

# Tomografía Axial Computarizada (TAC)

Diagnóstico por la imagen

*Sistemas e Imágenes Médicas*

## Introducción

La radiología convencional tiene ciertas limitaciones:

Proyección en una imagen 2D de una estructura 3D:

    Pérdida de información de profundidad

    Imagen confusa debida a la superposición de planos

Diferenciación insuficiente entre tejidos blandos (sin usar agentes de contraste)

No permite medidas cuantitativas de las densidades del tejido

## Índice

Introducción

Tecnología del TAC

Evolución histórica

Procesado y visualización de imágenes

Calidad de imagen

## Introducción

La radiología convencional tiene ciertas limitaciones:

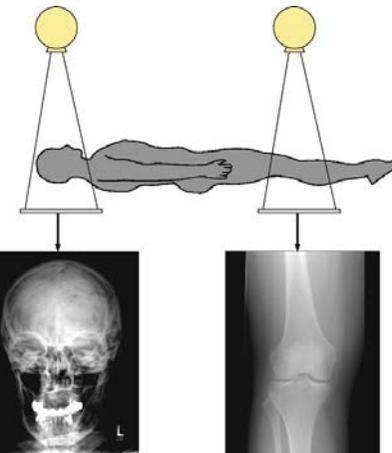
Proyección

    Pérdida d

    Imagen c

Diferenciación  
agentes de

No permite  
tejido



Proyección 3D:

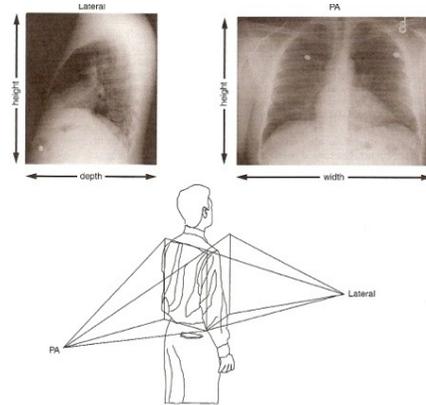
    planos

    tejidos (sin usar

# Introducción

Solución:

Radiografía desde dos direcciones ortogonales

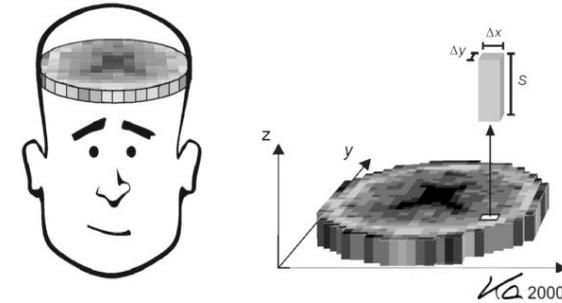


no consigue solucionar el problema

# Introducción

Solución definitiva:

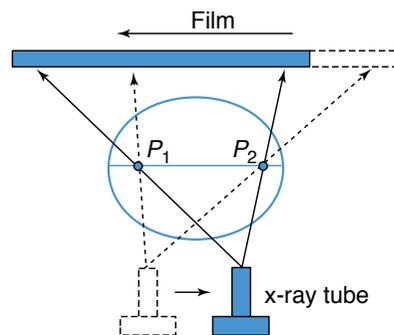
Imágenes de cortes mediante tomografía axial computarizada



# Introducción

Orígenes de la tomografía

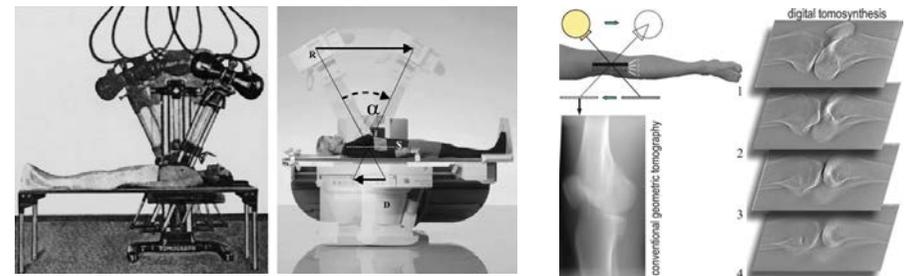
Tomografía lineal



# Introducción

Orígenes de la tomografía

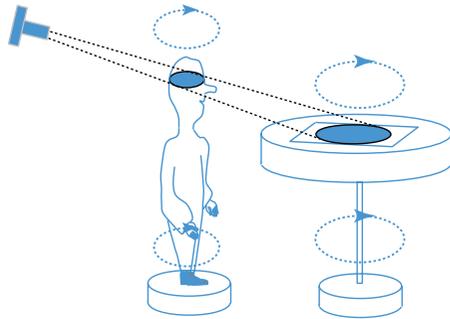
Tomografía lineal



# Introducción

Orígenes de la tomografía

Tomografía transaxial



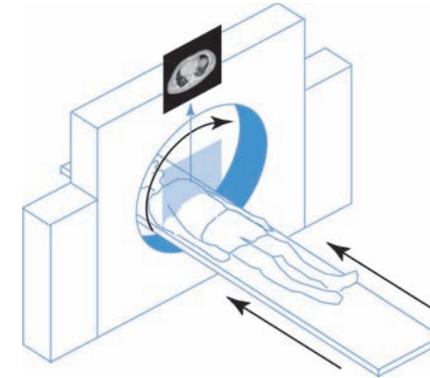
Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Introducción

Orígenes de la tomografía

Tomografía axial computarizada



Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Introducción

Orígenes de la tomografía

Primer TAC: EMI MARK1 (Godfrey N. Hounsfield, 1972)



Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Introducción

Evolución histórica

1895	W.C. Roentgen descubre los RX o rayos Roentgen
1917	J.H. Radon desarrolla la transformada matemática que hará posible la reconstrucción de la imagen de cortes del TAC
1956	R.N. Bracewell desarrolla la primera aplicación de la transformada de Radon en Radioastronomía
1963	A.M. Cormack describe una técnica para calcular la distribución de absorción de RX al atravesar secciones del cuerpo humano
1970	G.H. Hounsfield experimenta con el primer TAC de laboratorio, un corte tardaba 24 horas en realizarse
1972	En el Hospital Atkinson Morley, con el TAC de Hounsfield se detecta un tumor cístico en el lóbulo frontal de un paciente
1972	G.H. Hounsfield presenta el EMI MARK1, primer TAC de aplicación clínica, en el BIR

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Introducción

## Evolución histórica

1974	Siemens también fabrica TAC de cerebro
1975	Primer TAC de uso clínico de cuerpo completo
1979	Hounsfield y Cormack son premiados con el Nobel de Medicina y Fisiología
1989	W.A. Kalender y P. Vock realizan las primeras exploraciones clínicas con TC Helicoidal
1998	Sale al mercado el primer TC multicorte (
2000	Se introducen los primeros sistemas PET/TC
2001	Primeros equipos TC multicorte de 16 cortes
2004	Se introducen los TC multicorte de 64 cortes
2006	Se introduce el TAC de fuente dual
2010	Ya hay más de 50.000 instalaciones de TAC en uso clínico

