

Tomografia Computadorizada

Características:

- não sobreposição de estruturas
- melhor contraste (menos radiação espalhada)
- usa detectores que permitem visibilizar pequenas diferenças em contraste de tecido
- manipular e otimizar imagens

Tecnologia que envolve: aquisição, processamento de dados e apresentação da imagem

Progressos na Radiologia

Sensitividade



radiografia

filmes
especiais

Computadores e
Filmes Laser



sist. tela-filme

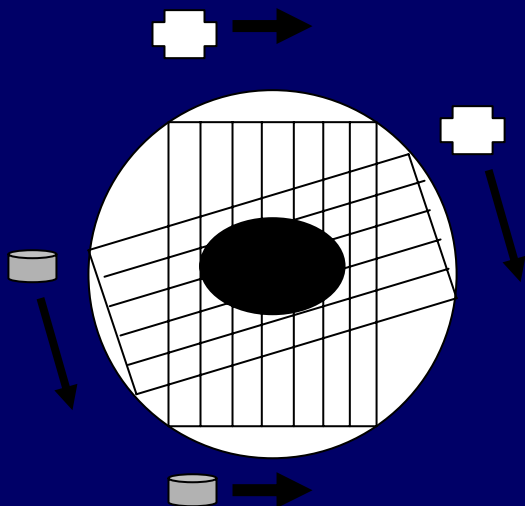
telas terras-raras



Doses de Radiação

Computadores: Flexibilidade e Desempenho a serviço da qualidade da imagem

**1ª geração: rotação/translação/
feixe “lápis”**

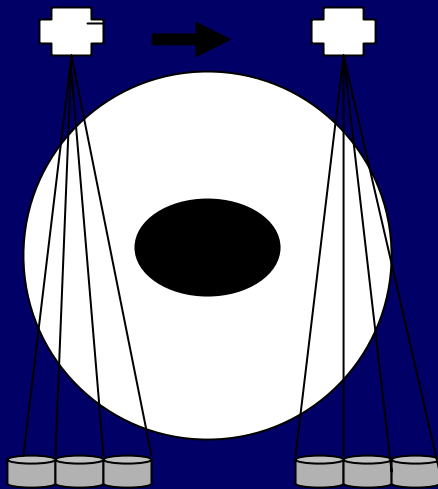


Utilizava 2 detetores (NaI), geometria de feixe paralelo e movimento de translação.

160 posições x 180 vezes = 28800 medidas a cada 1°

Se envolvia a cabeça do paciente em bolsa de água.

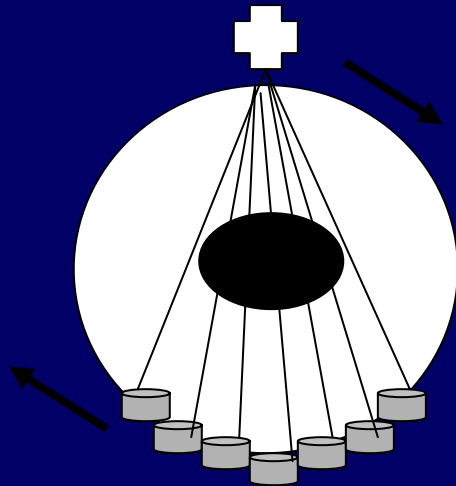
- **2ª geração:**
rotação/translação, feixe em “leque” estreito



Utilizava 30 detetores, feixe em angulação de 10° com redução do tempo de 15 vezes (tempo \cong 20s para uma vista): aumento de resolução espacial com aumento da densidade de informações. Eliminou-se a bolsa de água.

Mantinha-se ainda as dificuldades dos movimentos mecânicos de translação e limitações de velocidade.

**3ª geração: rotação/rotação,
feixe em “leque” largo.**

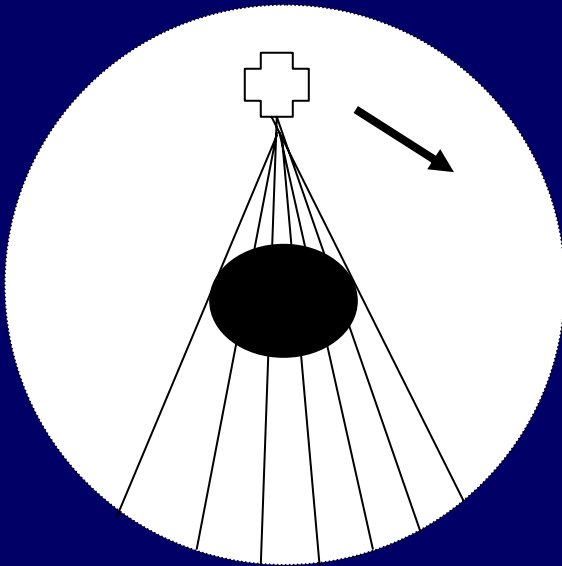


Removeu-se a translação resolvendo problemas mecânicos com tempo de scan $< 5s$.

O número de detectores e tamanho do feixe incluía todo o corpo no campo.

