



## Tomografia Computadorizada

# Princípios Básicos

Revisão de alguns conceitos

**Prof. Alwin Elbern, Ph.D.**

1



## Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada foi inventada pelo engenheiro eletrônico Godfrey N. Hounsfield (1919-), pela qual recebeu o prêmio Nobel em fisiologia e medicina em 1979, juntamente com o sul-africano naturalizado americano, físico Allan McLeod Cormack (1924-).

Cormack desenvolveu em 1956 a teoria e a matemática de como múltiplos raios projetados sobre o corpo, em ângulos diferentes, mas em um único plano, forneceriam uma imagem melhor do que o raio único, usado na radiografia. Seus trabalhos foram publicados no *Journal of Applied Physics*, em 1963 e 1964.



2



## TC - Princípios

A TC utiliza um aparelho de raios X que gira a sua volta, fazendo radiografias transversais de seu corpo.

Estas radiografias são então convertidas por um computador nos chamados cortes tomográficos. Isto quer dizer que a TC constrói imagens internas das estruturas do corpo e dos órgãos através de cortes transversais, de uma série de seções fatiadas que são posteriormente montadas pelo computador para formar um quadro completo. Portanto, com a TC o interior de seu corpo pode ser retratado com precisão e confiança para ser depois examinado.

A imagem da TC tem se tornado cada vez melhor.

A velocidade de varredura (*scanning*) já chega a 1s em tomógrafos convencionais e a até 20ms em alguns tomógrafos ultra-rápidos.

3



## TC – Princípios de Funcionamento

**A TC é um exame no plano axial, mas que permite a reprodução de imagens em qualquer plano.**

**Tomógrafos mais recentes, permitem que sejam realizados cortes sem intervalos, o que possibilita a criação de imagens tridimensionais.**

Em um exame, um feixe de raios X do calibre de um lápis gira ao redor do paciente formando uma imagem de uma "fatia" do mesmo. São formados pequenos blocos de tecidos (voxels), cada um com um determinado valor de absorção conforme as características do tecido escaneado. Estas imagens são reconstruídas em um plano bidimensional (pixels) na tela do computador

4

## REVISÃO!

### Coeficiente de Atenuação Total ou Linear.

Quando um feixe de radiação X incide sobre um material de espessura  $x$ , parte do feixe é espalhada, parte é absorvida pelos processos já descritos e uma fração atravessa o material sem interagir.

A intensidade  $I$  do feixe emergente está associada à intensidade  $I_0$  do feixe incidente, pela relação onde  $\mu$  é probabilidade do feixe sofrer atenuação, devido principalmente ao espalhamento Compton e à absorção fotoelétrica, sendo denominado Coeficiente de Atenuação Total ou Linear.

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

5

### Número de CT

Número de Hounsfield ou Número de CT: ou CT#

$$HU_x = 1000 \times (\mu_x - \mu_{\text{água}}) / \mu_{\text{água}}$$

Cada pixel é representado por um brilho, ou escala de cinza, correspondente que indica o coeficiente de atenuação linear média do tecido em questão. O coeficiente de atenuação linear média é baseado nos coeficientes da água, do ar e dos ossos, como está disposto na tabela abaixo.

Utiliza-se a água como referência por que seu número CT é similar ao dos tecidos moles e também por ser de fácil obtenção para calibrar os aparelhos.

6



## Números de Hounsfield

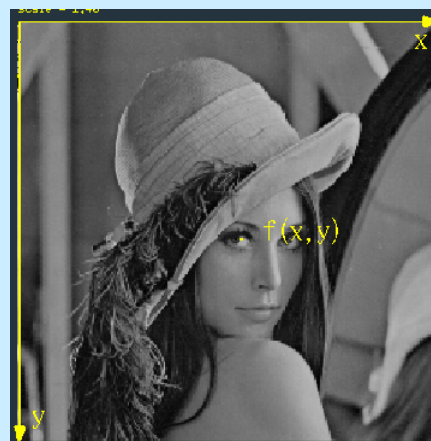
Material	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	Densidade eletrônica (e/cm <sup>3</sup> × 10 <sup>23</sup> )	Número de Hounsfield
Ar	<0,01	<0,01	-1000
Pulmão	0,25	0,83	-300
Gordura	0,92	3,07	-90
Água	1,00	3,33	0
Matéria branca	1,03	3,42	30
Matéria cinzenta	1,04	3,43	40
Músculo	1,06	3,44	50
Osso cortical	1,8	5,59	1000+