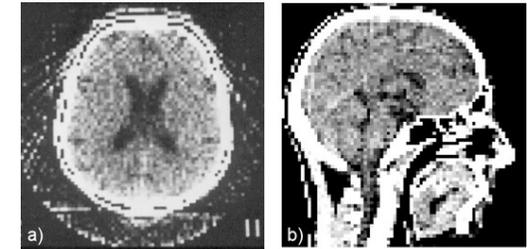
Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

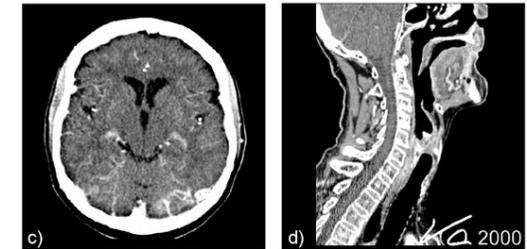
# Introducción

## Evolución histórica

1974  
80 x 80



2005  
1024 x 1024

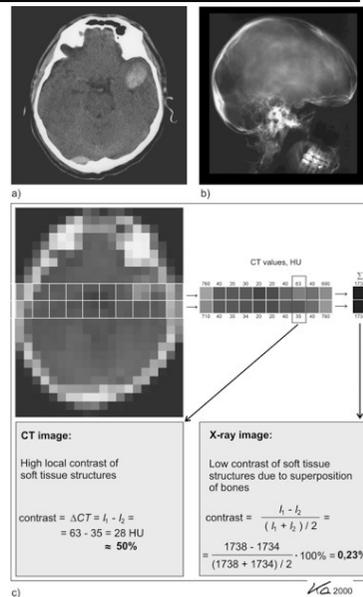


Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Tecnología del TAC

Las imágenes de TAC ofrecen mayor contraste que la radiología convencional

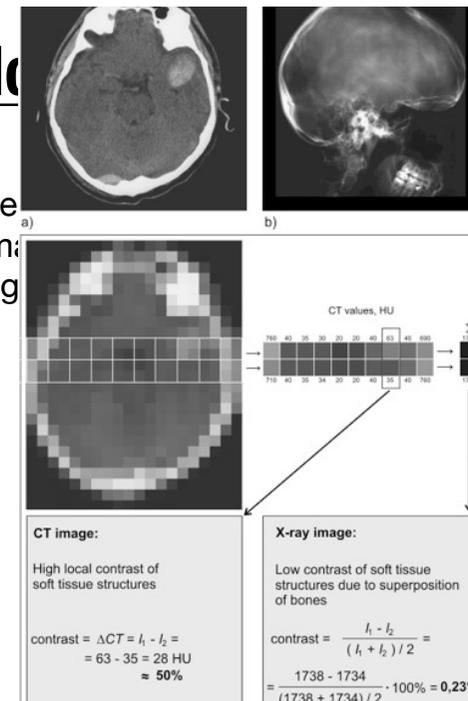


Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Tecnología

Las imágenes ofrecen mayor contraste que la radiología convencional



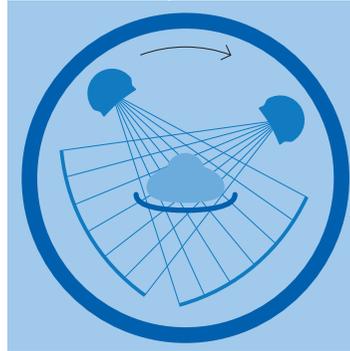
Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Tecnología del TAC

El TAC mide la atenuación lineal de los Rayos X en el paciente desde muchos ángulos de proyección.

A partir de estas proyecciones unidimensionales se reconstruye la atenuación en cada punto de la sección.



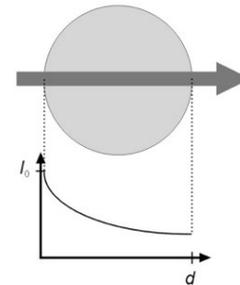
Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Tecnología del TAC

El TAC mide el coeficiente de atenuación lineal a lo largo de todo el objeto

Case 1: homogeneous object, monochromatic radiation



$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d$$

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

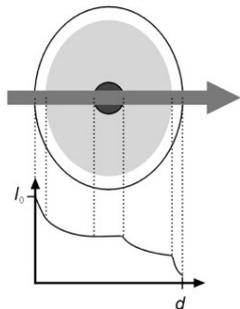
Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Tecnología del TAC

El TAC mide el coeficiente de atenuación lineal a lo largo de todo el objeto

Case 2: inhomogeneous object, monochromatic radiation



$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot d_1 - \mu_2 \cdot d_2 - \mu_3 \cdot d_3 - \dots} =$$

$$= I_0 \cdot e^{-\left[\sum_{i=1}^n \mu_i d_i\right]} = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu ds}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i d_i$$

$$\mu_i = ?$$

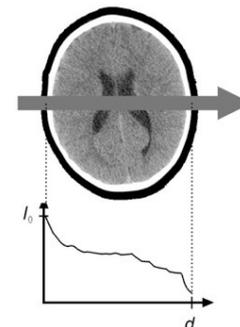
Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Tecnología del TAC

El TAC mide el coeficiente de atenuación lineal a lo largo de todo el objeto

Case 3: inhomogeneous object, polychromatic radiation



$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I}$$

$$\mu(x, y) = ?$$

VA 2000

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Tecnología del TAC

El TAC mide el coeficiente de atenuación lineal a lo largo de todo el objeto.

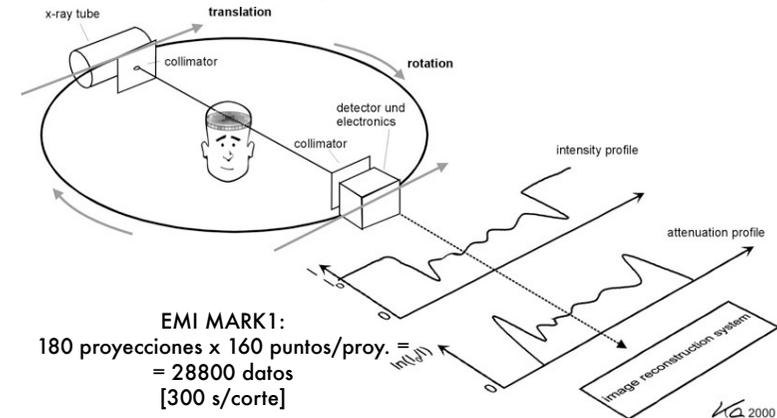
Una sola proyección no puede dar información interna de cada punto.

Se repite la medida de la atenuación lineal en todos los ángulos y distancias posibles desde el centro.

A partir de todas las medidas se puede reconstruir la atenuación actual de cada punto de la sección.

# Tecnología del TAC

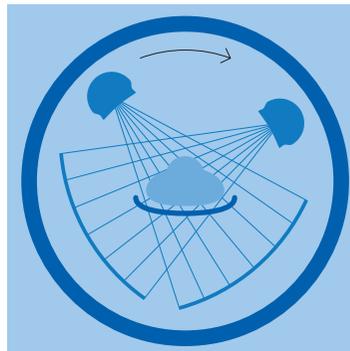
Originalmente, la medida de TAC se realizaba mediante traslación y rotación.



