

Princípios Físicos em Raio-X

Marco Antonio Gutierrez

Email: marco.gutierrez@incor.usp.br

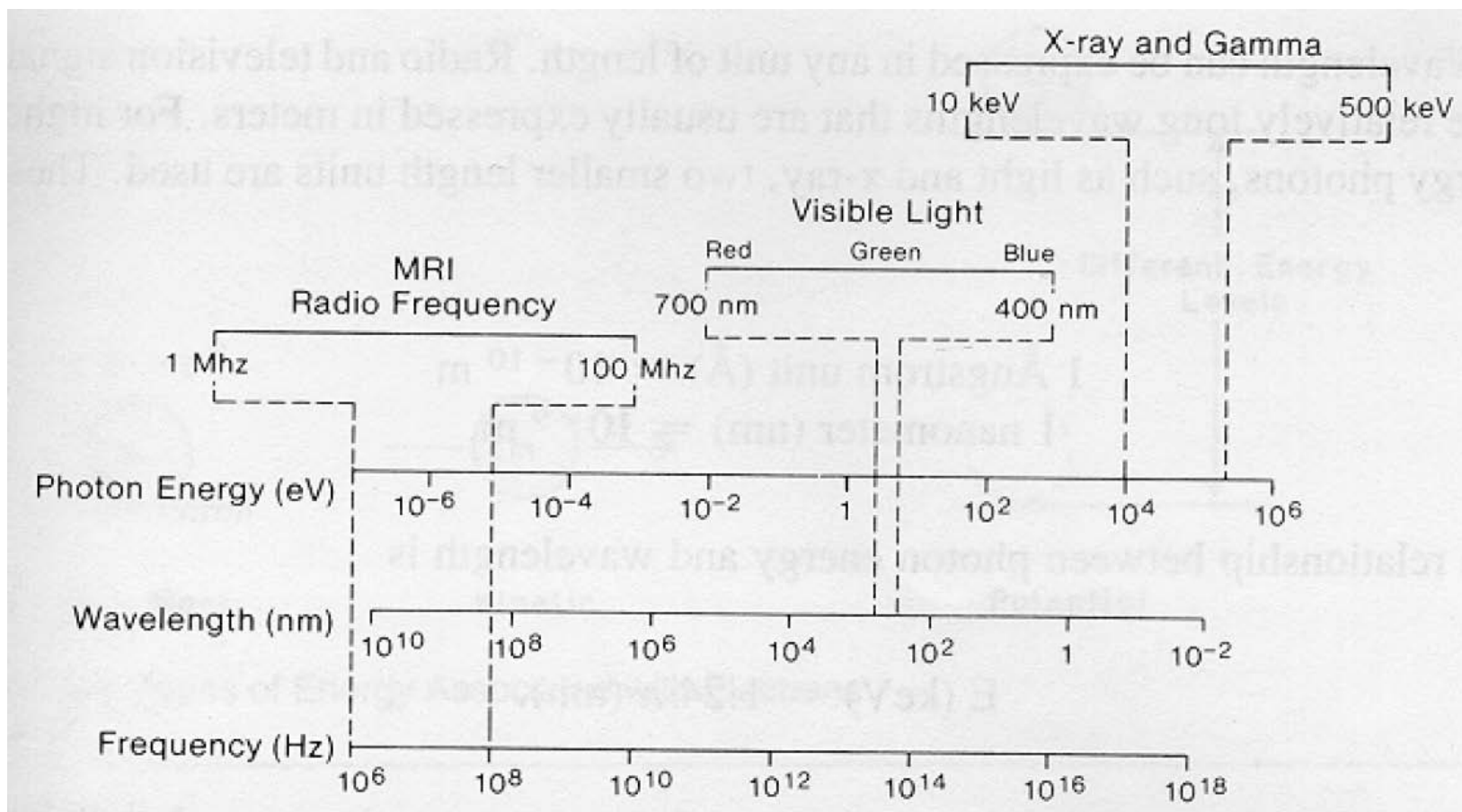
2010

- Corpuscular (p , e^- , n , α , β , ...)– Energia = Energia Cinética
- Ondulatória (luz, uv, calor, Raios-X, radiação)– Energia E.M. = $h.f = h.c/\lambda$ – $h=4,135 \times 10^{-15}$ eV \cdot s (Constante de Plank)– $C=2,997925 \times 10^8$ m/s– λ = comprimento de onda
- Radiação = Energia em propagação

MODALIDADE	FORMAS DE ENERGIA	PARÂMETROS FÍSICOS	INFORMAÇÕES
Consulta: Visual, auditivo, tato, movimento...	Luz Som Mecânica, ...		História da saúde Sintomas
Radiologia: Convencional Digital Tomográfica	Ondas e.m.	I_0, I, μ, ρ	Anatomia Dinâmica Dimensões Volumes
Ultra-sonografia: Modo – A Modo – B Modo – TM Doppler 3 - D	Ondas mecânicas	I, z v_s, v, f_0	Anatomia Dimensões Massa Movimento Função Velocidade Fluxo, ...
Medicina Nuclear: Convencional SPECT PET	Ondas e.m.	I, μ	Função Metabolismo Dimensões Volumes Anatomia
Ressonância Magnética Nuclear: Tomográficas Funcionais	Ondas e.m.	Campos magnéticos Momentos magnéticos, T_1, T_2, ρ	Anatomia Alterações na estrutura dos tecidos Dinâmica Função
Microscopia: Óptica Eletrônica	Luz visível Elétrons Luz síncrotron	I Coef. transmissão elet. Coef. reflexão elet.	Histológicas Estruturas celulares Superfície