7



## Representação de uma Imagem

Uma imagem monocromática é uma função de intensidade de luz bidimensional  $f(x,y)$ , onde  $x$  e  $y$  denotam coordenadas espaciais e o valor de  $f$  no ponto  $(x,y)$  é proporcional ao brilho (ou nível de cinza) da imagem neste ponto (ver Figura). Esta função também pode ser vista como uma superfície no espaço  $(x,y,z)$ , onde para cada ponto  $(x,y)$  plota-se na coordenada  $z$  o valor de  $f(x,y)$  (obs: abordagem muito utilizada em morfologia matemática.).



Lenna

8



## Amostragem e Quantização

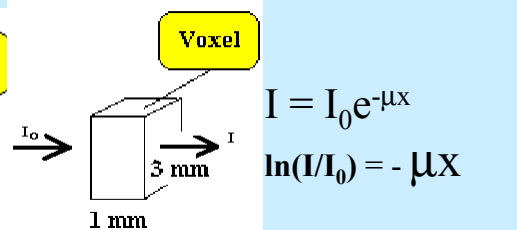
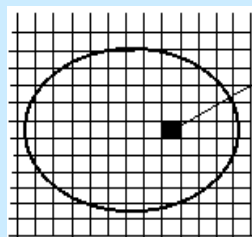
Representação matricial da imagem da Lenna em uma região de interesse de pixels (à direita) em torno de um ponto indicado sobre o olho da Lenna (à esquerda).



9



## Básico sobre Imagem Tomográfica



Na imagem final cada pixel representa um ponto de cinza da imagem final obtida em um plano da Tomo.

$$I_0 \rightarrow \mu_1 \rightarrow \mu_2 \rightarrow \mu_3 \rightarrow \mu_4 \rightarrow I$$

$$\ln(I/I_0) = -(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \dots)$$

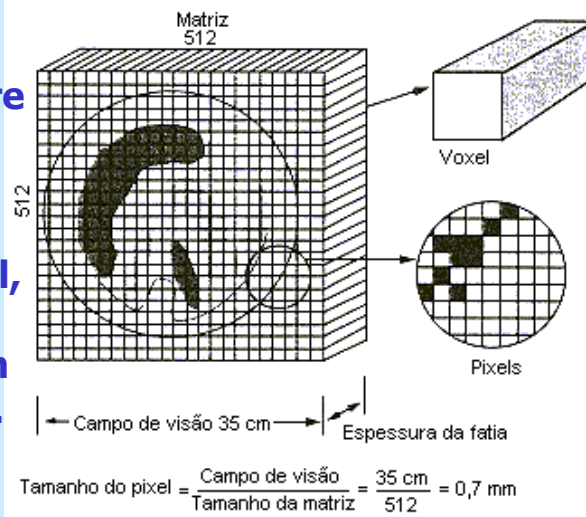
Formulação discreta de atenuação em cada voxel.

10



## Campo de Visão

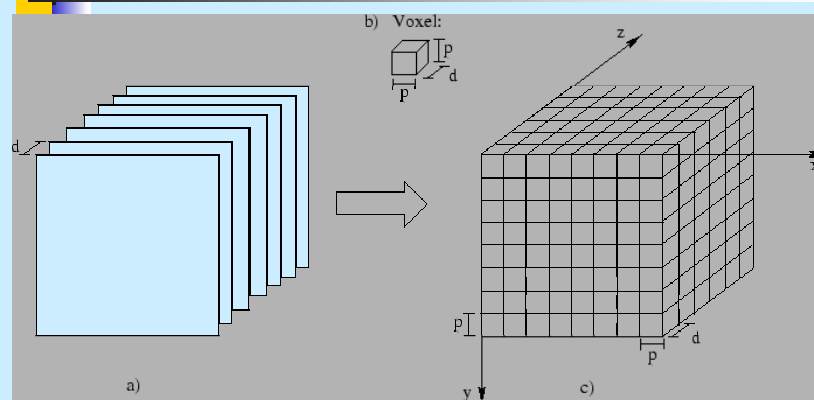
**Relação entre campo de visão, tamanho da matriz, voxel, e pixel em uma imagem tomográfica.**