Tornou-se necessária a estabilidade dos detectores e calibração para evitar artefatos também pela geometria. Utiliza-se um banco de detectores de xenônio em uma câmara metálica curva dividido em múltiplas “células” por meio de septos alinhados com a direção do ponto focal. Cada par de células constitui uma câmara de ionização. Número de detectores > 750 .

4ª geração:
rotação/estacionário

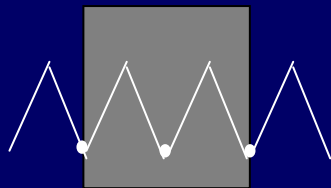


O tubo de raios X gira em torno do paciente e os detectores são estacionários e cobrem os 360°

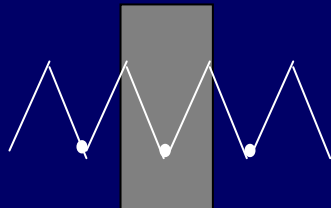
Para que o tubo gire dentro do círculo de detectores o diâmetro tem que ser $>$ ($\cong 175$ cm) – doses mais altas para paciente e eficiência relativamente baixa.

A introdução de detectores + eficientes e em maior número ($\cong 4800$) do estado sólido tem melhorado e permitindo resoluções espaciais muito elevadas. A radiação espalhada é importante neste equipamento pois os detectores estão alinhados com o isocentro do sistema e não com o foco de raios X.

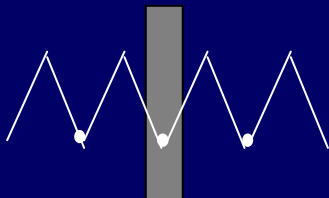
Tomografos helicoidais e multicorte



Pitch < 1



Pitch = 1



Pitch > 1

A aquisição de dados é contínua. A mesa tem movimento contínuo e o tubo gira 360° em ambos os sentidos. No momento da inversão os detectores são aferidos.

Na tecnologia de rotação contínua (Slip ring) o giro não é interrompido enquanto a mesa está se movimentando.

A velocidade da mesa relativa a rotação do gantry é muito importante e o “pitch” é o parâmetro que descreve esta relação. O pitch é a relação entre a distância de incremento da mesa (mm) para a rotação completa e a espessura o corte (mm).

Colimação e detectores

O feixe colimado confina a transmissão para uma fatia com espessura menor que poucos mm e reduz a radiação para menos que 1% da intensidade do feixe primário. A altura do colimador define a espessura da fatia.

Colimação estreita corresponde a “slices” finos e menor número de fótons incidentes no detetor, resultando em imagem de maior ruído.

Detetores: A rejeição da radiação espalhada se dá mais pela colimação dos detetores do que pelo analisador de pulsos.

- Eficiência de detecção superior a 50% (geométrica/quântica/conversão)
- Tempo de resposta curto
- Estabilidade de operação
- Mínima dependência energética

Sensores do estado sólido:

Detetores a cintilação opticamente acoplados a fotodiodos (semicondutores): tungstato de cádmio (CdWO_4) e material cerâmico de alta pureza (óxidos terras-raras) de alta eficiência.

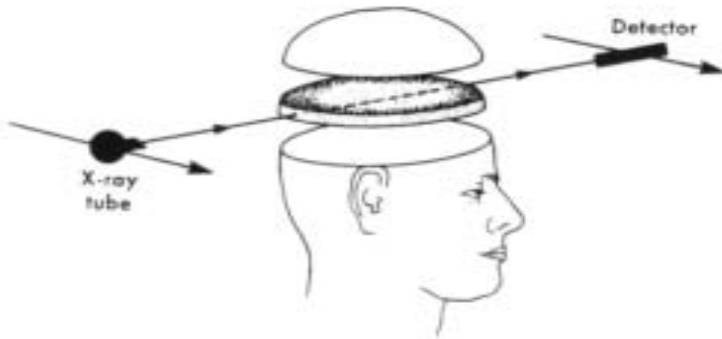


FIGURE 4-5. Basic methodologic approach in CT. See text for details. (From Zatz, L.M.: Basic principles of computed tomographic scanning. In Newton, T.H., and Potts, D.G. (eds.): Radiology of the Skull and Brain—Technical Aspects of Computed Tomography. St. Louis, C.V. Mosby, 1981, pp. 3853-3876.