# Tecnología del TAC

Actualmente la medida de TAC se realiza mediante proyección en abanico y rotación.

TAC actual:  
800-1500 proyecciones x  
600-1200 puntos/proy. =  
= 1.800.000  
[0.35 s/corte]



# Tecnología del TAC

Tubos de rayos X

Se utiliza un único tubo de Rayos X (excepto en los EBCT y los TAC de doble energía).

Funcionamiento continuo, entre 80 y 140 kVp.

Colimación en forma de abanico (grosor entre 1 y 10mm) o cono (20-80 mm).

Mayor filtrado que en la radiología planar:

Cobre seguido de una capa de aluminio

Mejor aproximación a un haz monoenergético

# Tecnología del TAC

## Detectores

Los detectores de RX del TAC miden la intensidad de radiación incidente.

Dos tipos principales:

Detectores de gas

Detectores de estado sólido

# Tecnología del TAC

## Detectores

Los detectores de gas miden la ionización en una cámara de gas a alta presión.

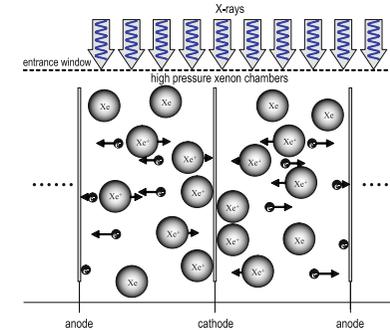


Fig. 2.24. Schematic cut-out of two adjacent ionizing chambers of a xenon high-pressure detector array. Since the chambers are communicating, all detector elements have the same Xe pressure and, therefore, the same sensitivity

# Tecnología del TAC

## Detectores

Los detectores de estado sólido tienen un medio centelleador acoplado a un fotodiodo.

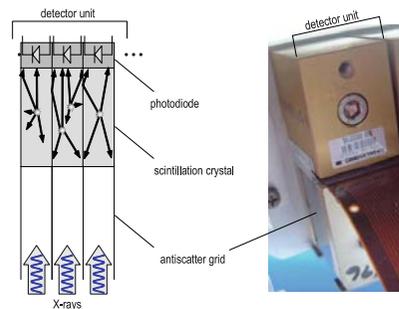


Fig. 2.26. Schematic drawing and photograph of a detector unit. Single detection channels are separated by thin anti-scatter lamella. The scintillator medium converts the X-ray quanta to light, which subsequently is detected by a photodiode mounted on the crystal

# Tecnología del TAC

## Obtención de imágenes

Buscamos obtener la distribución de atenuación  $\mu(x,y)$  a partir de sus proyecciones (que equivalen a la transformada de Radon de esta distribución).

**Método directo:** aplicar la transformada de Radon inversa a las proyecciones medidas.

Otros métodos utilizados:

**Retroproyección filtrada**

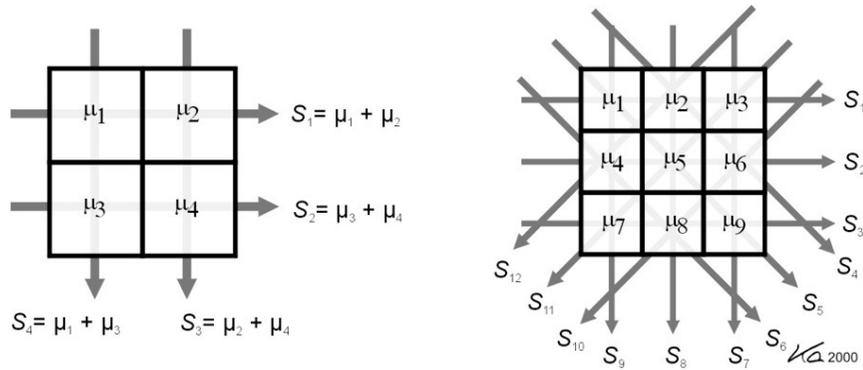
**Reconstrucción algebraica (ART)**

**Reconstrucción iterativa (IR)**

# Tecnología del TAC

Obtención de imágenes

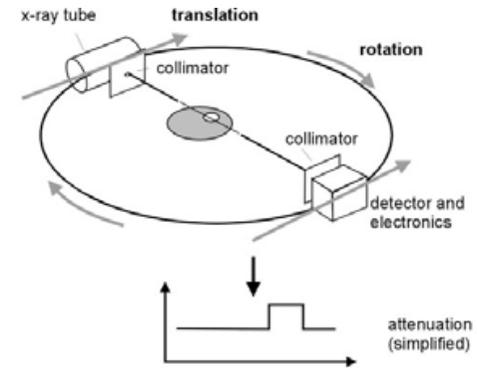
Reconstrucción algebraica (ART):



# Tecnología del TAC

Obtención de imágenes

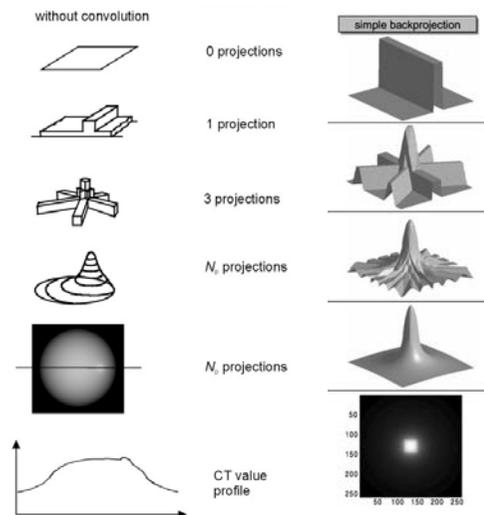
Retroproyección:



# Tecnología del TAC

Obtención de imágenes

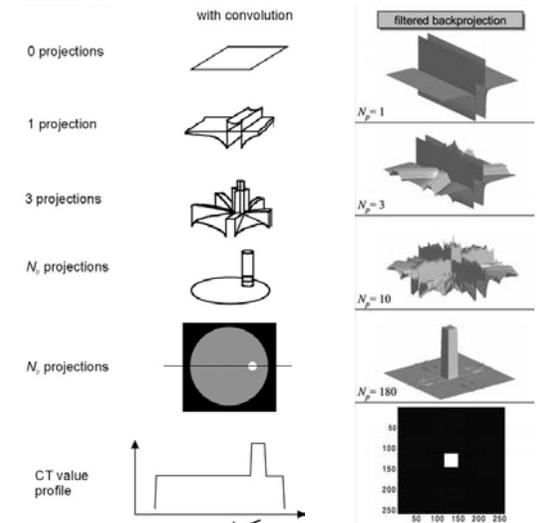
Retroproyección:



# Tecnología del TAC

Obtención de imágenes

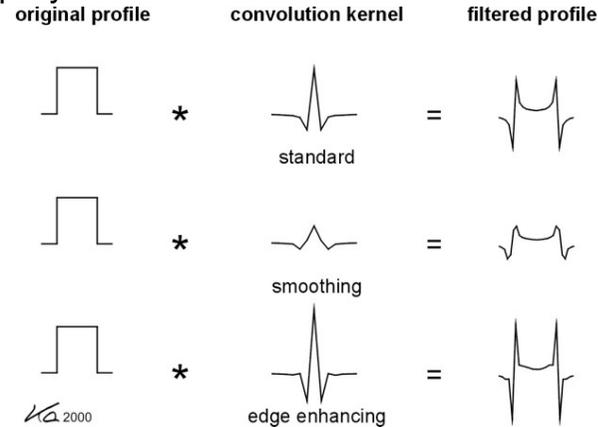
Retroproyección filtrada:



# Tecnología del TAC

Obtención de imágenes

## Retroproyección filtrada:

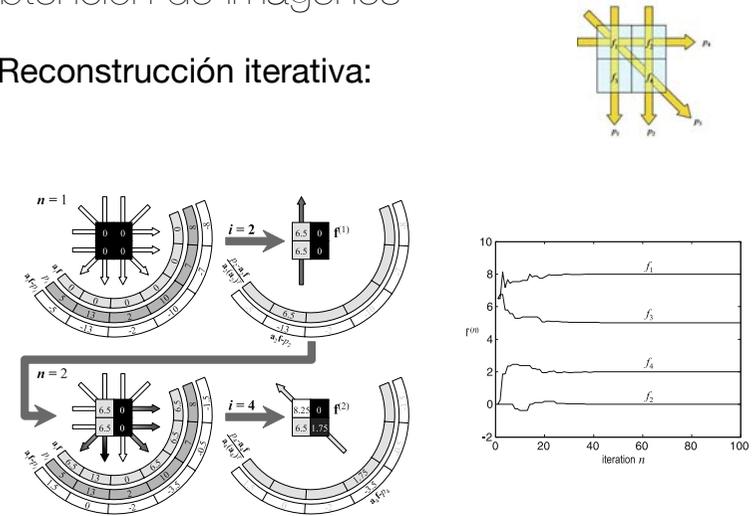


diferentes filtros de reconstrucción

# Tecnología del TAC

Obtención de imágenes

## Reconstrucción iterativa:



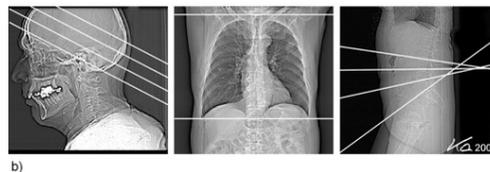
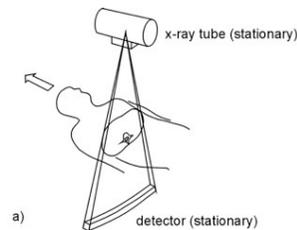
# Tecnología del TAC

Obtención de imágenes

## Scout-view:

Exploración previa análoga a una radiografía clásica

Sirve para fijar la posición y el rango del paciente a explorar



b)

# Tecnología del TAC

Valores CT

La TC mide el coeficiente de atenuación lineal.

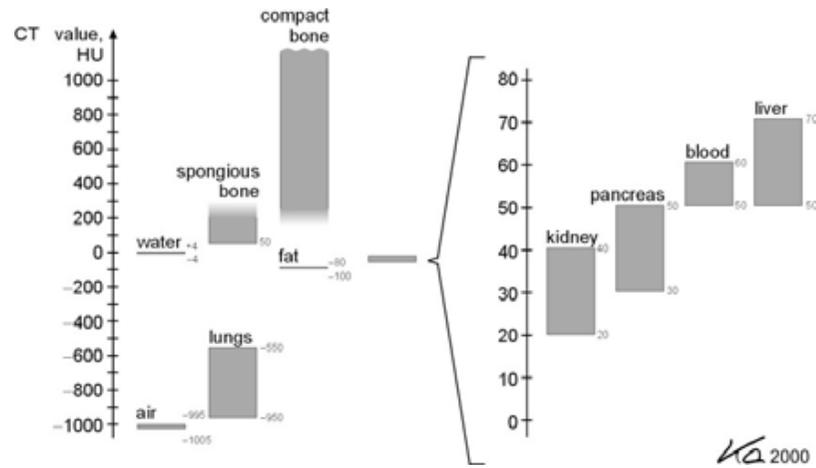
Para normalizar esta cantidad respecto a la energía usada, se mide el número CT:

$$\text{pixel CT} = 1000 \cdot \frac{\mu_i - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \quad [\text{CT}]$$

el número CT se mide en H.U. (Hounsfield units)

# Tecnología del TAC

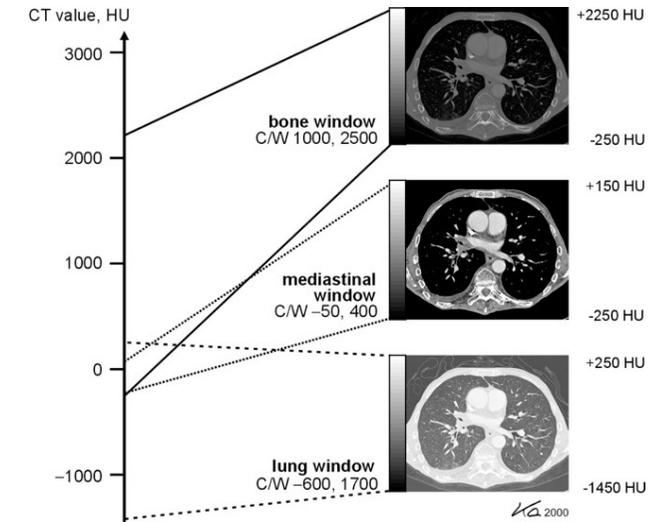
Valores CT



valores CT de diferentes tejidos

# Tecnología del TAC

Valores CT



procedimiento de "enventanado" (windowing) para visualizar imágenes de CT

# Tecnología del TAC

Significado de los números CT

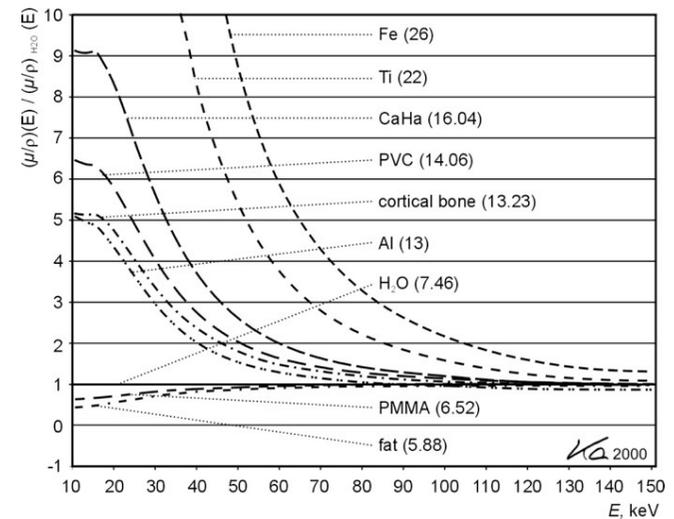
Un incremento en el valor CT se puede deber a:

incremento en la densidad del tejido

Incremento en el número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}}$ )

# Tecnología del TAC

Significado de los números CT



Coef. de atenuación másico respecto al agua

# Evolución del TAC

La evolución del TAC ha estado condicionada por la frontera de los logros tecnológicos (*state-of-art*).

