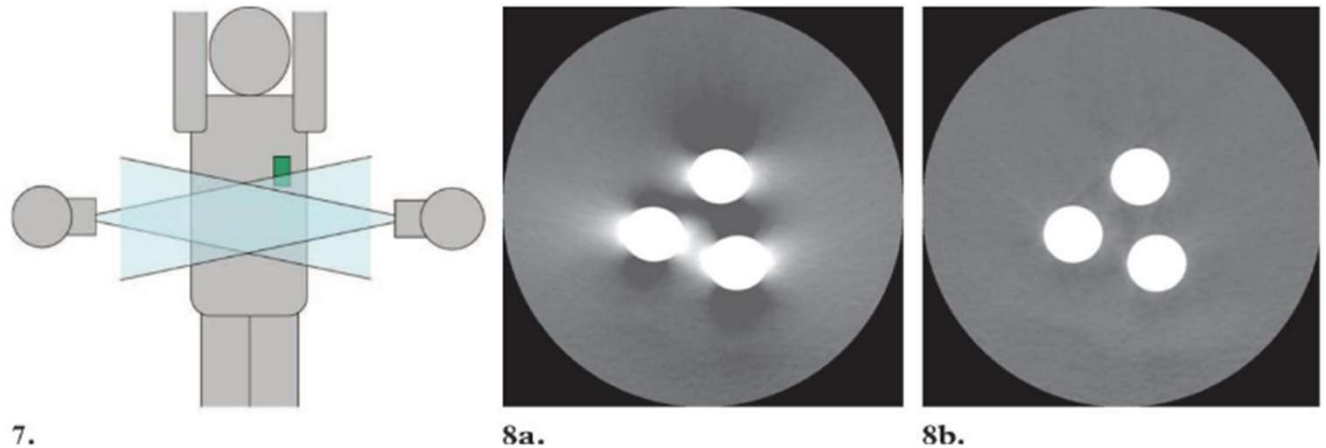


Figura 5. Fantoma de cráneo reconstruido sin corrección ósea (a) y con corrección ósea (b).

Artefactos por volumen parcial (partial volume)

Un tipo ocurre cuando un objeto denso fuera del centro protruye parcialmente dentro del grosor del haz.

La divergencia del haz en el eje z puede hacer que el objeto sea “visto” en unas proyecciones y no en otras → inconsistencias → artefactos de sombreado.



- Figuras 7–8. (7) Mecanismo de artefactos por volumen parcial con objeto denso fuera del centro. (8) Varillas acrílicas: (a) con intrusión parcial muestra artefactos; (b) con intrusión completa no muestra artefactos.

Cómo evitar artefactos por volumen parcial

- **Evitación principal:** usar un grosor de adquisición fino.
- Es necesario cuando la anatomía cambia rápidamente en dirección z (p. ej., fosa posterior).
- **Para limitar ruido:** generar secciones más gruesas sumando varias secciones finas.

Flujo de decisión

Anatomía cambia rápido en z



Adquisición fina



Ruido alto



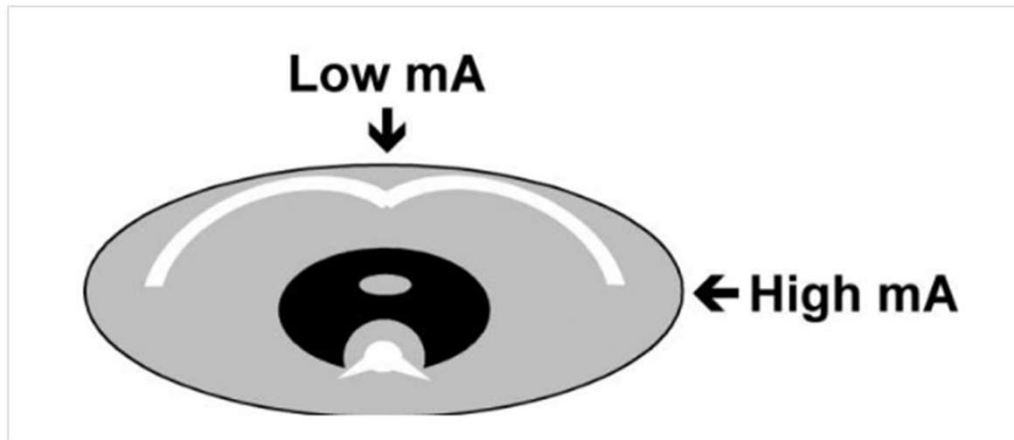
Combinar secciones finas para reconstrucción más gruesa

Inanición de fotones (photon starvation)

- Puede causar artefactos de estriado severos en zonas muy atenuantes (p. ej., hombros).
- Con el haz horizontal la atenuación es mayor; llegan insuficientes fotones → proyecciones muy ruidosas.
- La reconstrucción magnifica el ruido → estrías horizontales.