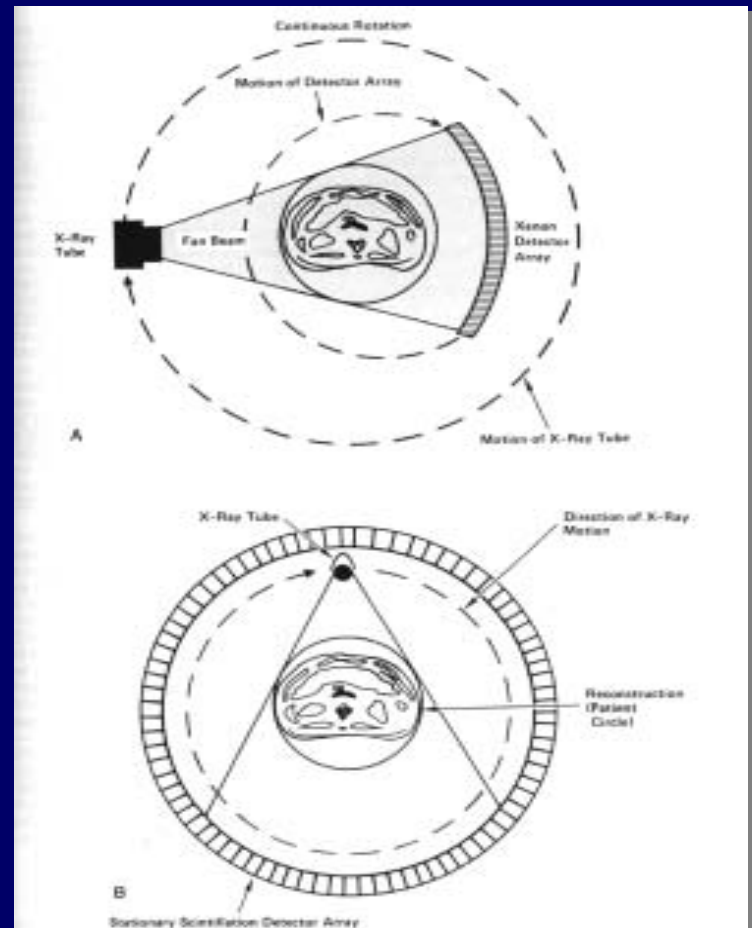
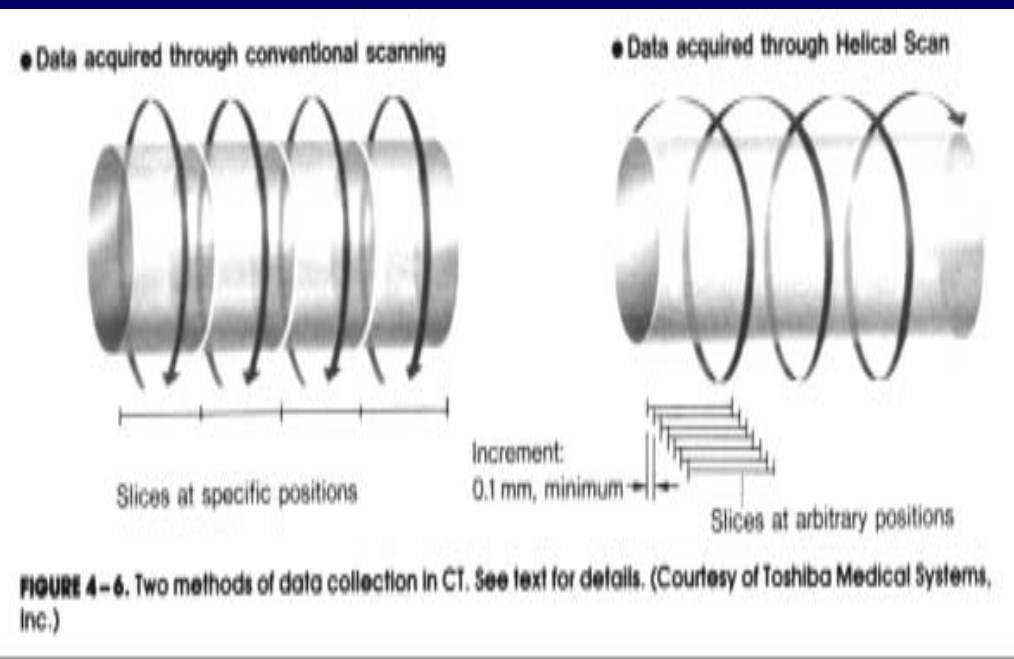


FIGURE 4-10. Two data acquisition geometries. See text for details. (From Kung, H.K.: Elements of Digital Radiology. Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall, 1987.)

Geometria helicoidal



O movimento do paciente pelo movimento contínuo da mesa durante a rotação do tubo define a técnica referida como volumétrica, espiral ou helicoidal.

A espessura efetiva do corte é influenciada pela largura do feixe e velocidade da mesa (~ 10 mm/s). A espessura pode variar de 1 a 10mm

Pitch : relação entre incremento da mesa em uma rotação completa e a espessura de corte

Aquisição de dados

- por secção (“slice by slice”)
- por volume

Detetores medem em diferentes posições a radiação transmitida através do paciente $\Rightarrow I = I_0 e^{-\mu x}$ (feixe homogêneo)

μ (cm^{-1}) : coeficiente de atenuação linear (depende do meio e energia)

Os elementos da matriz são chamados pixels

$$I_0 \rightarrow \begin{array}{|c|c|c|c|} \hline \mu_1 & \mu_2 & \mu_3 & \mu_4 \\ \hline \end{array} // // \begin{array}{|c|} \hline \mu_n \\ \hline \end{array} \rightarrow I$$