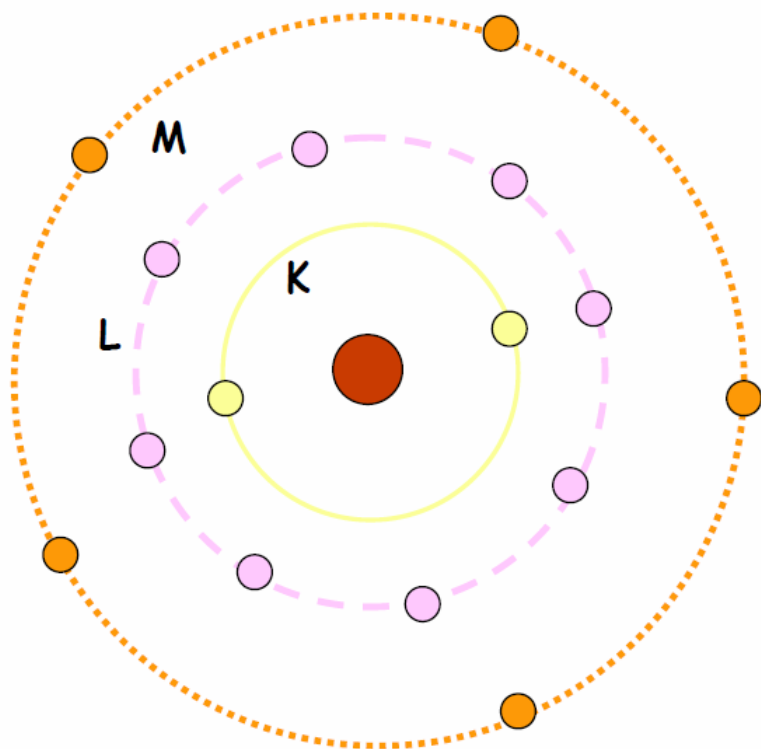
- **Radiações ionizantes:** partículas carregadas eletricamente, nêutrons, radiações eletromagnéticas
- **Radiações não ionizante:** luz, iv, uv, micro-ondas, etc.
- **Em Radiologia**
- Raio X = Radiações Ionizantes

Espectro Eletromagnético



ÁTOMO = Núcleo (positivo) + Elétrons (negativos)

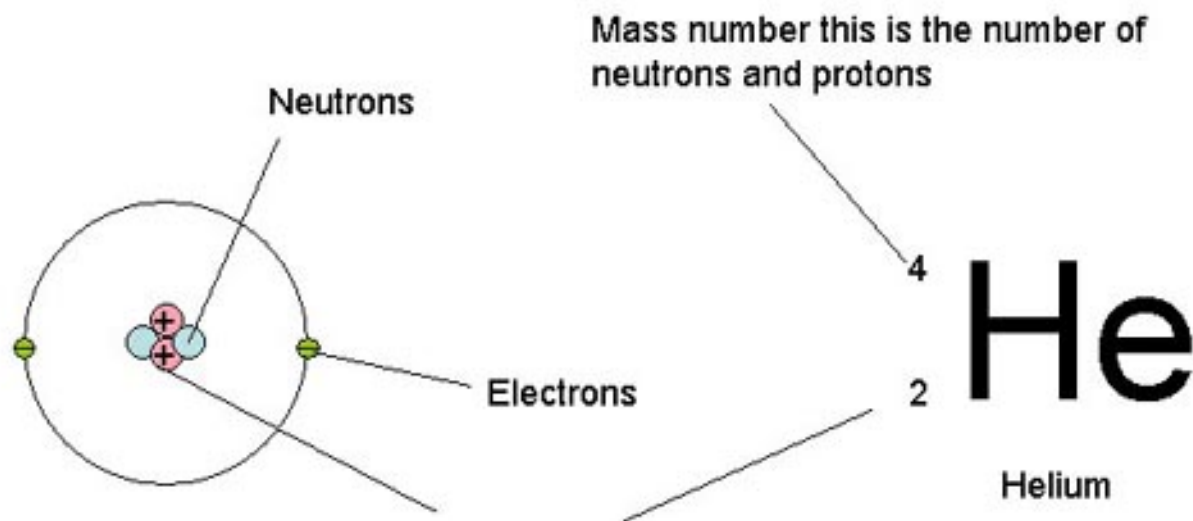
Elemento X = ${}^A_Z X$
 / A = no. de massa
 / Z = no. atômico



Elétrons se movimentam em regiões específicas (camadas)

Cada camada comporta um número limitado de elétrons com energias bem definidas e discretas = quantização

Número de elétrons na camada mais externa determina as propriedades químicas do átomo

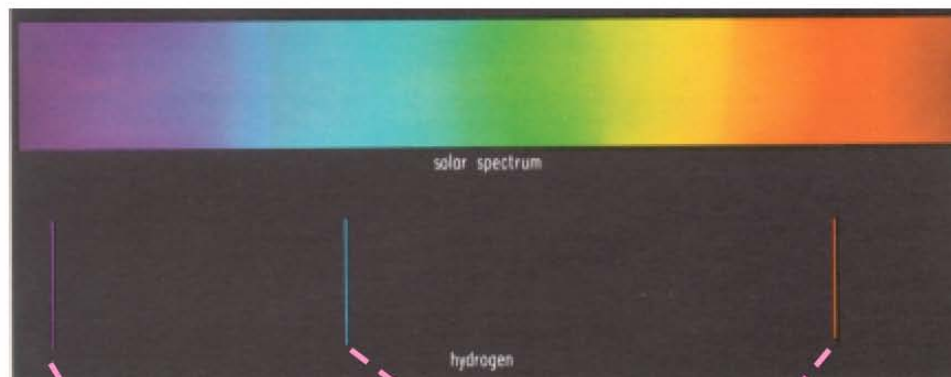


Protons:

This number lets us know how many protons there are. In a neutral atom this is also the same as the number of electrons.