- Figura 9. Fantoma de hombro con artefactos de estriado causados por inanición de fotones.



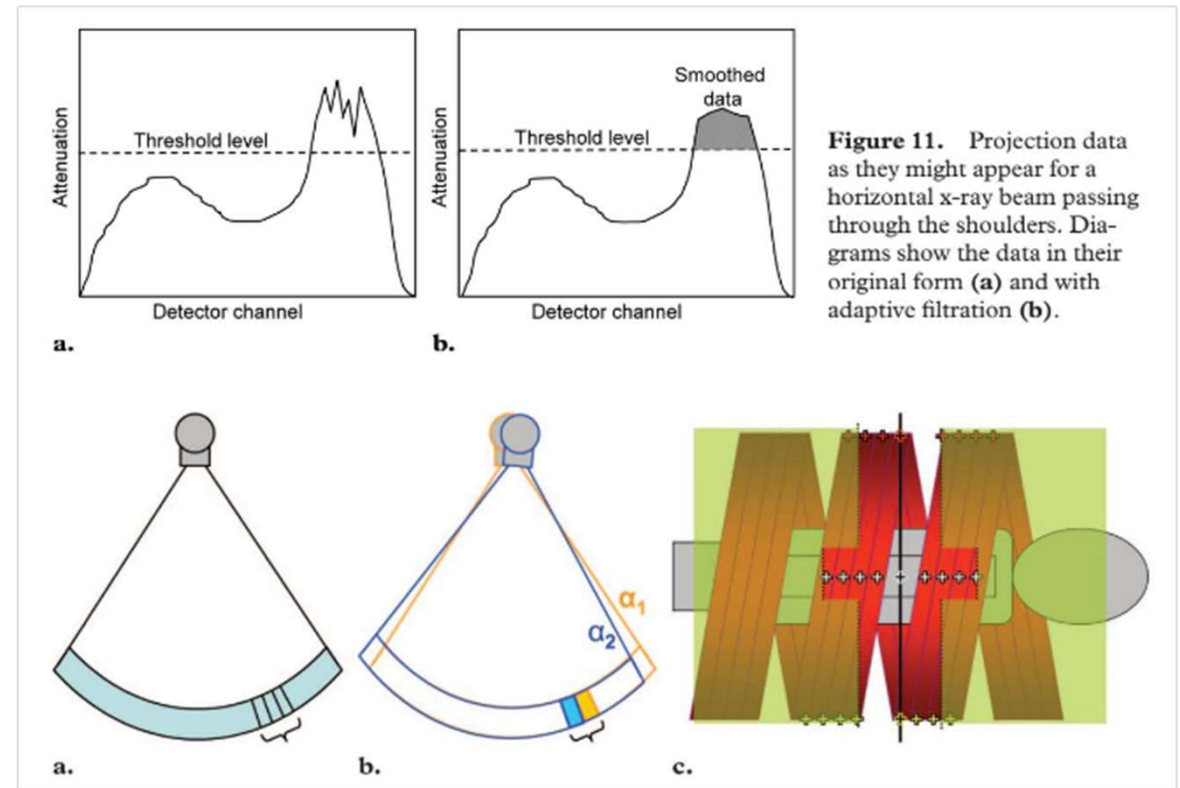
- Figura 10. Modulación de corriente del tubo en función del ángulo del tubo (mA = miliamperaje).