Formato da imagem

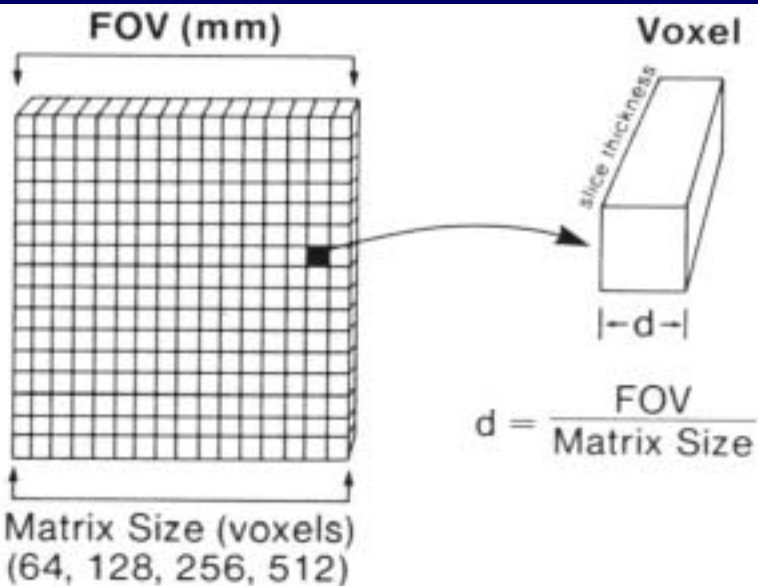


FIGURE 4-19. Factors affecting pixel size. (From Sprawls, P.: *Physical Principles of Medical Imaging*, 2nd ed. Rockville, MD, Aspen Systems Corporation, 1993.)

O campo de visão ou círculo de reconstrução é chamado “FOV” e corresponde a região na qual as medidas de transmissão são gravadas sobre uma matriz selecionada.

Tamanho pixel = campo de visão/ tamanho da matriz

Ex: matriz 512 x 512 e FOV = 25 cm
 $250 \text{ mm} / 512 = 0,5 \text{ mm}$

Cada pixel pode ter variações de cinza entre 256 (2^8) a 4096 (2^{12}).

Processamento de dados

Os números computados para reconstrução da imagem são números inteiros.

$$n^{\circ} \text{ CT} = 1000 (\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}} / \mu_{\text{água}})$$

K: escala de contraste de Hounsfield (0,1 % por $n^{\circ} \text{ CT}$)

$n^{\circ} \text{ CT}$ da água= 0; $n^{\circ} \text{ CT}$ do osso = +1000; $n^{\circ} \text{ CT}$ do ar = - 1000

2000 números representam a escala de contraste (níveis de cinza).

Escala de cinza

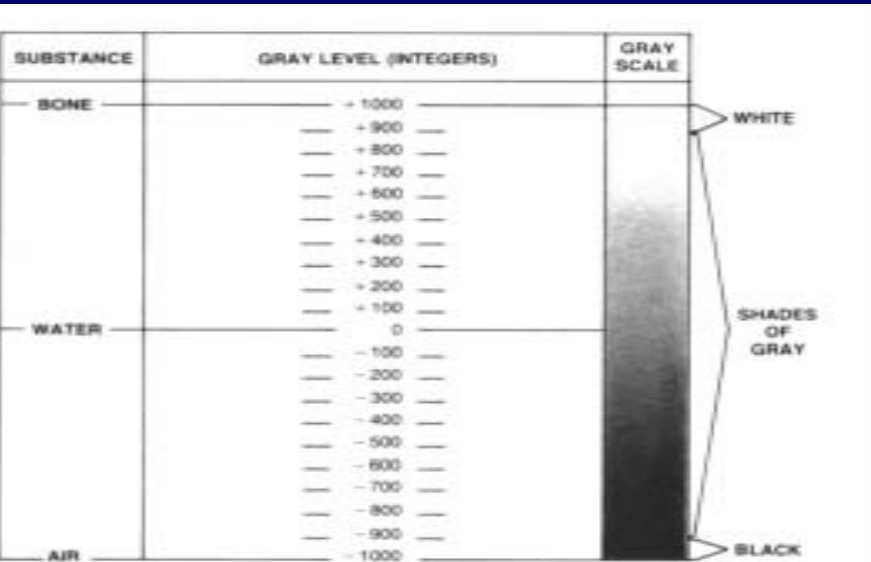


FIGURE 4-16. Relationship between CT numbers and the brightness level (gray scale) for the ± 1000 scale. (From Seeram, E.: Computed Tomography Technology. Philadelphia, W.B. Saunders, 1982.)

A escala de cinza é ajustada por dois controles: controle de nível e janela. Manipular a escala de cinza significa alterar o contraste

nível da janela (WL): n^0 CT intermediária ou central dentro do “range” de densidade do tecido de interesse

largura da janela (WW): ajuste da escala de contraste dentro de um nível selecionado.