El objetivo prioritario es **reducir el tiempo de barrido**.

De manera secundaria también se busca la reducción de costes, mejora de la calidad y reducción de dosis.

# Evolución del TAC

## 1ª generación

Haz en forma de lápiz

Movimiento de traslación-rotación

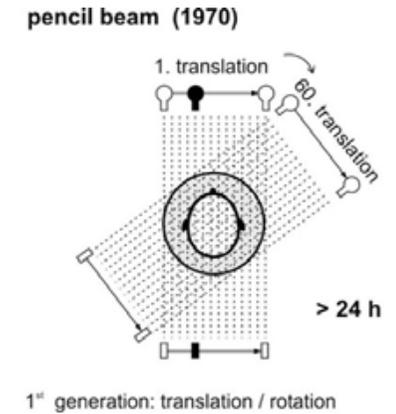
1<sup>er</sup> prototipo de TAC (Hounsfield, 1970):

Muy lento (>24h por corte)

EMI MARK1 (1972)

2 detectores (2 cortes simultáneos)

5 min por corte



# Evolución del TAC

## 2ª generación

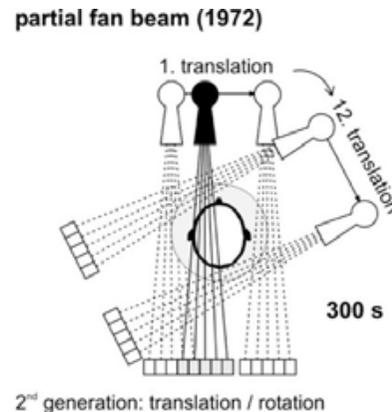
Haz en forma de abanico parcial y array de detectores.

Movimiento de traslación-rotación

ACTA scanner:

Campo de 48 cm.

6 min. por corte



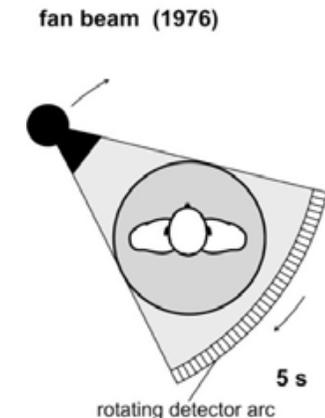
# Evolución del TAC

## 3ª generación

Haz en forma de abanico de proyección completa y arco de detectores rotatorio.

Movimiento de rotación únicamente.

Entre 20 y 5 s por corte.



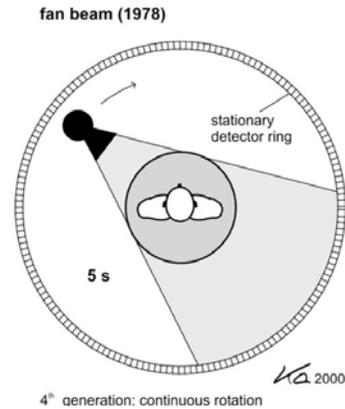
# Evolución del TAC

4ª generación

Haz en forma de abanico de proyección completa y anillo de detectores completo estático.

Movimiento de rotación únicamente.

5 s por corte.



# Evolución del TAC

TAC de giro continuo

La mayor limitación para reducir el tiempo se debe a tener que parar la rotación después de cada vuelta y volver a arrancar.

**Solución:** TAC de rotación continua.

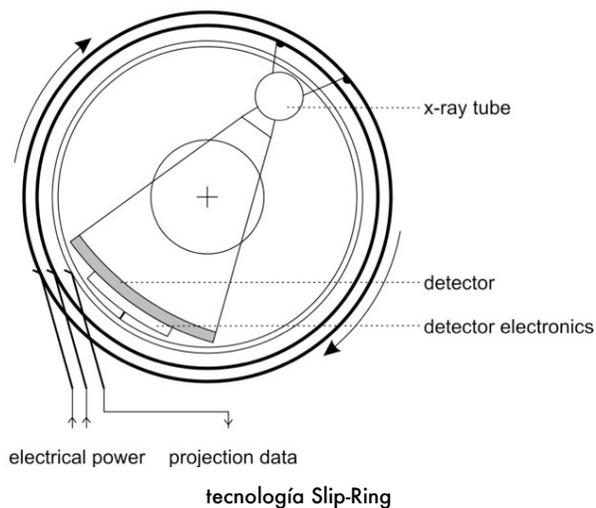
Un sistema de conexión eléctrica en anillo (tecnología *Slip-Ring*) permite la rotación continua sin necesidad de parar después de cada vuelta

Introducido por Siemens (*Somatom Plus*) y Toshiba (*TCT 900S*) en 1987

Reduce el tiempo de corte a menos de 0.35s

# Evolución del TAC

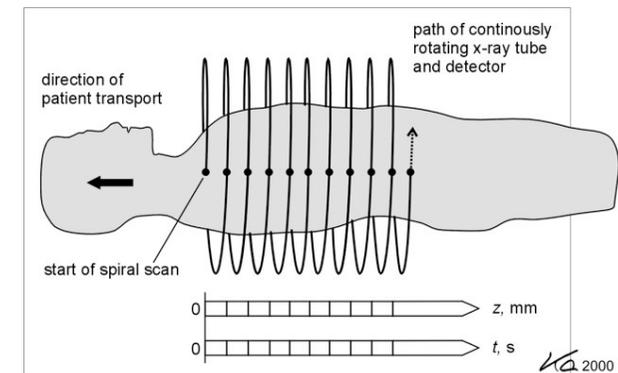
TAC de giro continuo



# Evolución del TAC

TAC de giro continuo

El giro continuo permite la adquisición de cortes en espiral (TAC helicoidal)

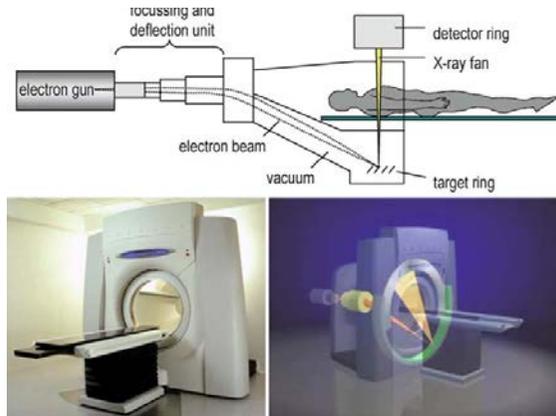


funcionamiento del TAC helicoidal

# Evolución del TAC

5ª generación

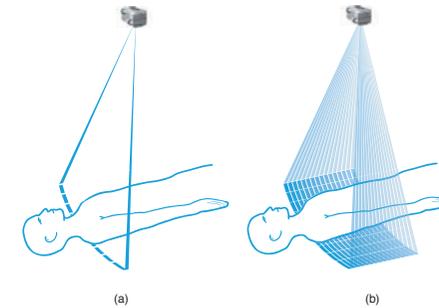
**Electron Beam CT** (TAC por proyección de electrones)



# Evolución del TAC

TAC multicorte

por cada rotación del tubo se adquieren varios cortes contiguos de manera simultánea.