Modulación automática de corriente del tubo

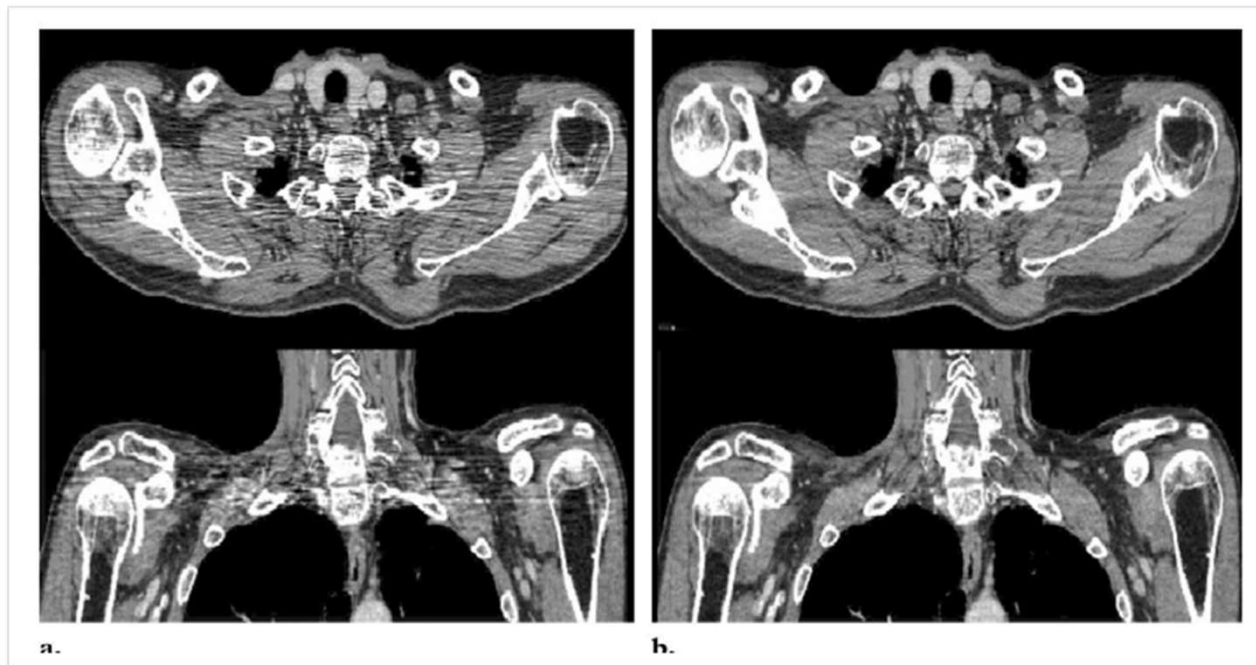
- Aumentar mA durante todo el escaneo puede resolver el problema, pero aumenta dosis innecesaria en zonas menos atenuantes.
- Solución: variar automáticamente la corriente del tubo durante cada rotación (modulación de mA) para mantener fotones suficientes sin dosis innecesaria.

Filtración adaptativa

- **Filtración adaptativa:** corrección por software que suaviza el perfil de atenuación en zonas de alta atenuación antes de reconstruir.
- **Técnica multidimensional**
 - Promedio de lecturas de detectores adyacentes en el plano.
 - Promedio entre ángulos de proyección sucesivos.
 - Ensachar el filtro z en ángulos de alta atenuación para que más fotones contribuyan.



- Figura 12. Componentes de la filtración adaptativa multidimensional: promedios in-plane, entre ángulos y ensanchamiento del filtro z para ángulos de alta atenuación.



• Figura 13. Imágenes axiales (arriba) y coronal reformateadas (abajo) en forma original (a) y tras reconstrucción con filtración adaptativa multidimensional (b).

Reducción de estriado

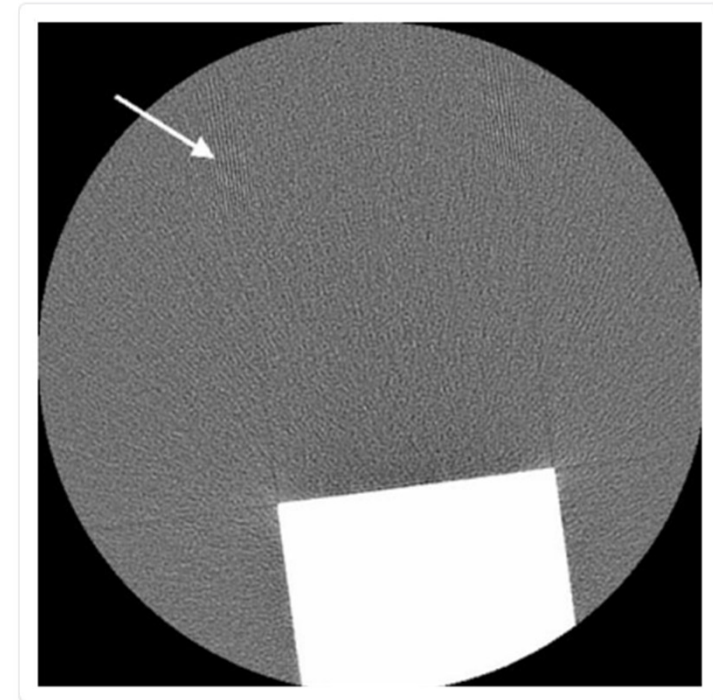
- **Ejemplo:** imágenes axiales originales y reformateadas coronales antes y después de reconstrucción con filtración adaptativa multidimensional.
- Se muestra reducción de estriado manteniendo la resolución espacial.