Espectro de emissão solar

Espectro de emissão do H

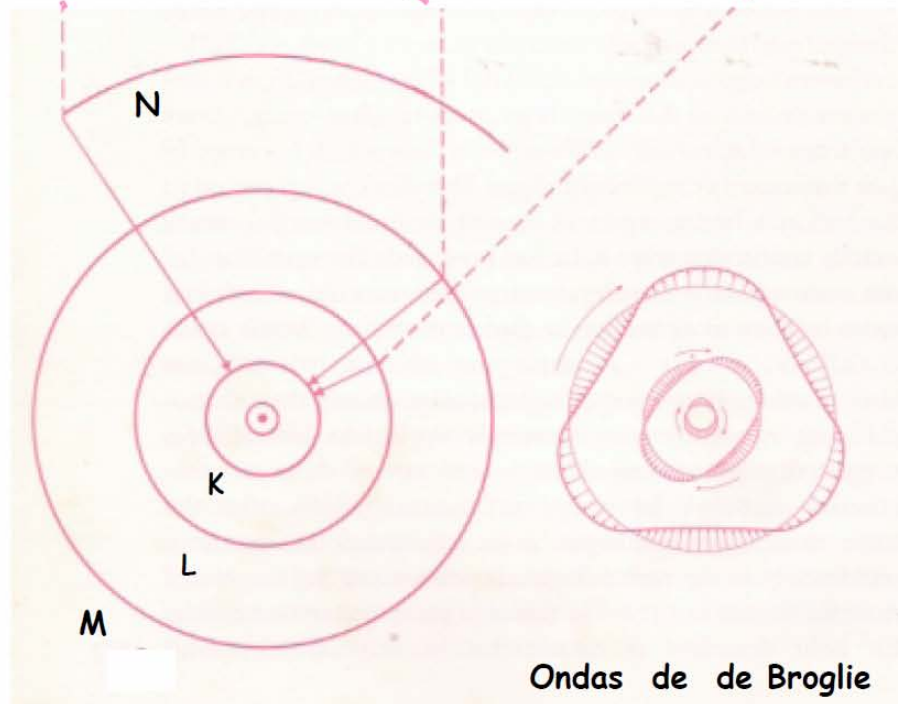


ÁTOMO DE BOHR

Níveis energéticos dos
elétrons quantizados
(1913)

ONDAS DE DE BROGLIE

Dualidade onda-partícula
dos elétrons (1924)



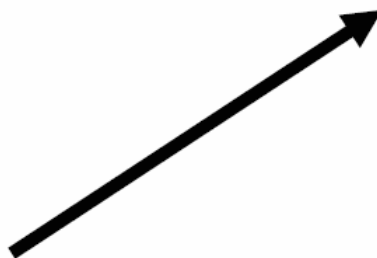
Ondas de de Broglie

- **Informações:**
 - Anatômicas (tecidos, formas, dimensões, volumes, ...)
 - Movimentos e trânsitos (algumas funções)
- **Energia = Raio X** (radiação ionizante e não visível)
- **Fonte Externa = Imagens de transmissão**
- **Transdutores/Receptores**
 - Filmes sensíveis a Raio X
 - Intensificadores de imagens + câmeras
 - Cristais de cintilação + fototubos
 - Placas de luminescência
 - Câmaras de ionização à gás

ELÉTRONS
acelerados incidem
sobre um alvo



*Interações
Coulombianas*



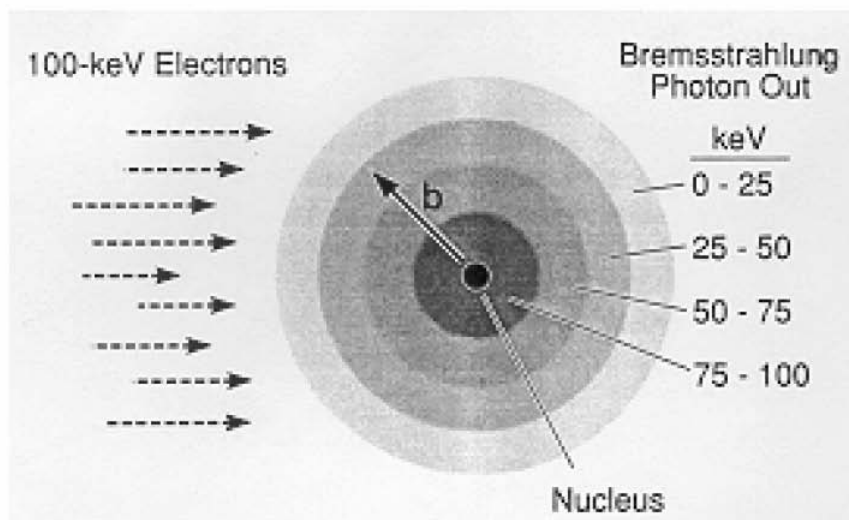
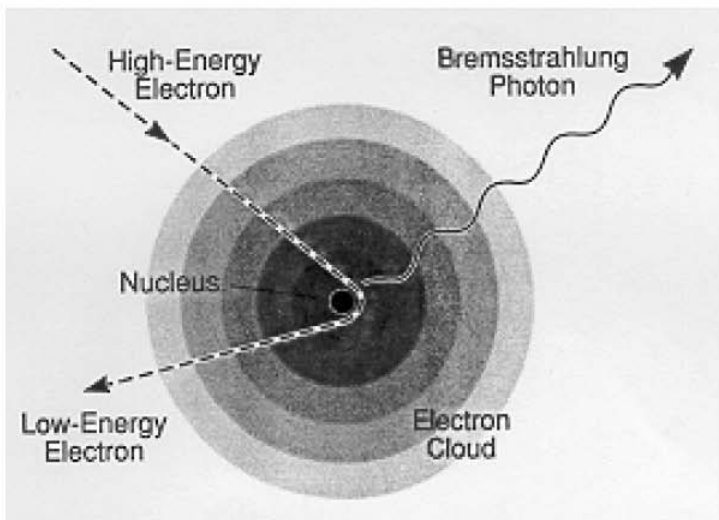
Colisões = CALOR
(> 95%)