TAC monocorte

TAC multicorte

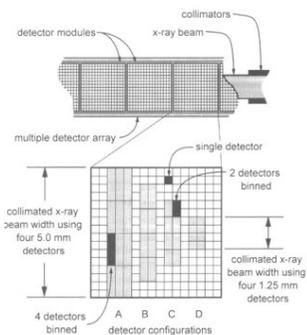
# Evolución del TAC

TAC multicorte

Reduce en un factor de N el tiempo total de adquisición (N = número de cortes)

Implementado sobre TAC's de 3ª generación

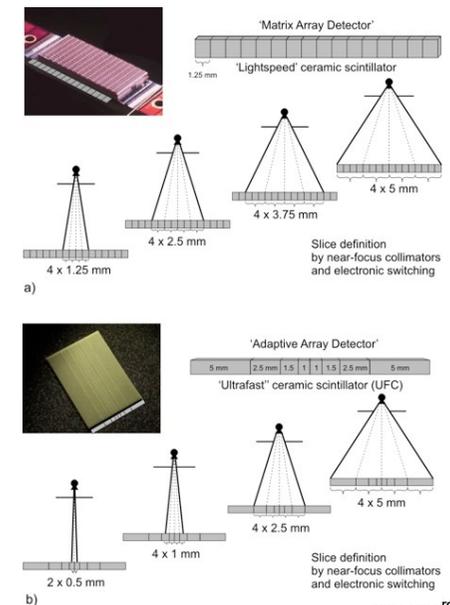
La anchura del corte se puede seleccionar dinámicamente mediante los detectores



# Evolución del TAC

TAC multicorte

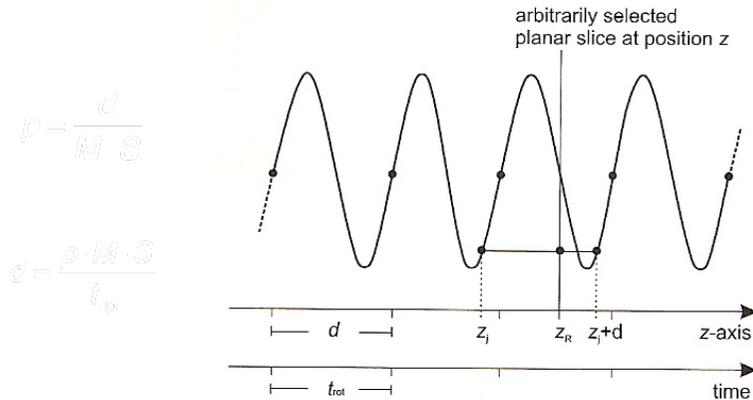
diferentes implementaciones del TAC multicorte para adaptar el ancho del corte



# Evolución del TAC

Pitch

El Pitch mide la relación entre la distancia entre cortes (eje z) y el ancho del corte



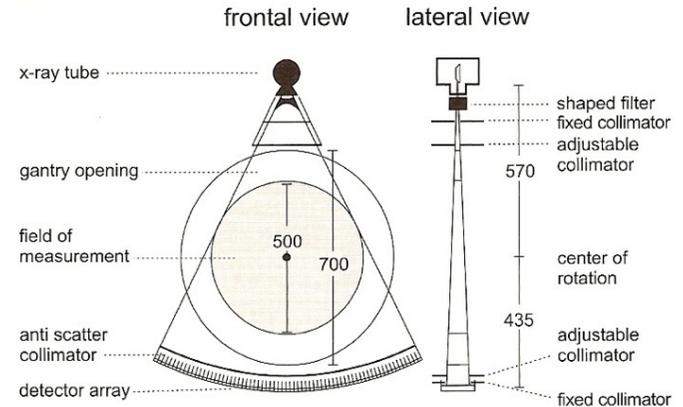
$$p = \frac{d}{M \cdot S}$$

$$d = p \cdot M \cdot S$$

# Evolución del TAC

Ejemplo: SOMATOM Plus

Primer TAC helicoidal (SIEMENS, 1989)



# Evolución del TAC

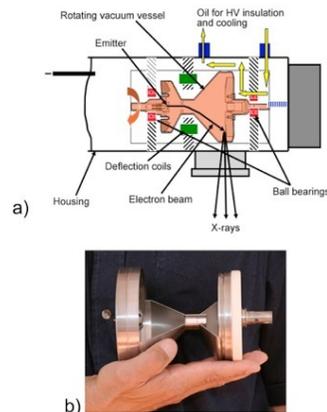
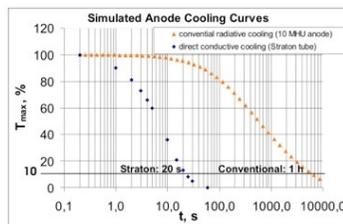
Ejemplo: SOMATOM Plus

Tiempo de corte (360°): 0,5 s

Utiliza un nuevo tubo STRATON:

Ánodo de 120mm de diámetro

Capacidad de enfriamiento de 5 MHU/min



# Evolución del TAC

Comparativa histórica de prestaciones

	1972	1980	1990	2004	2010
MIN. TIEMPO DE BARRIDO	300s	5-10s	1-2s	0,33-0,5s	0,27-0,35s
DATOS POR 360° SCAN	57,6 kB	1 MB	1-2 MB	10-100 MB	0,1-1 GB
DATOS POR SCAN ESPIRAL	-	-	24-48 MB	200-4000 MB	1-100 GB
MATRIZ DE LA IMAGEN	80 x 80	256 x 256	512 x 512	512 x 512	512 x 512
POTENCIA	2 kW	10 kW	40 kW	60-100 kW	80-120 kW
ESPESOR DE CORTE	13 mm	2-10 mm	1-10 mm	0,5-1 mm	0,4-0,6 mm
RESOLUCIÓN ESPACIAL	3 pl/cm	8-12 pl/cm	10-15 pl/cm	12-25 pl/cm	12-25 pl/cm

# Procesado y visualización

Las imágenes de TAC obtenidas por reconstrucción a partir de los datos de las proyecciones son digitales.