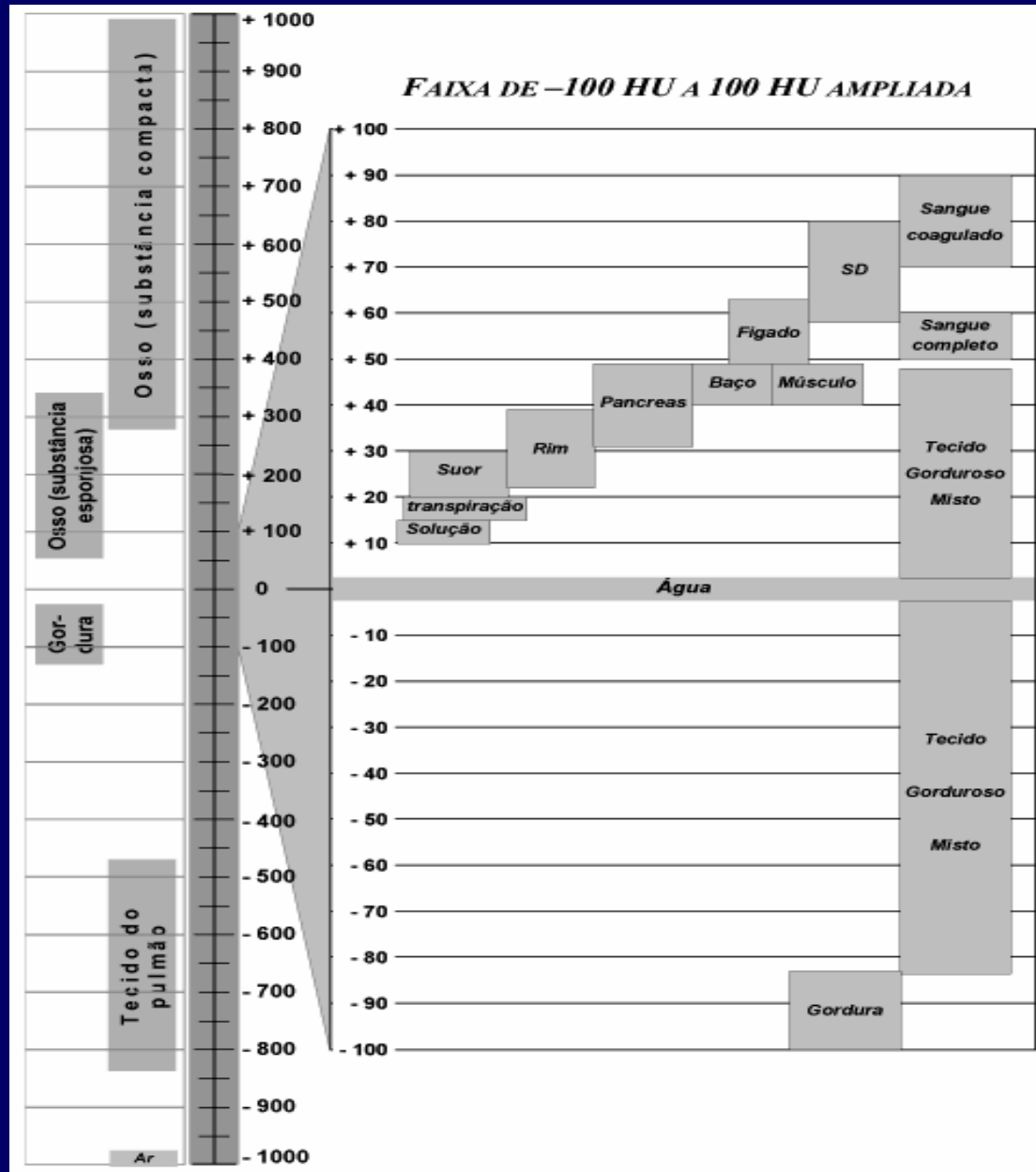
Tecidos com grande diferença de atenuação \Rightarrow WW \uparrow

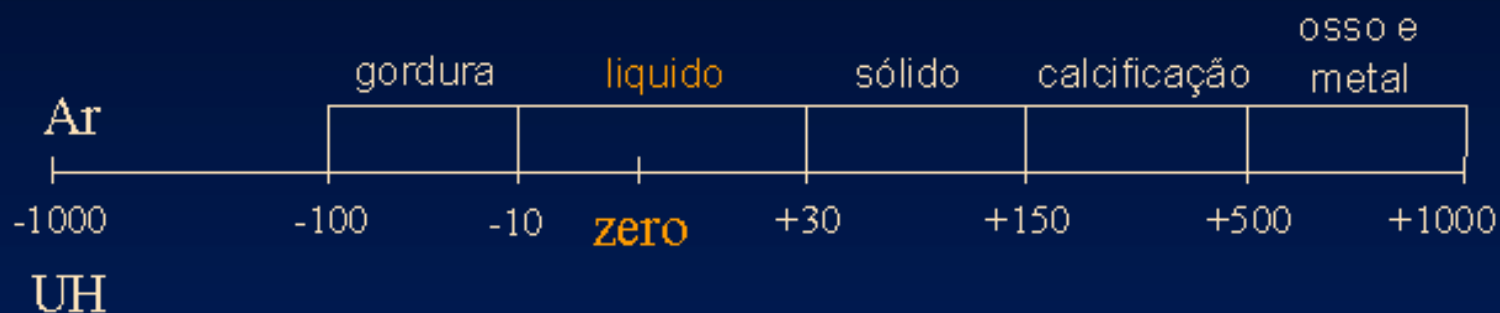
Tecidos leves de densidades similares \Rightarrow WW \downarrow (ruído maior)