Espalhamento Inelástico pelo
núcleo do átomo do alvo →

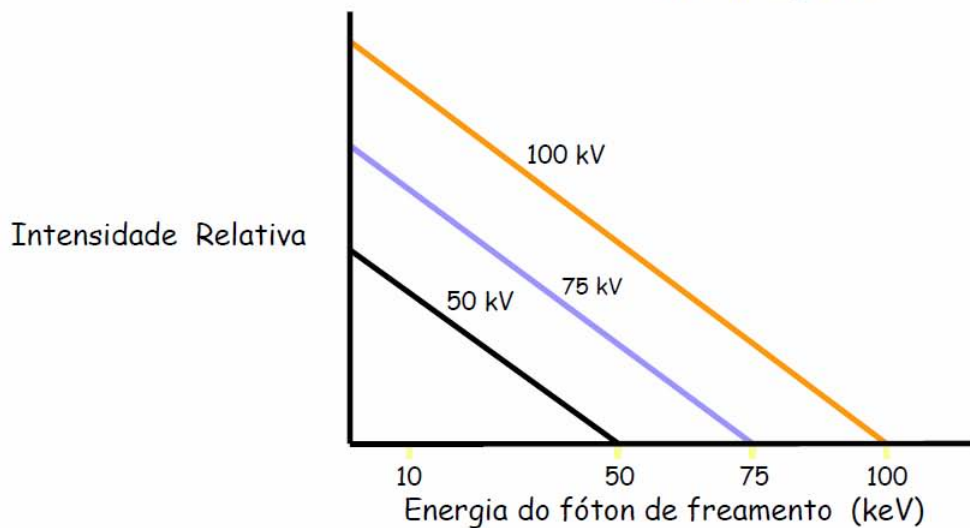
Perda de energia na forma de
radiação eletromagnética →

Radiação de Freamento =
bremstrahlung = raios X
com espectro contínuo

Radiação Bremsstrahlung



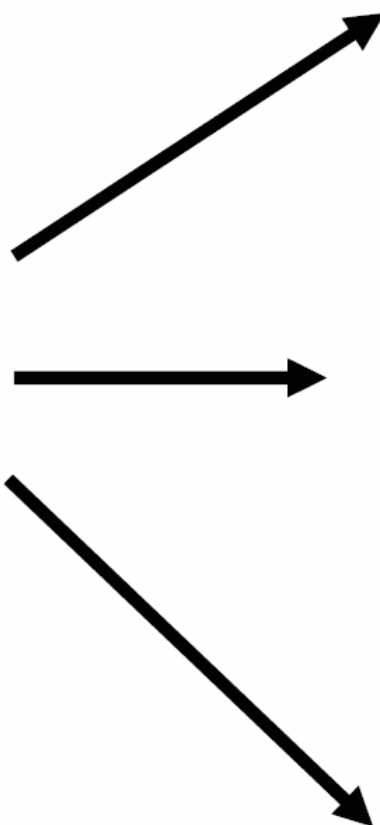
Wolbarst,1993



ELÉTRONS
acelerados incidem
sobre um alvo



*Interações
Coulombianas*



Colisões = CALOR
(> 95%)