Estas imágenes se pueden procesar para obtener:

- Datos de interés diagnóstico
- Diferentes modos de visualización

# Procesado y visualización

## Procesado de imágenes de TAC

Determinación del valor CT de cualquier píxel

Determinación de los valores CT a lo largo de cualquier trayectoria de la imagen

Selección de regiones de interés (ROI) y medida en ellas de:

- valores medios
- desviación estándar
- histogramas

Medida de áreas, volúmenes, distancias y ángulos

Filtrado y realización de operaciones aritméticas entre imágenes

# Procesado y visualización

## Visualización de imágenes de TAC

### Visualización en 2D

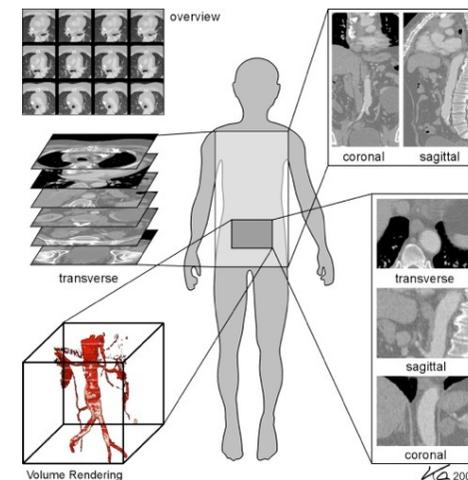
La imagen representa un plano (corte del objeto)

### Visualización en 3D

La imagen representa un volumen tridimensional (*rendering*)

# Procesado y visualización

## Visualización de imágenes de TAC



# Procesado y visualización

## Visualización 2D

El TAC adquiere el plano **transversal** (axial) del paciente.

Los planos sagitales y coronales se sintetizan a partir de las imágenes originales (transversales).

Adicionalmente, cualquier plano arbitrario se puede sintetizar a partir de las imágenes.

La síntesis de planos de imagen se conoce con el nombre de **Multi-Planar Reformation** (MPR).

Esta síntesis se puede extender para generar cortes más “gruesos” del paciente (*think slices* o “*slabs*”) que reducen el ruido de la imagen: *iSTR-MPR* (*iterative Sliding thin slab MPR*)

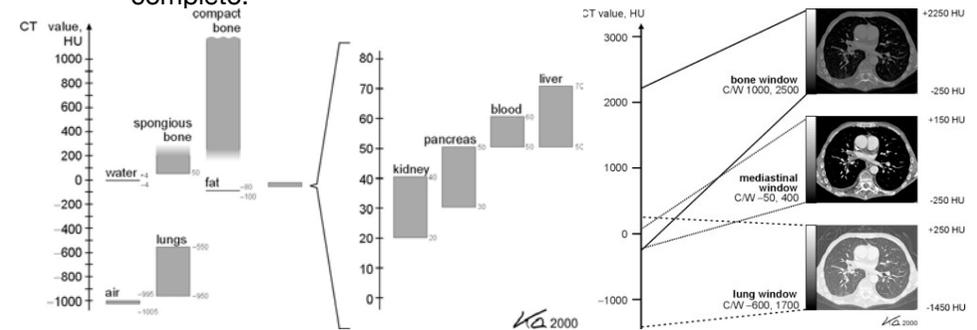
# Procesado y visualización

## Visualización 2D

Selección de la ventana de grises:

El rango de valores CT va de -1000 a 3000 HU pero el ojo humano sólo distingue unos 50 niveles de gris.

Se visualiza sólo una ventana de niveles de CT dentro del rango completo.



# Procesado y visualización

## Visualización 3D

Representan un **volumen** en una sola imagen, preservando la fidelidad y los detalles relevantes al diagnóstico.

Sólo pueden representar bien una estructura determinada a la vez.

Se pierde la información de los valores CT originales.

Requieren de la selección de un punto de vista de observación:

La imagen generada corresponde a la visión en el plano normal a la dirección de observación.

La imagen se genera a partir de los valores CT de cada rayo que desde el observador atraviesa el volumen 3D.

Se puede usar una proyección central o paralela.

# Procesado y visualización

## Visualización 3D

Tipos de visualización 3D:

SSD: *Shaded Surface Display*

MIP: *Maximum Intensity Projections*

VR: *Volume Rendering*

pVR: *Perspective Volume Rendering*



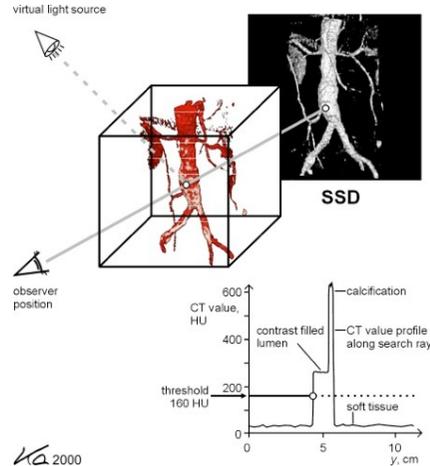
# Procesado y visualización

## Surface Display

Para cada rayo desde el observador se selecciona el primer vóxel cuyo valor de CT sobrepasa un umbral:

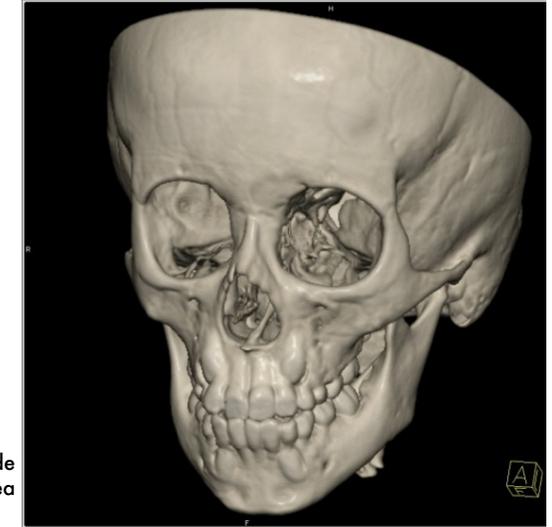
Su posición es mostrada en la imagen como frontera del volumen

*Shaded Surface Display (SSD)*: se simula en el volumen una iluminación desde un punto de luz virtual



# Procesado y visualización

## Shaded surface displays



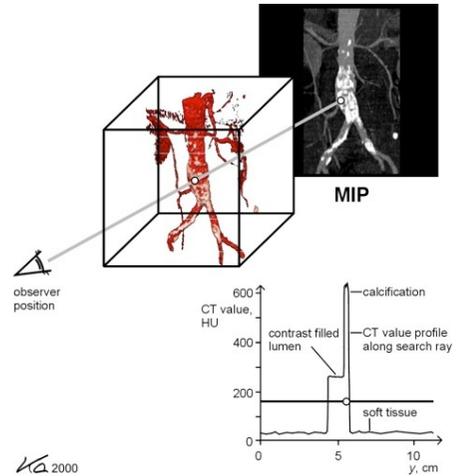
ejemplo de representación SSD de una estructura ósea

# Procesado y visualización

## Maximum Intensity Projection (MIP)

Para cada rayo desde el observador se selecciona el vóxel con el mayor valor de CT:

Este valor es mostrado directamente en la imagen

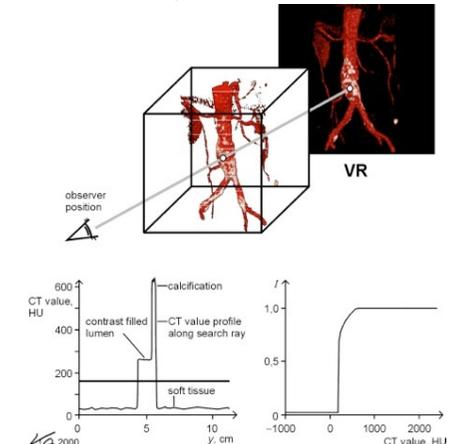


# Procesado y visualización

## Volume Rendering (VR)

Para cada rayo desde el observador todos los vóxeles contribuyen de manera ponderada a la imagen:

Cada vóxel presenta una opacidad y color según una función de transferencia de su valor CT



# Procesado y visualización

*Volume Rendering (VR)*



Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

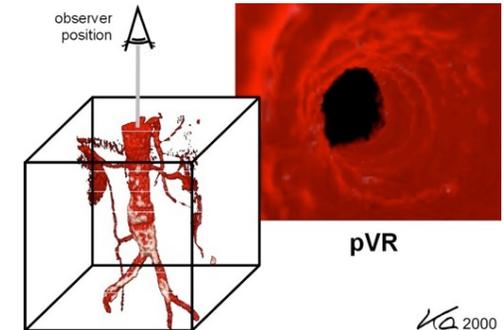
Joan Vila Francés

# Procesado y visualización

*Perspective Volume Rendering (pVR)*

Aplicación especial del VR que simula el punto de vista de un endoscopio.

Su principal aplicación es la endoscopia virtual (VE)

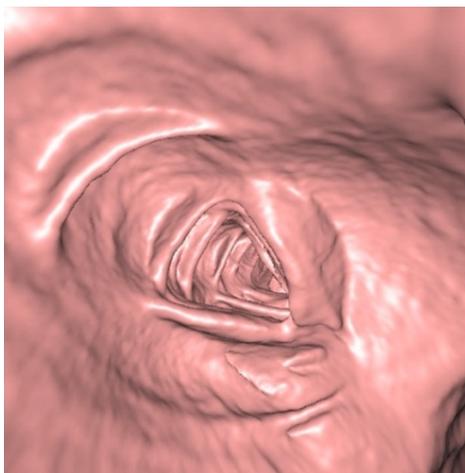


KA 2000

Joan Vila Francés

# Procesado y visualización

*Virtual endoscopy (VE)*



Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Procesado y visualización

*Parámetros de las visualizaciones 2D y 3D*

	COLOR	ILUMINACIÓN	PERSPECTIVA	MOVIMIENTO INTERACTIVO
<b>MPR</b>	NO	NO	NO	SI
<b>MIP</b>	NO	NO	NO	SI
<b>SSD</b>	NO	SI	SI	SI
<b>VR</b>	SI	SI	NO	SI
<b>PVR</b>	SI	SI	SI	SI

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

# Calidad de imagen

---

La calidad de las imágenes de TAC viene dada por:

- Resolución espacial
- Ruido
- Contraste
- Aberraciones en la imagen

# Calidad de imagen

---

## Resolución espacial

Depende de:

**Ancho del haz** de Rayos X, definido por:

- Tamaño del punto focal
- Tamaño de los canales detectores

La rotación continua del tubo introduce cierta **borrosidad**, que aumenta hacia la periferia del campo de visión.

El **tipo de filtro** de reconstrucción.

La **interpolación** del algoritmo de retroproyección

El **tamaño** del vóxel

Los TAC clínicos actuales presentan entre 5 y 15 pl/cm (con un MTF del 10%) y un grosor efectivo del corte de 0.5mm

# Calidad de imagen

---

## Ruido

El ruido en TAC se debe a:

- Ruido estadístico (*quantum noise*)
- Ruido electrónico
- Ruido de redondeo (cuantización)

El nivel de ruido depende de:

- Exposición total (mAs)
- El algoritmo de reconstrucción aplicado (filtrado y método de interpolación)

# Calidad de imagen

---

## Contraste

El contraste depende fundamentalmente de las diferencias en las propiedades de atenuación.

Las imágenes de TAC, por ser digitales, pueden modular el contraste mediante transformaciones en su nivel de gris (eventanado).

Por tanto el ruido es el limitante del contraste

Inherentemente, las imágenes de TAC tienen mucha mayor capacidad para mostrar los detalles de bajo contraste que las imágenes de radiología plana.

# Calidad de imagen

## Aberraciones en la imagen

### Submuestreo

Puede producir *aliasing* en la imagen

### Endurecimiento del haz

Cambia el coeficiente de atenuación medido de la periferia al centro de la imagen

### Dispersión

Hasta un 30% de la radiación medida se debe a la dispersión, lo que hace que la atenuación se subestime

### Efectos no lineales sobre el volumen

Cada medida representa la atenuación media del rayo, debido a su grosor finito se subestima la atenuación integrada

# Calidad de imagen

## Aberraciones en la imagen

### Movimiento

Puede producir líneas erróneas o borrosidad en la imagen

### Aberraciones en TAC helicoidales:

#### Distorsión en escalera

Producidas por un *pitch* demasiado grande

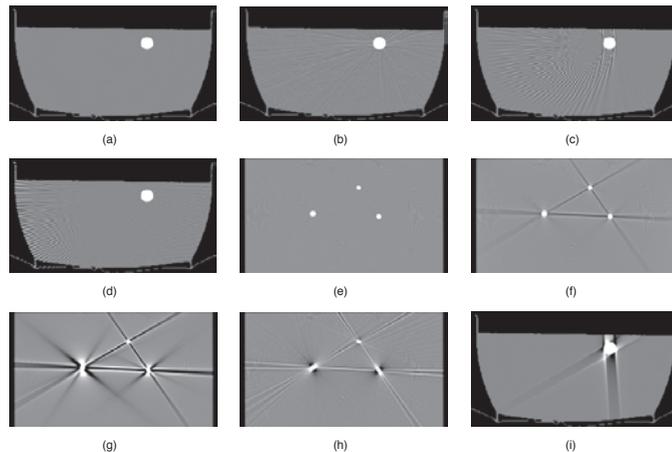
#### Distorsión de molino de viento

Producida por un *aliasing* en el eje z en TAC helicoidales con haz cónico.

### Otras aberraciones

Debidas a calibración pobre o por fallos o desajustes en algún detector

# Calidad de imagen



**Figure 3.21** (a) Artifact-free reconstruction of a simulated water bowl with iron rod. (b) Same slice reconstructed after noise was added to the simulated sinogram. (c) Aliasing artifacts occur when the number of detector samples is too small. (d) Peripheral streaks occur when the number of views is too small. (e) Artifact-free reconstruction of a plexiglass plate with three amalgam fillings. (f) Beam hardening artifacts occur when a polychromatic spectrum is simulated. (g) Same section after the addition of scatter. (h) Strong gradients in the image result in partial volume artifacts. This effect was artificially eliminated in all the other images. (i) Motion artifacts caused by a short movement of the iron rod.