Submuestreo (undersampling) y view/ray aliasing

- Intervalo demasiado grande entre proyecciones puede causar desregistro de bordes y objetos pequeños.
- **View aliasing:** franjas finas que parecen irradiar desde el borde, a cierta distancia de una estructura densa.
- **Ray aliasing:** franjas más cercanas, por submuestreo dentro de una proyección.

Mitigación (según el texto):

- Minimizar view aliasing adquiriendo el mayor número de proyecciones por rotación (en algunos equipos, con rotación más lenta).
- Reducir ray aliasing con técnicas de alta resolución (p. ej., quarter-detector shift o flying focal spot).



- *Figura 14. Bloque de Teflón en fantoma de agua con aliasing (flecha) por submuestreo del borde.*

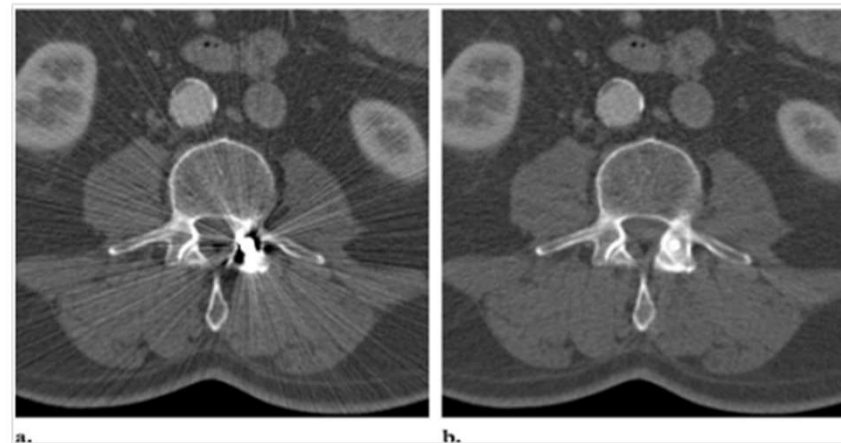
Materiales metálicos y movimiento del paciente

Materiales metálicos

- Pueden causar estriado severo por densidad fuera del rango manejable → perfiles de atenuación incompletos.
- Se suman endurecimiento del haz, volumen parcial y aliasing.
- **Evitación por operador:** retirar metal removible; angulación del gantry para excluir inserts; aumentar técnica (especialmente kV) y usar secciones finas.
- **Correcciones por software:** técnicas de interpolación para sustituir valores fuera de rango; puede quedar pérdida de detalle en la interfaz metal-tejido.

Movimiento del paciente

- Produce artefactos de desregistro (sombreado o estrías).



• Figura 15. Implantes metálicos espinales: reconstrucción sin corrección (a) y con reducción de artefacto metálico (b).



• Figura 16. Artefactos de movimiento en una imagen de TC de la cabeza.

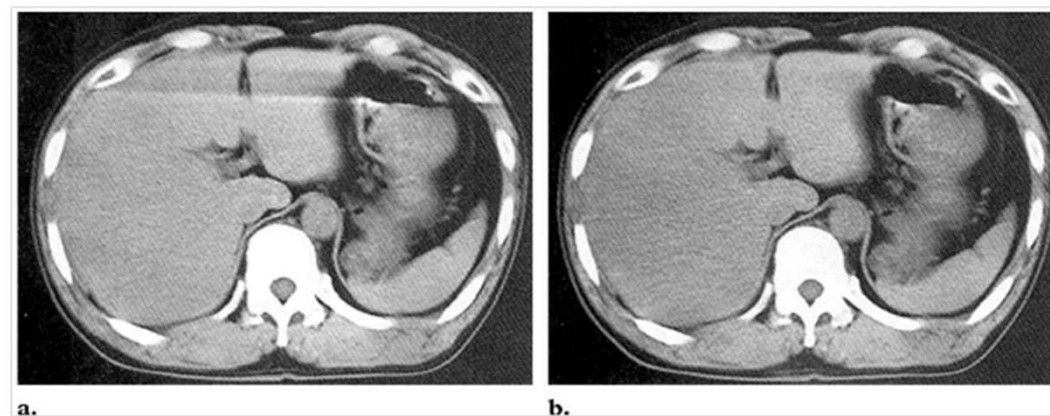
Reducción de artefactos por movimiento

Evitación por el operador

- Ayudas de posicionamiento; sedación en casos necesarios.
- Tiempo de exploración lo más corto posible.
- Minimizar movimiento respiratorio con apnea.
- Preferible alinear inicio/fin del tubo con la dirección primaria del movimiento.
- Modo body scan vs head scan puede incorporar reducción automática.