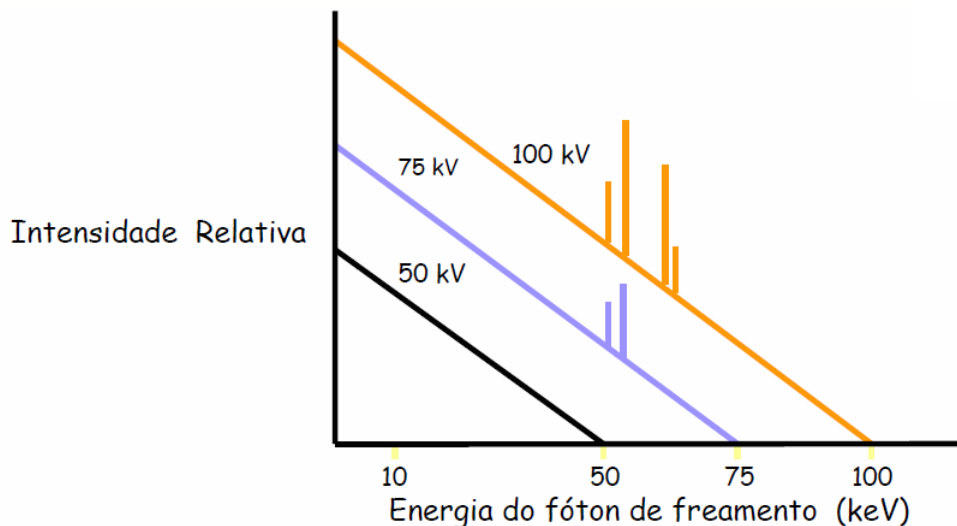
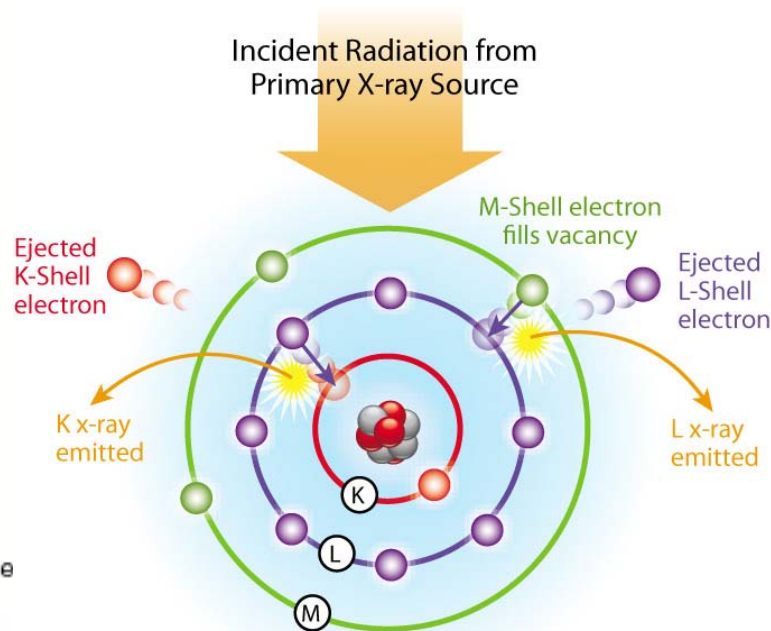
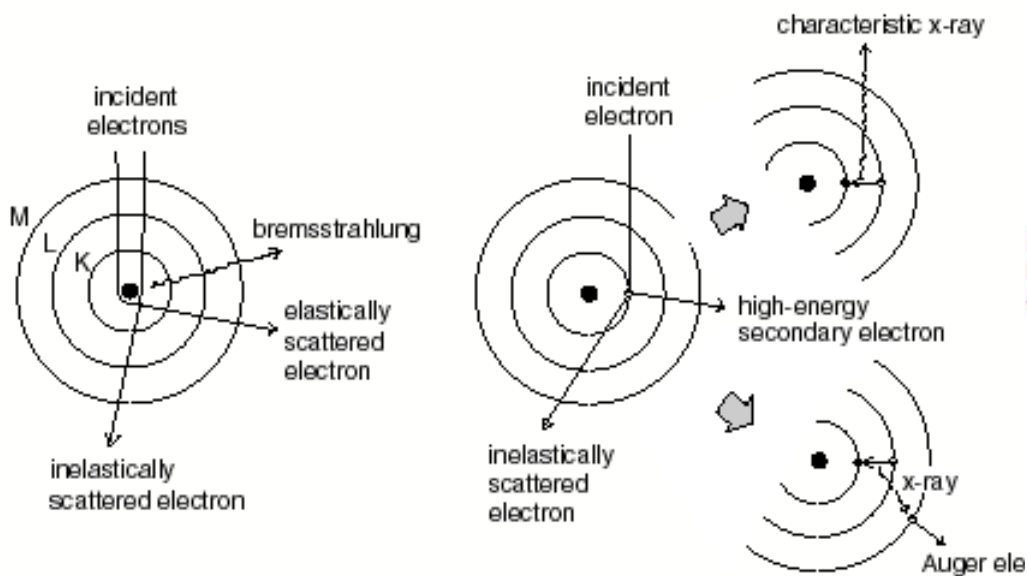
Espalhamento Inelástico pelo
núcleo do átomo do alvo →

Perda de energia na forma de
radiação eletromagnética →

Radiação de Freamento =
bremsstrahlung = raios X
com espectro contínuo

Interação com e^- das camadas
internas → colisões duras
→ emissão de raios X
característicos com energias
bem definidas = raios