1.1



## Representação dos Voxels



**Imagens tomográficas possuem normalmente 512x512 ou 256 x 256 pixels e profundidade de 1 ou 2 bytes por pixel.**

12



## Formulação contínua

$$I_0 \rightarrow \boxed{\mu(x)} \rightarrow I(x) \quad \ln(I_0/I) = \int \mu(x) dx$$

$\mu$  depende em princípio de duas formas de interação que causam a atenuação nos raios x: **Efeito Compton e Efeito Fotoelétrico.**

**O coeficiente de atenuação  $\mu(x)$  depende da Energia do RX**

O Efeito Compton  $\mu_C$  depende da densidade de elétrons do voxel e da densidade total. O Efeito Fotoelétrico  $\mu_F$  depende de  $Z^3$  etc.

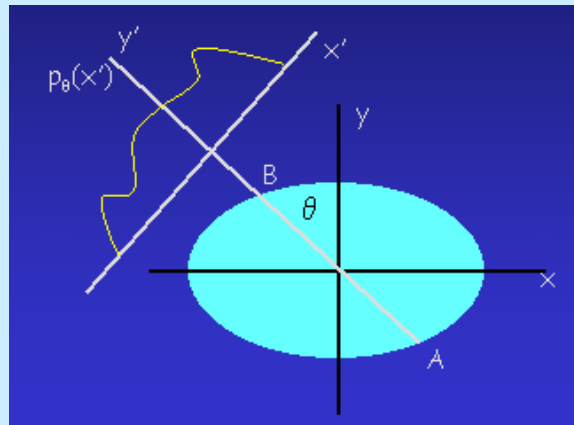
Assim:  $\mu(x) = \mu_C(x) + \mu_F(x)$

13



## Método analítico de Reconstrução

**PROBLEMA:** Encontrar  $\mu(x,y)$  dado um conjunto de projeções  $p_\theta(x')$  -> Transformada Inversa de Radon



14



## Técnica de Reconstrução

Método analítico de reconstrução tomográfica:

Se define a projeção de um objeto pela relação:

$$p_{\theta}(x') = \int_{AB} \mu(x, y) dy' \quad (1)$$

Para mostrar as diferentes trajetórias AB, consideramos  $x' = x \cos(\theta) + y \sin(\theta)$  e reescrevemos em forma de uma convolução com um conjunto de funções de Dirac:

$$p_{\theta}(x') = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - x') dx dy \quad (2)$$

15



## Teorema do Corte Central

Da expressão do corte vem:

$$p_{\theta}(x') = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - x') dx dy$$

No caso particular em que  $\theta = 0$ :

$$p_0(x') = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \delta(x - x') dx dy$$

Obtém-se:  $p_0(x') = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) dy \quad (3)$

Fazendo-se a Transformada de Fourier em ambos os lados:

$$P_0(u) = \int_{-\infty}^{\infty} p_0(x) e^{-jux} dx = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) e^{-jux} dy dx \quad (4)$$

16



## Reconstrução

A TF bidimensional de  $\mu$  é expressa por:

$$M(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) e^{-jux} e^{-jvy} dy dx \quad (5)$$

Verificando a expressão (3) pode-se afirmar que:

Para o ângulo  $\theta = 0$   $P_0(u) = M(u, 0)$  (6)

Generalizando para qualquer ângulo  $\theta$  vem:

$$P_\theta(u) = M(\rho, \theta)$$

17



## Observações

O teorema do corte central nos permite “construir” no plano de Fourier  $M(u, v)$  a partir das transformadas das projeções  $P(u)$  fazendo uma associação radial espacial de seus valores.

Uma vez constru-ida a função  $M$ , basta fazer a TF bidimensional inversa e obteremos uma estimativa de  $\mu$ , levando em conta o fator de resolução inhomogêneo devido à menor amostragem nas extremidades do plano.

18



## Imagens da Tomografia

**Para cada pixel da matriz é atribuído um número derivado do valor computado do coeficiente de atenuação linear médio do voxel. Geralmente a matriz possui 512x512; 1024x1024 etc. pixels.**

Cada pulso de raio-X dura 2 a 3 ms, completando uma volta em cerca de 1 s. Cada  $\theta$  gera 300 somas.