Funciones integradas

- Overscan/underscan: proyecciones repetidas promediadas; partial scan puede reducir artefactos con posible pérdida de resolución.
- Corrección por software: menor ponderación al inicio/fin.
- Gating cardiaco: usa fracción del ciclo cardiaco con menor movimiento + reconstrucción especializada.



• Figura 17. Reconstrucción convencional (a) vs corrección de artefacto por movimiento (b).

Proyecciones incompletas

- Si parte del paciente queda fuera del campo de visión, el sistema tiene información incompleta → estriado o sombreado.
- Ejemplo: paciente con brazos abajo fuera del campo: los brazos no aparecen, pero generan artefactos severos en toda la imagen.
- Efectos similares: objetos densos (p. ej., tubo IV con contraste) fuera del campo; bloqueo de canales de referencia puede afectar normalización.

Evitación

Posicionar al paciente para que ninguna parte quede fuera del campo.



• Figura 18. Paciente con brazos abajo fuera del campo de exploración: artefactos de estriado severos.

Artefactos en anillo (ring artifacts)

- En escáneres de tercera generación, si un detector está fuera de calibración dará lecturas erróneas consistentes en cada posición angular → artefacto circular.
- Más susceptibilidad potencial con detectores de estado sólido (entidades separadas) que con detectores de gas; mitigado en equipos modernos por software.
- Anillos en fantoma uniforme o aire pueden no verse con ventana amplia; rara vez se confunden con enfermedad, pero degradan calidad (más si afecta detectores centrales).
- Evitación/corrección: recalibración de ganancia o servicio; seleccionar campo de visión correcto puede ayudar.

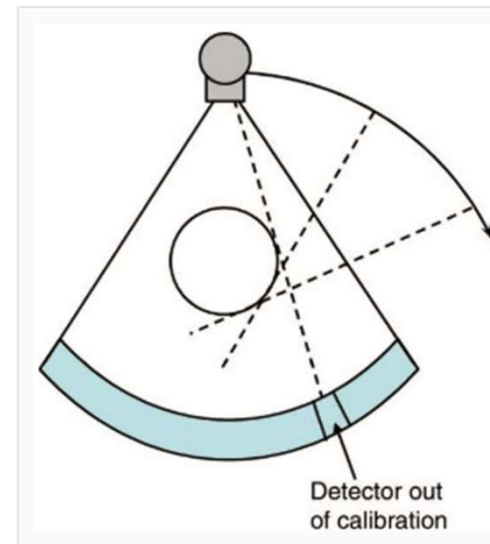


Figura 19. Formación de un artefacto en anillo cuando un detector está fuera de calibración.

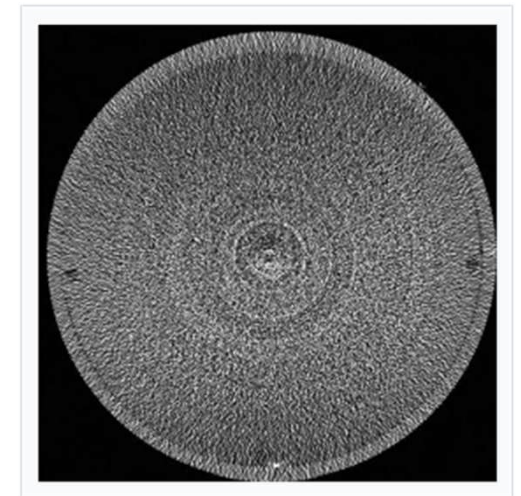


Figura 20. Fantoma con agua con artefactos en anillo.

Artefactos helicoidales en el plano axial

En escaneo helicoidal se observan los mismos artefactos que en secuencial, pero aparecen otros por interpolación y reconstrucción helicoidal.

Empeoran cuando las estructuras cambian rápido en z (p. ej., parte superior del cráneo) y con pitches más altos.

Ejemplo con fantoma cónico: las imágenes axiales se distorsionan por la función de ponderación de la interpolación → orientación cambia según posición del tubo.

En clínica, puede malinterpretarse como enfermedad.