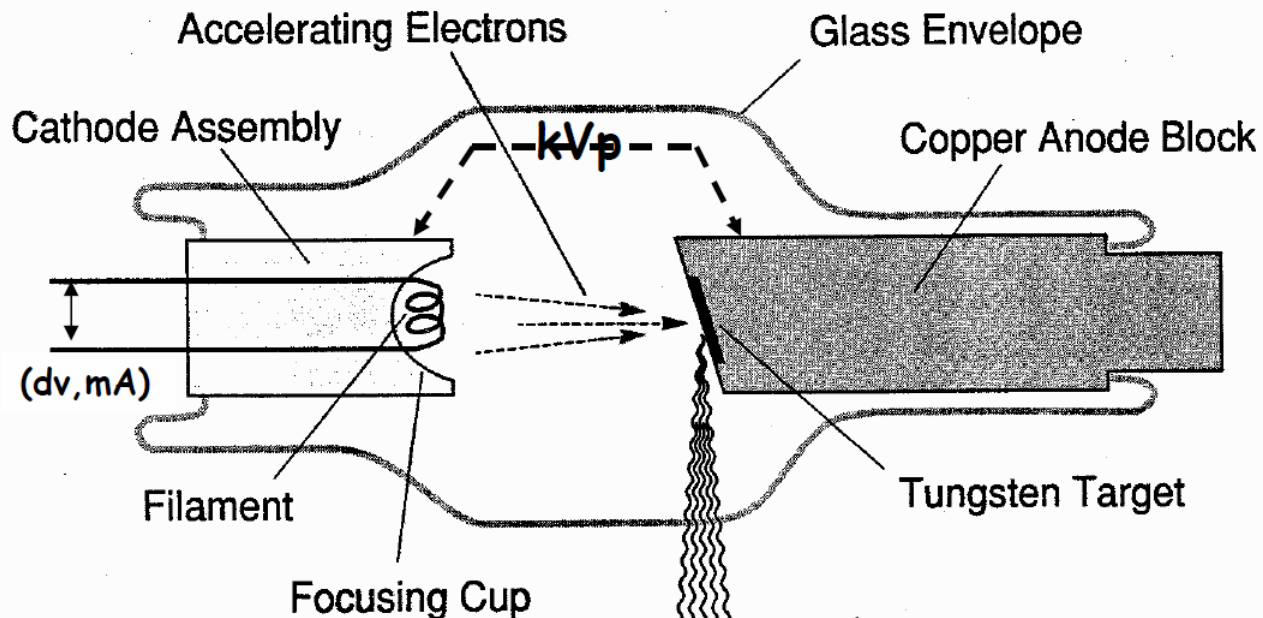
Radiação Característica



ΔV aplicada depende do tipo de estudo:

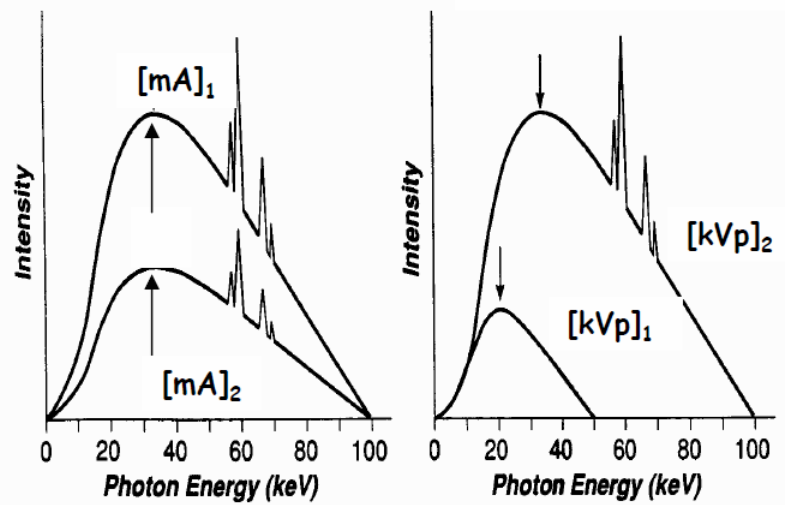
- * radiografia convencional (60 kVp a 140 kVp)
- * mamografia (~ 30 kVp)