Cada vez que o tubo emite um pulso, cada detector mede o logaritmo da intensidade que recebe. Este valor representa a soma de todos os números CT dos voxels atravessados pelo raio, completando uma projeção. Cada voxel é atravessado pelo feixe em diferentes direções, durante a rotação do anel. O número CT de cada voxel está portanto representado em várias somas.

19

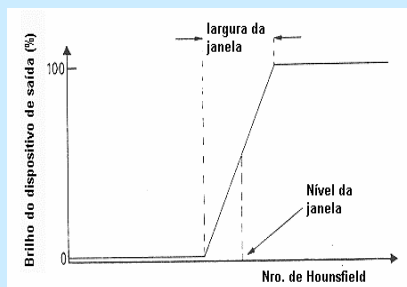


## Ajustes da Tomo

**Largura da Janela:** Intervalo de números do branco ao preto

**Nível da Janela:** Nível de cinza correspondente ao CT#

Para os tecidos em geral, o CT# depende da energia do feixe empregado.



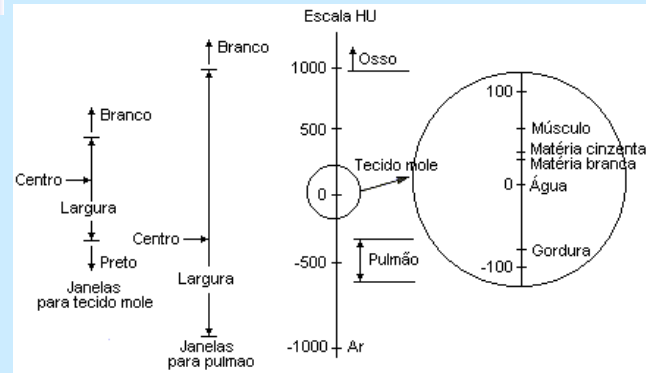
Por exemplo, para 80 keV, se o coeficiente de atenuação linear típico de ossos é de 0,38 , e da água 0,19 , o número CT dos ossos é de +1000 e o da água é 0.

Assim: Ossos  $\mu \approx 2\mu_a$   
1% = 10 CT#

20



## Ajuste de Cortes



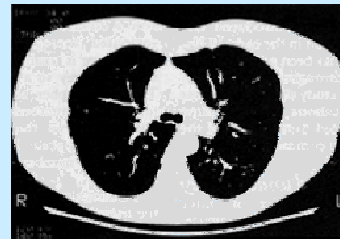
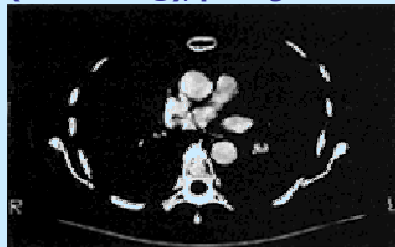
O ajuste de nível/janela determinam como os valores calculados para os coeficientes de atenuação dos tecidos são visualizados. A largura da janela determina o intervalo do branco ao preto. O centro da janela determina o valor intermediário.

21



## Imagens da Tomo

Por convenção, altos valores de CT são imageados como branco, e baixos como preto. Como o olho humano não pode distinguir os milhares de coeficientes, utilizamos a técnica de janelas (*windowing*), para graficar somente os valores em uma certa faixa



Tomo do tórax na altura do mediastino, usa uma janela de CT=500, com níveis de -211 a 289, em intervalos de 39. Os pulmões, que têm CT muito menor, são escuros.

Para observar os pulmões, usamos uma janela de CT=850, em um níveis muito mais baixo, próximo de -1000, e o mediastino fica completamente branco

22



## Gerações de TC

### A. Scanners de primeira e segunda geração

- **Primeira geração (EMI, 1972):** feixe linear, um detector; 160 pontos por projeção; 180 projeções; 5 minutos por fatia.
- **Segunda geração:** feixe em leque, vários detectores; maiores passos na rotação; 1 minuto por fatia.