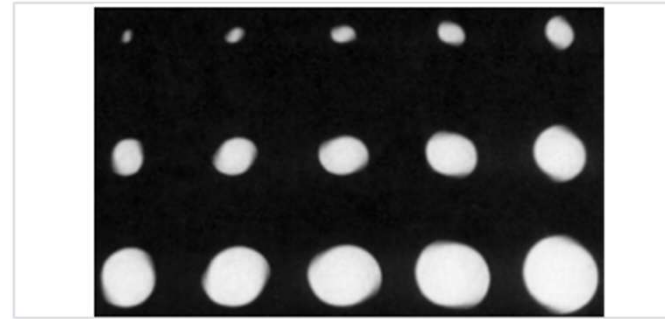


Figura 21. Imágenes axiales consecutivas de escaneo helicoidal de un fantoma cónico en el eje del escáner; distorsión por interpolación helicoidal.

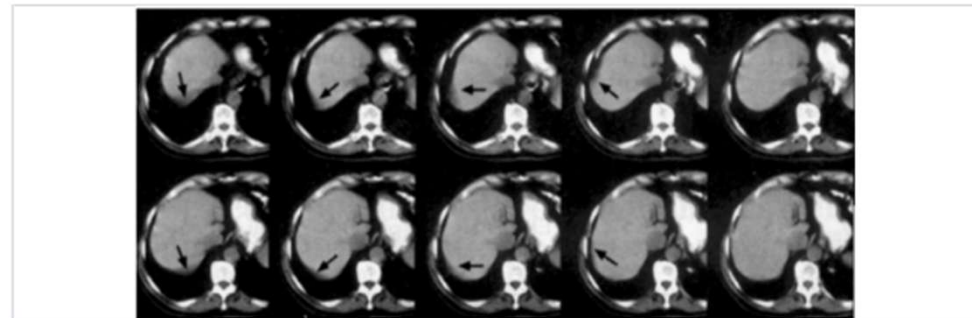


Figura 22. Serie de imágenes de abdomen en helicoidal con artefactos helicoidales (flechas).

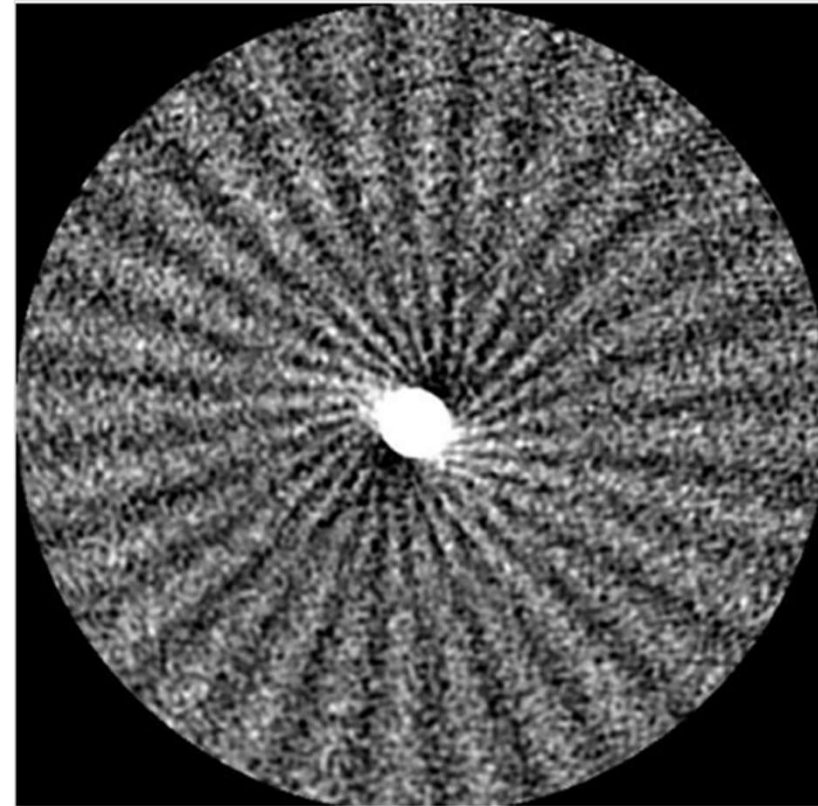
Windmill artifact

En multisección, la interpolación helicoidal produce una distorsión más compleja; apariencia típica tipo “molino” (windmill).

A mayor pitch helicoidal, aumenta el número de filas de detectores que intersectan el plano por rotación y aumentan las “aspas”.

Reducción (según el texto):

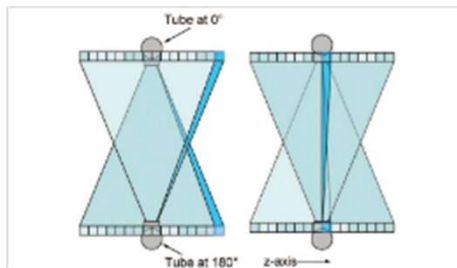
- Usar pitch bajo cuando sea posible.
- Preferir interpolador helicoidal de 180° vs 360° si existe opción.
- Usar secciones de adquisición finas.
- En algunos casos, preferir axial en lugar de helicoidal (p. ej., cerebro).
- Z-filter helical interpolators reducen windmill; puede ayudar pitch no entero relativo al ancho de adquisición.