- * tomografia (~ 140 kVp)

Tubo de Raio X com Anodo Fixo

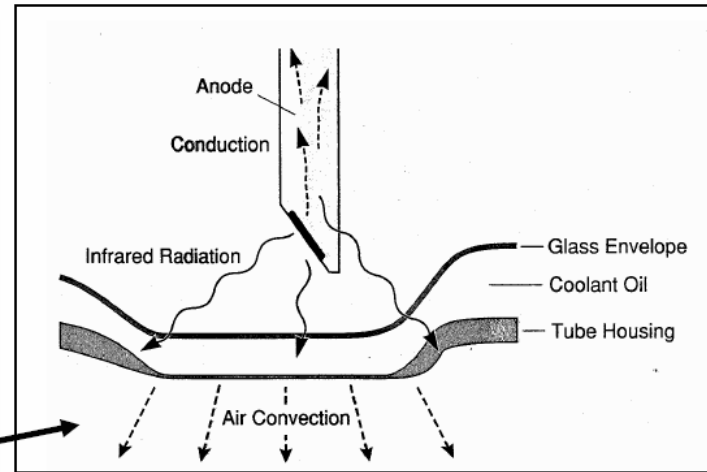
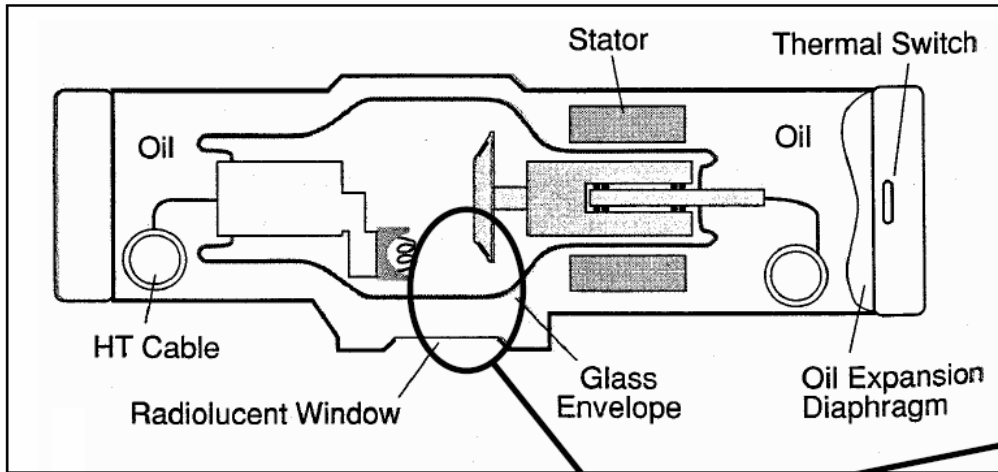
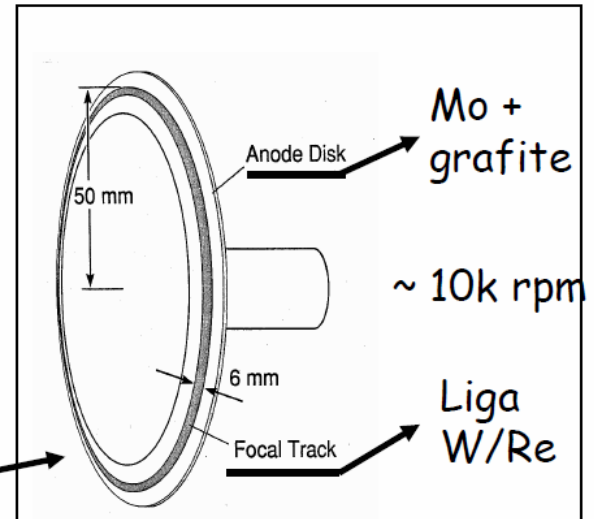
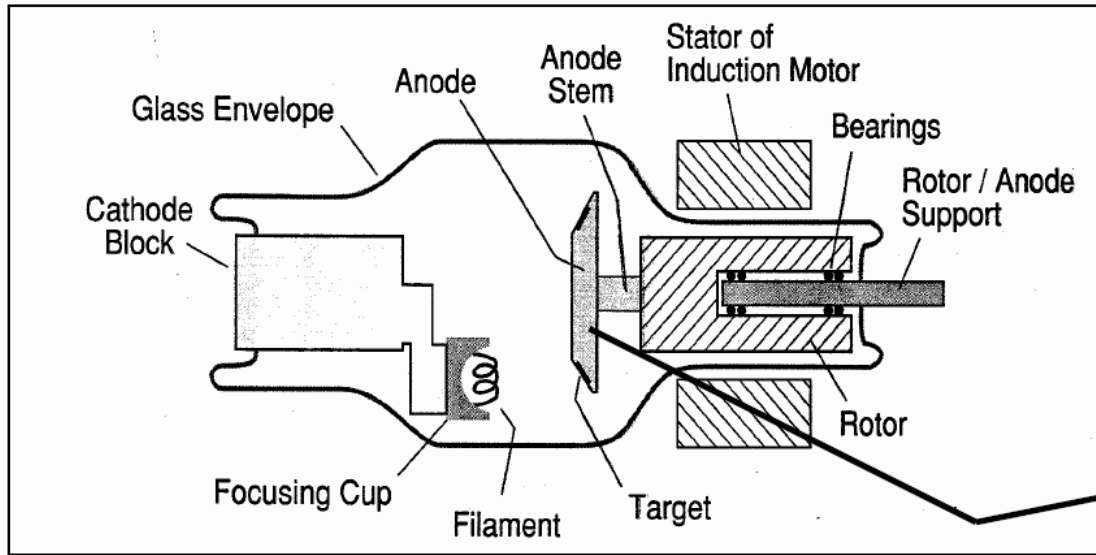