### Reconstrução da imagem

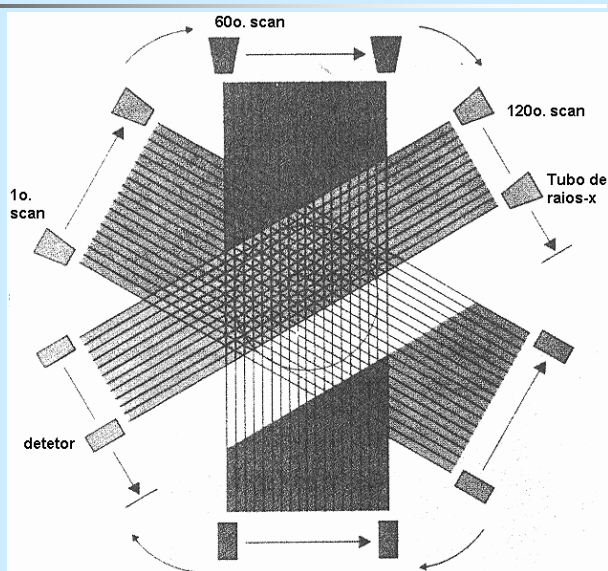
- A geração da imagem requer a determinação do coeficiente de atenuação de cada voxel.
- Algoritmo de reconstrução: retroprojeção com aplicação de filtro.
- Computadores com processadores paralelos podem fazer a análise de milhões de pontos muito rapidamente.

23



## Primeira Geração TC

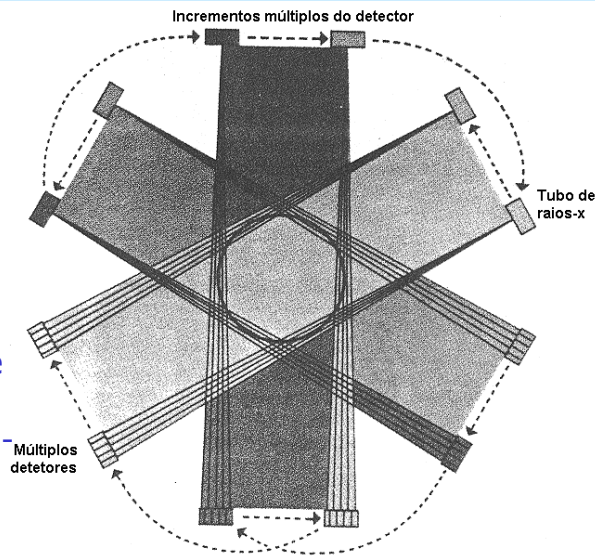
A fonte de raios-x e o detector passam transversalmente ao longo do objeto sendo analisado, com rotações sucessivas ao final de cada movimento transversal.





## Segunda Geração

Um feixe de raios-x com um pequeno ângulo e vários detectores registram vários pincéis simultaneamente. Como os pincéis divergentes passam através do paciente em diferentes ângulos, o gantry pode girar em incrementos de vários ângulos resultando em menores tempos de leitura.



## Características Segunda Geração

- CRT (monitor de vídeo), impressão a laser em filme radiográfico.
- Normalmente são utilizados 12 bits por pixel, que representam 4096, um intervalo dinâmico muito maior que a capacidade de display de monitores e filmes.
- Janelas com diferentes níveis e larguras são utilizadas para otimizar a aparência das imagens.
- Nível da janela (ou centro): nro. de Hounsfield que será mostrado com intensidade média na imagem.
- Largura da janela: intervalo de nro. mostrados em torno do nível.
- Exemplo:** nível=50 e largura=100 implicam que HUs iguais ou menores que 0 serão mostrados como preto e HUs iguais ou maiores a 100 serão mostrados como branco e HUs de 50 serão mostrados no tom intermediário de cinza.



## Janelamento

Por convenção, altos valores de CT são mapeados (imageados) como branco e baixos como preto.

Como é impossível ao olho humano distinguir os milhares de coeficientes, utilizamos a técnica de janelas (windowing) para visualizar os valores dentro de determinada faixa.

Um exemplo é a janela de mediastino na TC de tórax, na qual usa-se um CT de 500, variando entre -211 e + 289 com intervalos de 39.

Os pulmões ficam bastante escuros nesta janela, uma vez que seu CT é muito menor. Para observar os pulmões é necessário mudar o CT em uma janela para que os pulmões sejam melhor visualizados.