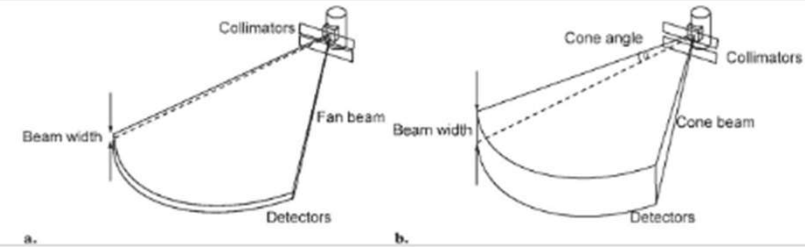
• **Figura 23.** Esfera acrílica (12 mm), adquisición 0,6 mm y pitch 1,75: ejemplo de artefacto windmill.

Efecto de haz cónico y artefactos asociados

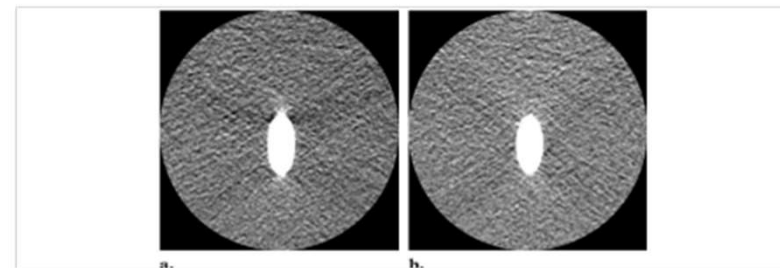
- Con más secciones por rotación, se requiere colimación más ancha y el haz se vuelve cónico en lugar de en abanico.
- Cada detector recoge datos correspondientes a un volumen entre dos conos, no un plano ideal → artefactos similares al volumen parcial fuera del eje.
- Más pronunciado en filas externas que internas.



- Figura 25. Volumen de datos recogidos por una fila externa (izquierda) y una interna (derecha) en un escáner de 16 secciones.



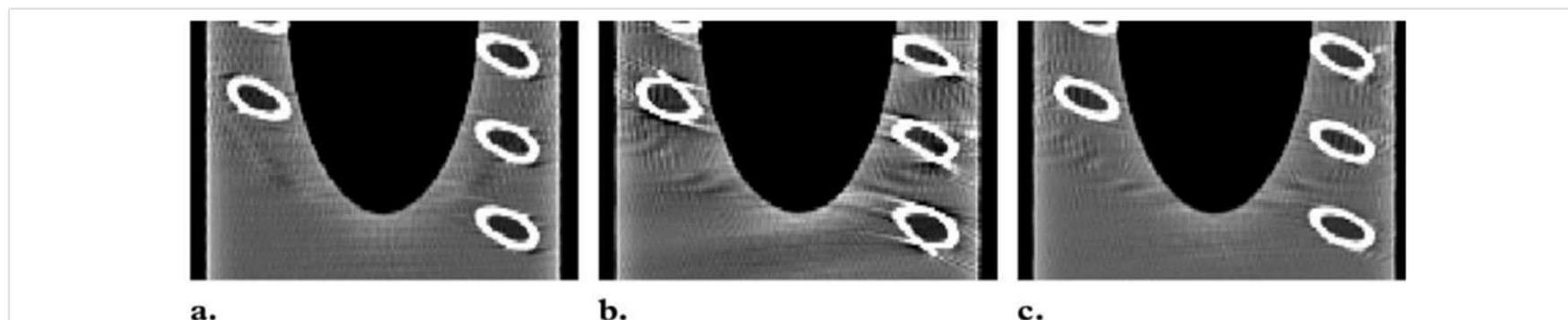
- Figura 24. (a) Adquisición en abanico en monosección. (b) Adquisición cónica en multisección.



- Figura 26. Datos de fila externa (a) vs interna (b) muestran artefactos de haz cónico alrededor de una varilla de Teflón fuera del isocentro.

Reconstrucción de haz cónico

- El efecto de haz cónico empeora con más filas de detectores.
- Aunque los escáneres de 16 secciones podrían verse más afectados que los de 4, los fabricantes han empleado reconstrucciones de haz cónico para abordar el problema.
- Ejemplo de fantoma: comparación entre adquisiciones y reconstrucciones.