WW \uparrow : muitos n^0 s CT para diferenciar preto/branco : \downarrow **contraste**

WW \downarrow : poucos n^0 s CT para diferenciar preto/branco: \uparrow **contraste**

Escala de Hounsfield expandida





✓ Hipodenso



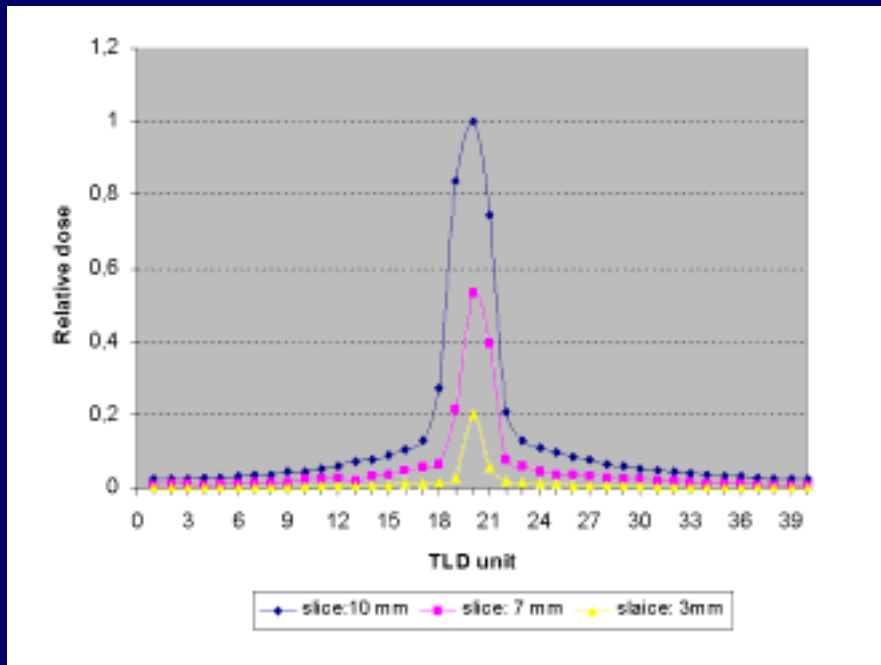
✓ Isodenso



✓ Hiperdenso



Doses de radiação



- espessura de corte
- ruído
- eficiência do detector
- reconstrução
- colimação e filtração

Exame Dose média em cortes múltiplos (mGy *)

| | |
|---------------|----|
| Cabeça | 50 |
| Coluna lombar | 35 |
| Abdômen | 25 |

*Níveis de Referência de Radiodiagnóstico em CT para Paciente Adulto Típico

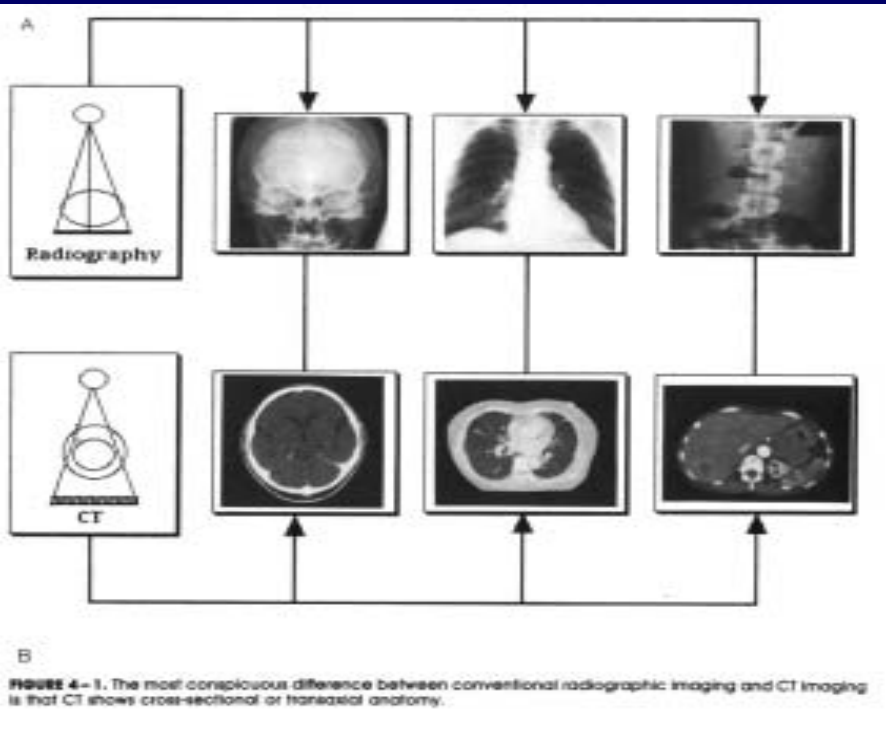
Os protocolos de exame devem descrever:

- espessura de corte/espacamento; angulação do gantry; extensão do estudo; uso de contraste; janela