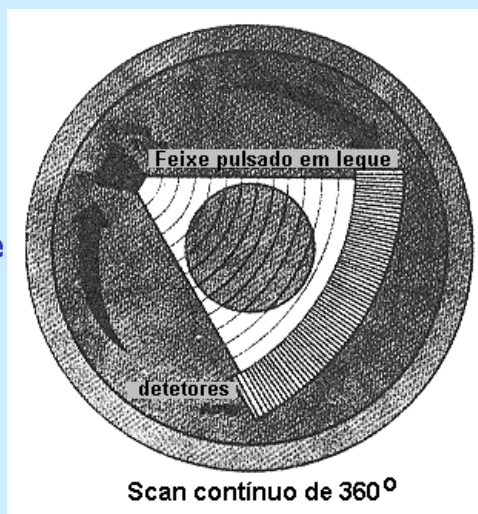
27



## TC de Terceira Geração

**Terceira geração:** tubo rotativo com feixe em leque e detectores rotativos.

**Um feixe de raios-x com um grande ângulo abrange todo o objeto investigado. Várias centenas de medidas são registradas para cada pulso da fonte de raios-x.**



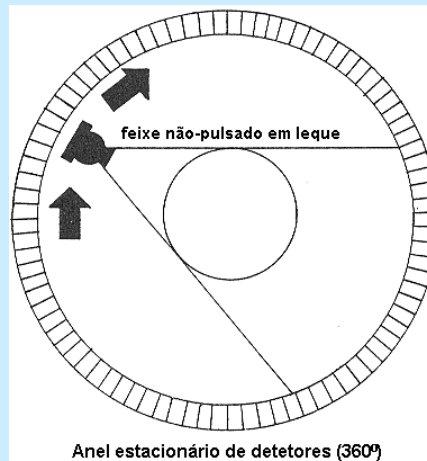
28



## TC de Quarta Geração

**Tubo rotativo com feixe em leque e um anel de detectores (até 4800). Aquisição de uma fatia em  $<1s$ .**

**Neste equipamento há uma fonte giratória de raios-x e um anel contínuo de 360° de detectores estacionários. Partes do feixe passam por fora do paciente e são utilizadas para calibrar os detectores.**



29



## TC Modernos ( Quarta Geração)

### A. Tubos de raios-x e colimadores

- O aquecimento do tubo em geral é alto.
- Mancha focal de aproximadamente 1 mm.
- Tubos de alta performance podem custar mais de US\$ 50.000,00.
- O feixe é colimado quando sai do tubo e novamente quando chega no detector.
- A colimação define a largura da fatia e reduz o espalhamento.
- A elevada filtragem do feixe leva a feixe com camadas semi-redutoras de 10 mm de alumínio.

30



## TC Quarta Geração

### B. Detetores de estado sólido

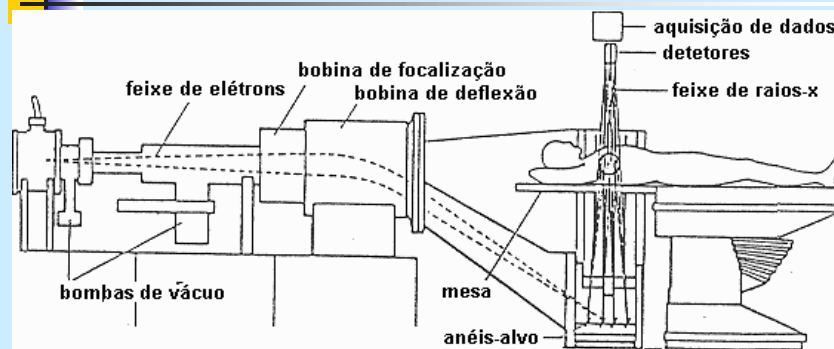
- Cintiladores que produzem luz quando raios-x são absorvidos.
- O detetor de luz acoplado ao cintilador gera um sinal elétrico proporcional à intensidade da radiação incidente.
- Material mais usado: **tungstanato de cádmio ( $\text{CdWO}_4$ )**.

As restrições à geometria permitem que somente detetores de estado sólido sejam utilizados em equipamentos de quarta geração.