- **Figura 27.** Fantoma: 4 secciones con reconstrucción estándar (a), 16 secciones estándar (b) y 16 secciones con reconstrucción de haz cónico (c).

Artefactos en reformateo multiplanar y 3D

Mejoras Tecnológicas

Mejoras con helicoidal y multisección: menor efecto de movimiento; secciones de adquisición más estrechas y reconstrucciones solapadas → bordes más definidos.

Stair step

Aparece en bordes en reformateos cuando se usan colimaciones anchas e intervalos no solapados. Menos severo con helicoidal.

Zebra

Franjas tenues por inhomogeneidad de ruido en z debida a interpolación helicoidal; más pronunciado lejos del eje de rotación.

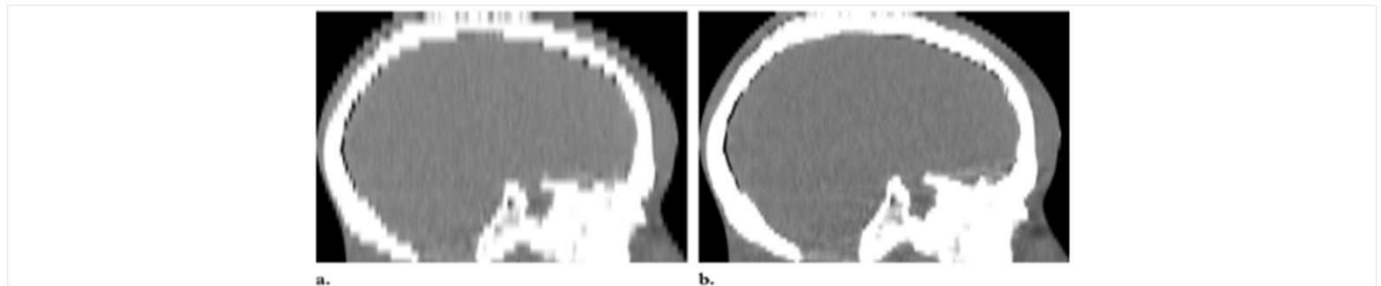


Figura 28. Reformateo sagital: (a) colimación 5 mm e intervalo 5 mm; (b) helicoidal monosección 5 mm e intervalo 2,5 mm.



Figura 29. Senos paranasales: axial original (a) y coronal reformateado (b) con 16 secciones y secciones finas.

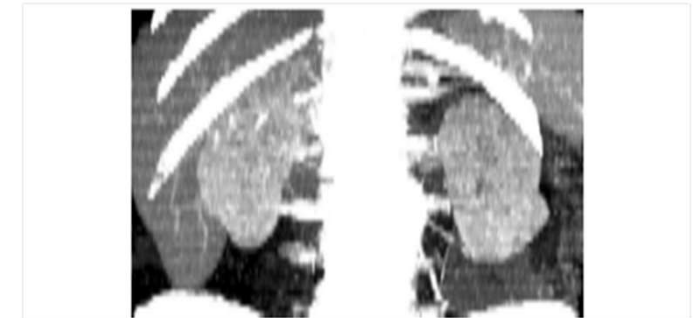


Figura 30. Proyección de máxima intensidad (MIP) con helicoidal: artefactos "zebra".

Resumen (mensajes clave)

- Los artefactos se originan en múltiples fuentes y pueden degradar la calidad de la imagen de TC.
- Los escáneres modernos incorporan funciones que minimizan algunos artefactos y parte puede corregirse con software.
- En muchos casos, el posicionamiento cuidadoso del paciente y la selección óptima de parámetros de exploración son los factores más importantes para evitarlos.

1. Hsieh J. *Image artifacts: appearances, causes and corrections*. In: *Computed tomography: principles, design, artifacts and recent advances*. Bellingham, Wash: SPIE Press, 2003; 167–240.
2. Kachelriess M, Watzke O, Kalender WA. Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT. *Med Phys* 2001; 28:475–490.
3. Seeram E. *Image quality*. In: *Computed tomography: physical principles, clinical applications and quality control*. 2nd ed. Philadelphia, Pa: Saunders, 2001; 174–199.
4. Barrett JF, Keat N, Platten D, Lewis MA, Edyvean S. Cardiac CT scanning. MHRA Report 03076. London, England: Medicines and Healthcare Products Regulatory Agency, 2003.
5. Wilting JE, Timmer J. Artifacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology. *Eur Radiol* 1999; 9:316–322.
6. Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* 1998; 25:550–561.
7. *Somatom sessions special issue II*. Forchheim, Germany: Siemens, 2001.