As imagens registram:

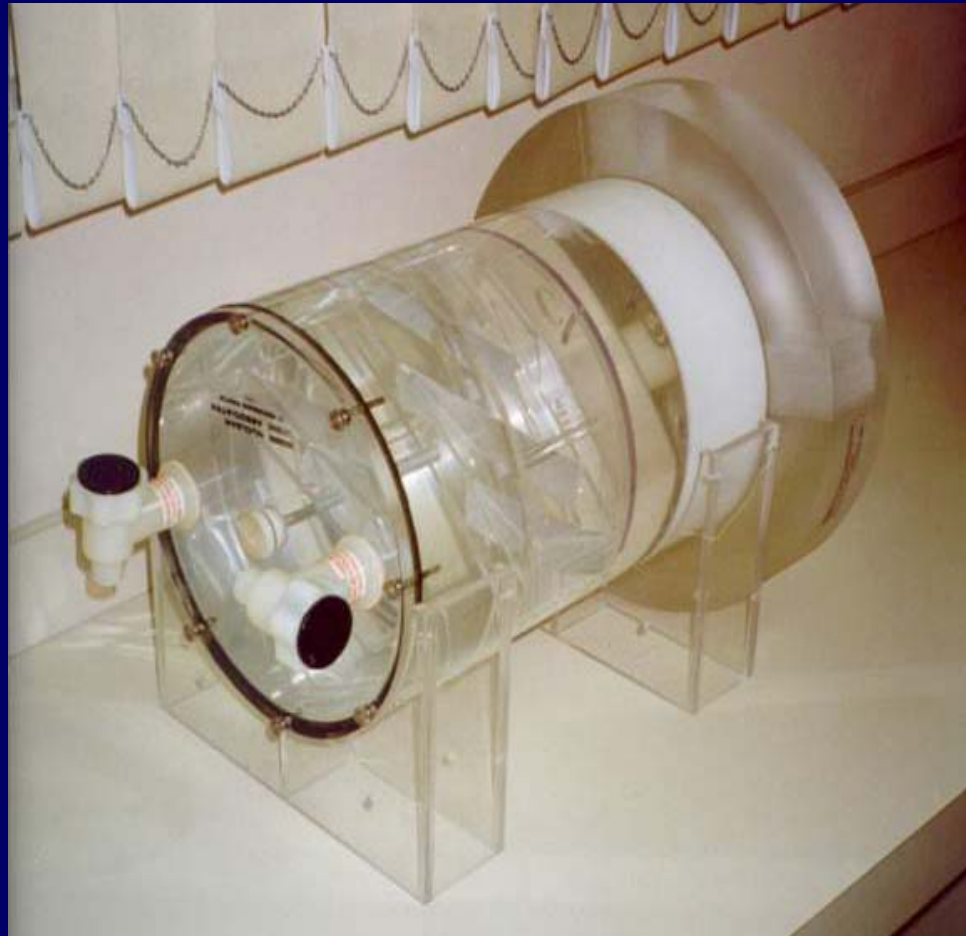
- registro do exame / dados do paciente
- série do corte; número do corte
- posição do corte em relação a mesa
- angulação do gantry
- espessura do corte
- FOV(área que está sendo examinada)
- X e Y
- filtro

Considerações Gerais

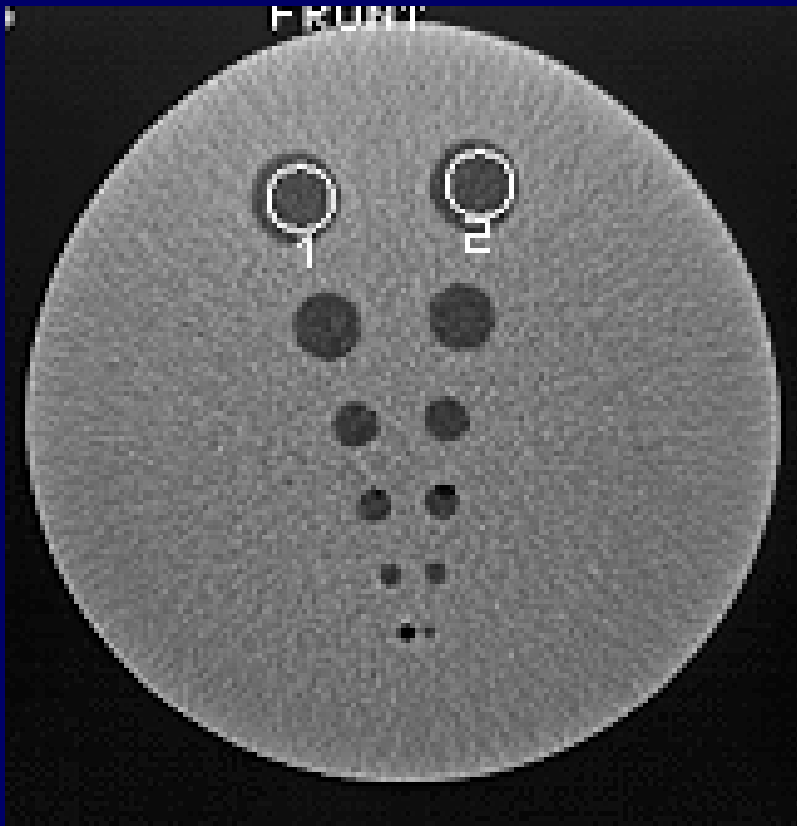


- técnica de alto kV e geradores de alta frequência
- doses variam entre 0,01 - 0,05 Gy (1-5 rads)
- próteses metálicas podem produzir artefatos
- movimento degrada a imagem
- sedação leve pode ser necessária
- indicação como primeiro recurso para pacientes traumatizados e emergências do SNC, hemorragia intracraniana e trauma abdominal