31



## TC de Quinta Geração - Helicoidal



### Visão longitudinal do scanner CT-100 da Imatron.

Trata-se de equipamento extremamente rápido, uma vez que não possui partes móveis (o controle do feixe é eletrônico).

Note o uso de quatro anéis-alvo para aquisição simultânea de múltiplas fatias.

32



## Tomo Helicoidal

- Utilizam feixes de elétrons que são defletidos e focalizados em anéis de alvo com grande diâmetro posicionados no gantry.
- Possui múltiplos anéis de alvo e múltiplos anéis de detectores.
- Por não ter partes móveis, são extremamente rápidos (poucas dezenas de milissegundos por fatia).

### Tomografia computadorizada helicoidal

- Equipamentos com anéis de contato (slip ring) podem ser utilizados no modo helicoidal (ou espiral).

Na tomografia helicoidal, o paciente é movido ao longo do eixo horizontal enquanto o tubo de raios-x gira em torno dele.

33



## Tomo Helicoidal

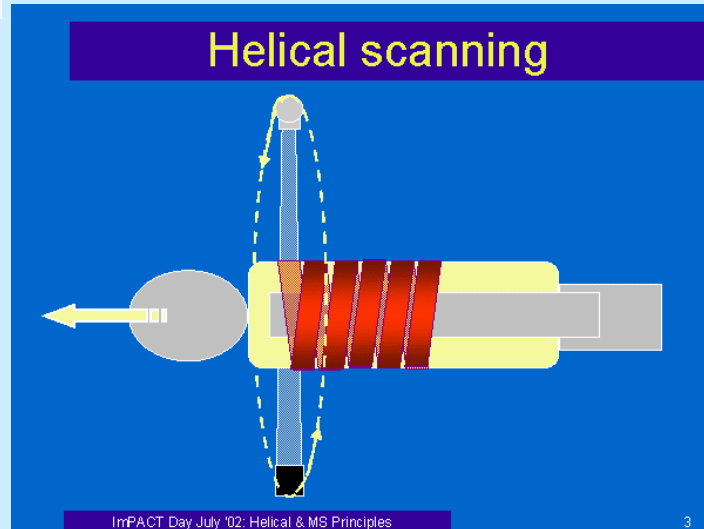
O feixe central de raios-x entrando no paciente segue uma trajetória helicoidal durante o exame.

- A relação entre o movimento do paciente e do tubo é chamada passo (**pitch**), que é definida como o movimento da mesa durante cada revolução do tubo de raios-x (medido em milímetros) dividido pela largura de colimação (medida em milímetros).
- Para uma fatia de 5 mm, o paciente pode mover-se 10 mm durante o tempo que leva para o tubo girar 360 graus, levando a um passo de 2.

34



## Tomografia Helicoidal



35



## Tomo Helicoidal

- A reconstrução da imagem é obtida interpolando-se as projeções obtidas em posições selecionadas ao longo do eixo do paciente.
- As imagens podem ser reconstruídas em qualquer nível e com qualquer incremento mas têm sempre a espessura do colima-dor utilizado.

36



## Qualidade das Imagens

Uma questão de compromisso entre contraste, ruído, resolução espacial e dose no paciente.

### Contraste

- Contraste da CT (nos dados "brutos"): diferença entre o nro. de Hounsfield de tecidos adjacentes. Depende do kVp (aumenta com a diminuição do kVp) e pode ser artificialmente modificado com o uso de substâncias tais como o iodo.
- O ruído pode dificultar a detecção de objetos de baixo contraste.
- Contraste no display: determinado primariamente pelas opções de janelamento.

37



## Imagens na TC

### Ruído

- Definido primariamente pelo número de fótons utilizado para fazer uma imagem.
- Para uma média 100 fótons, o desvio padrão é dado por  $\sqrt{100} = 10$ , isto é, 10% da média.
- Isto significa que 68% das medidas feitas nas mesmas condições vão apresentar resultados dentro de 1 desvio padrão (isto é, entre 90 e 110).
- Para uma média de 1000 fótons, o desvio padrão é  $\sqrt{1000} \sim 32$ , ou 3,2% da média.
- O ruído pode ser reduzido aumentando o kVp, a mA ou o tempo de scan.