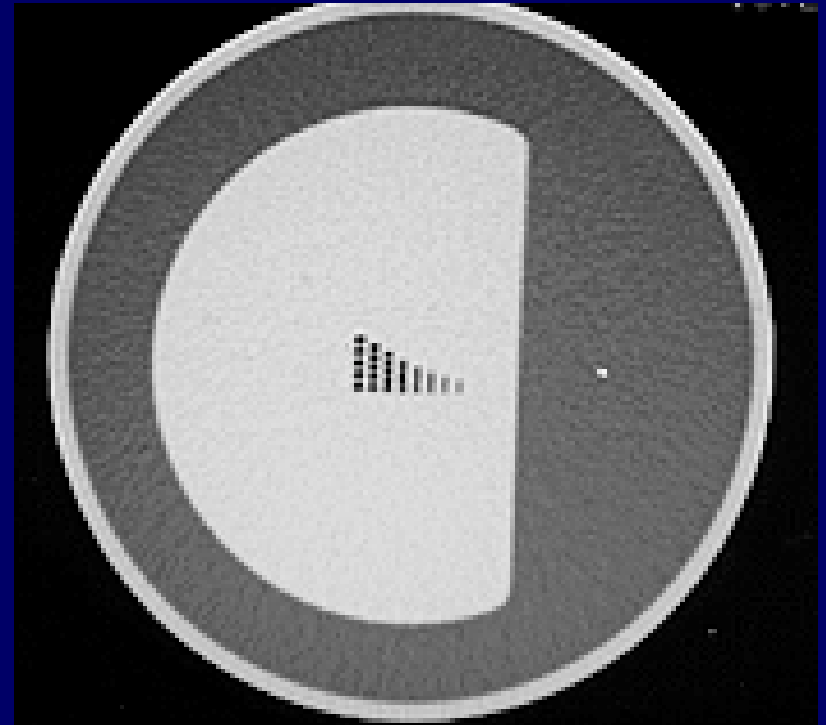
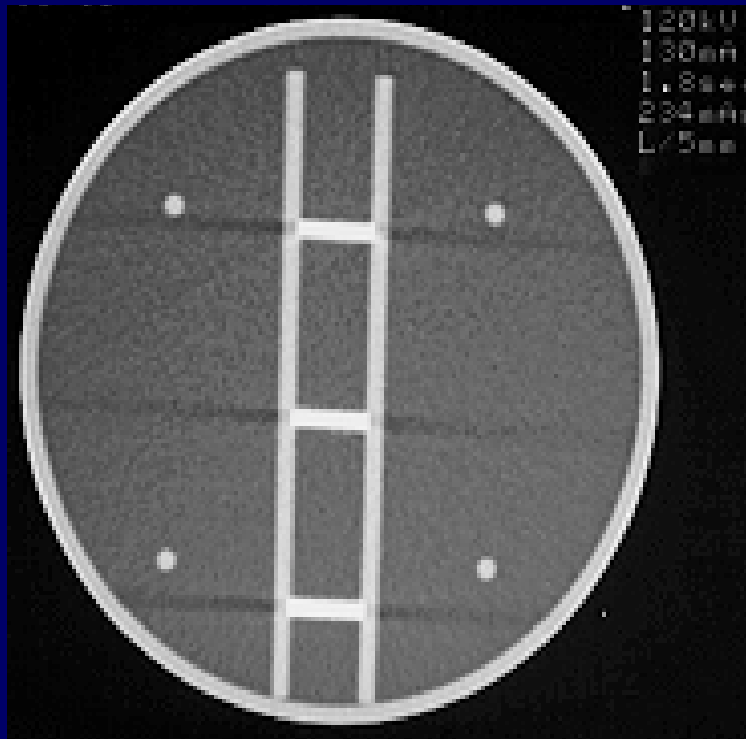
Controle de Qualidade em CT



Controle de Qualidade em CT



Controle de Qualidade em CT



GARANTIA DA QUALIDADE NA RADIOLOGIA

Objetivos:

- ⇒ Verificar através dos testes de constância, a manutenção das características técnicas e requisitos de desempenho dos equipamentos.
- ⇒ Evitar que os equipamentos sejam operados fora das condições exigidas.
- ⇒ Estabelecer e implementar padrões de qualidade de imagem e verificar a sua manutenção.
- ⇒ Determinar os valores representativos das doses administradas nos pacientes e verificar se podem ser reduzidas, levando-se em consideração os valores de referência.