38



## Resolução

- Função do tamanho do pixel.
- Se o campo de visão (FOV) é  $d$  e o tamanho da matriz é  $M$ , o tamanho do pixel é  $d/M$ .
- **Exemplo: num exame de cabeça com FOV de 25 cm e matriz de 512 x 512, o tamanho do pixel é 0,5 mm.** Como são necessários dois pixels para definir um par de linhas, a melhor resolução espacial possível é 0,5 mm.
- Resoluções típicas giram em torno de 0,7 mm a 1,5 mm.
- Resolução planar (axial) pode ser melhorada com a diminuição do FOV ou com o aumento do tamanho da matriz.
- A resolução pode ser melhorada também utilizando manchas focais menores, detetores menores ou mais projeções.
- A resolução na direção sagital depende da espessura da fatia.

39



## Dose no Paciente

- O perfil de dose não é uniforme ao longo do eixo do paciente e pode variar de fatia para fatia.
- Valores típicos de dose para uma única fatia são 40 mGy (4 rads) para um exame de cabeça ou 20 mGy (2 rads) para exame de corpo.
- As doses na superfície podem ser maiores que as internas ( $\sim 1:1$  para exames de cabeça;  $\sim 2:1$  para exames de corpo).
- Devido ao espalhamento no paciente, o perfil de dose na fatia não é quadrado mas estende-se além dos limites da fatia.
- Quando fatias adjacentes são feitas, a dose acumulada numa delas pode ser até duas vezes maior do que a recebida num única fatia.

**CTDI - computed tomography dose index:** integral do perfil de dose axial para uma única fatia dividido pela espessura nominal da fatia.

40



## Riscos da Radiação

---

- Relacionado à energia total absorvida.
- O risco para o paciente é calculado somando as doses em todos os órgãos irradiados ponderados pelas respectivas radiosensibilidades.
- É cerca de 2 mSv (200 mrem) para cabeça e 5 a 15 mSv (500 a 1500 mrem) para corpo.

41



## Diagnóstico

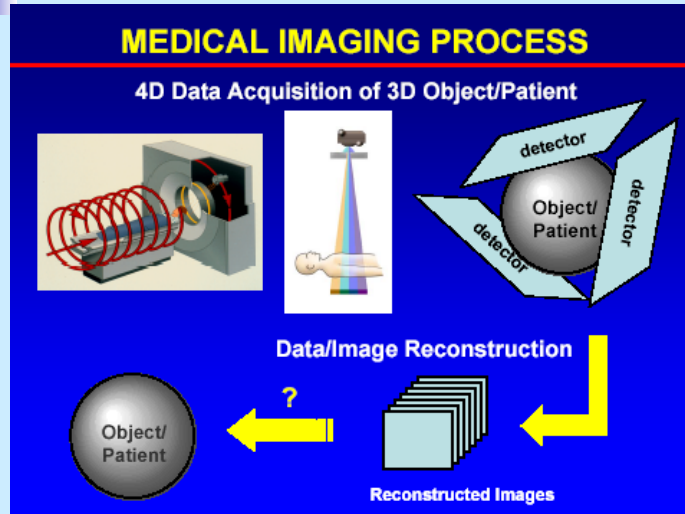
---

A TC ainda é um bom método diagnóstico para o exame do cérebro e da medula espinhal, sendo que ainda é o procedimento de escolha para o exame do tórax e do mediastino, bem como do abdome superior e da cavidade peritoneal.

É muito útil na demonstração de tumores, abscessos, ruptura de órgãos e acúmulo de líquidos com alta precisão. Também é o melhor procedimento para guiar agulhas de biópsia e para introdução de tubos de drenagem para abscessos.

42

## Processamento de Imagens Médicas



43

## Bibliografia

- A.K. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Prentice Hall, 1989.
- G.T. Herman, Image Reconstruction from Projections, Academic Press, 1980.
- J.C.Russ, The Image Processing Handbook, CRC Press, 1992.
- S.Matej, R.M.Lewitt, "Practical considerations for 3-D image reconstruction using spherically symmetric volume elements, IEEE Trans. Med.Imag., vol.15(1):68-78, Feb. 1996.
- L.A. Shepp, Y.Vardi "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography", IEEE Trans.Med.Imag., vol.1(2):113-122, 1982.

44