Wolbarst, 1993

Espectro emitido = $f[kVp, mA, alvo]$

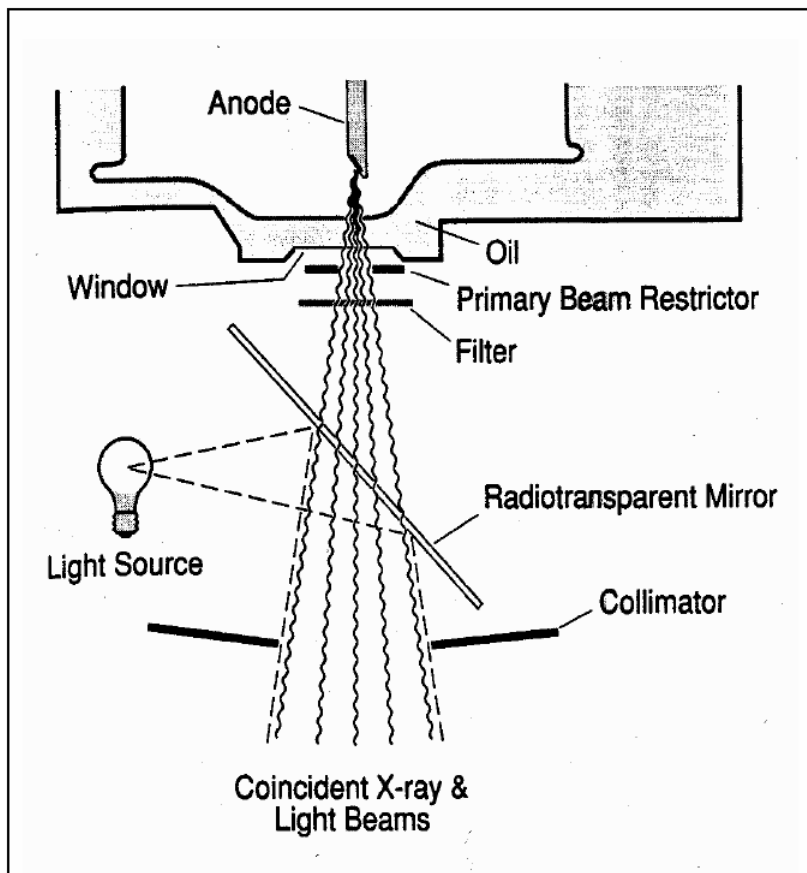


Tube de Raio X com Anodo Giratório



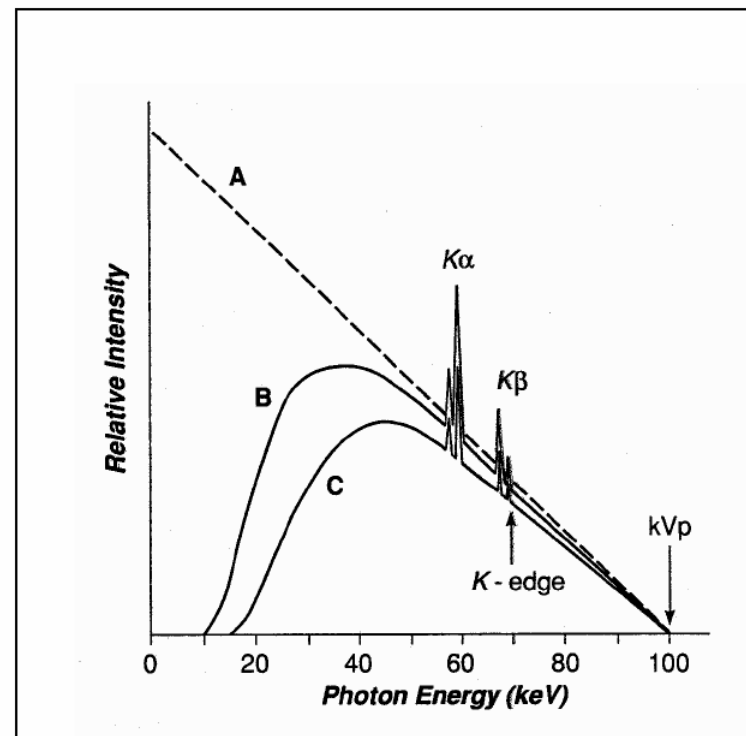
Wolbarst, 1993

Filtração e Endurecimento do Feixe



Wolbarst,1993

Janela luminosa \equiv seção do feixe de raios X para imagem



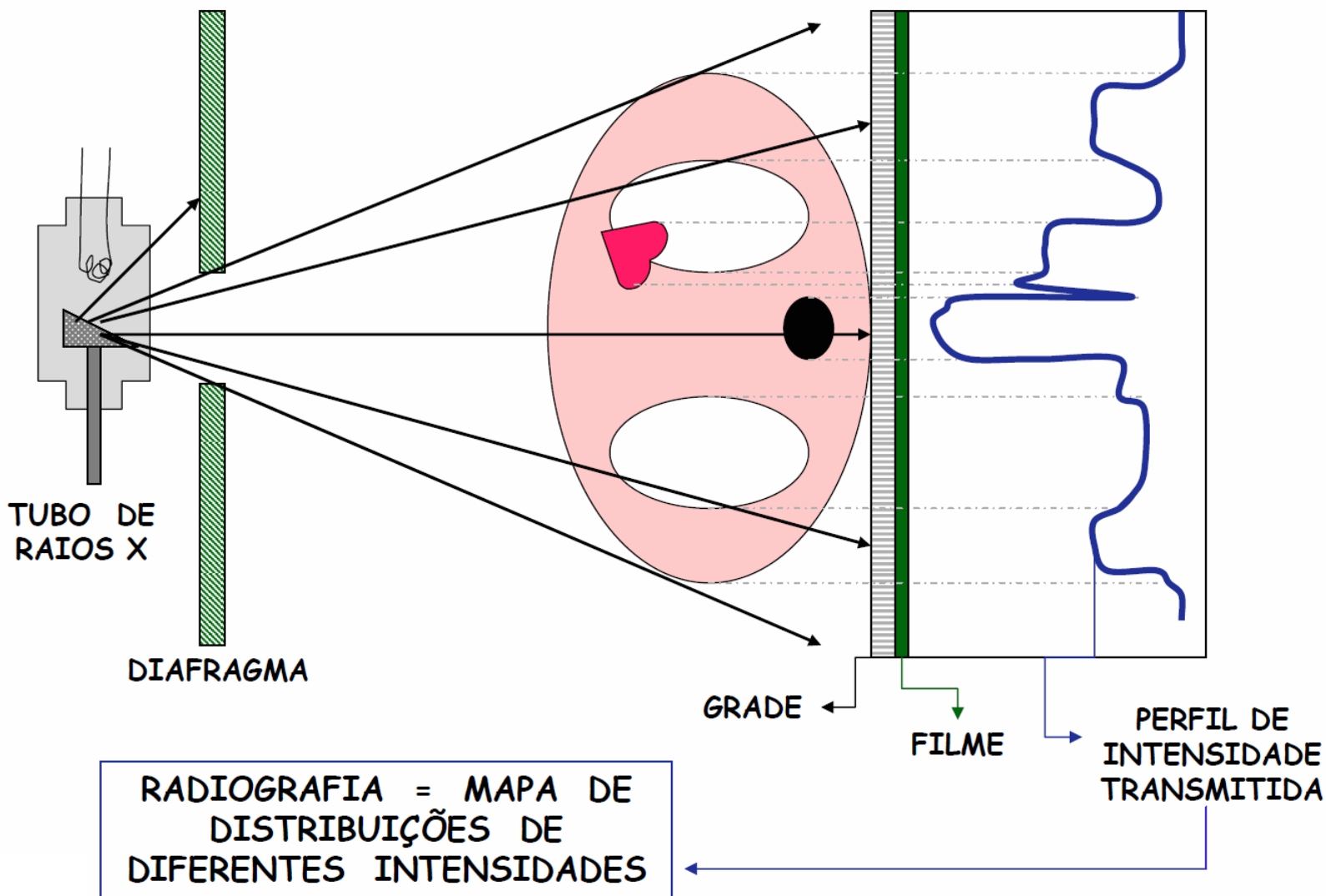
Wolbarst,1993

A = freamento puro

B = filtração inerente = tubo + alvo

C = filtração total =
inerente + adicional (eqv 2,5 mmAl)

Imagem Radiológica Primária



- **Contraste** = Diferenças entre intensidades de diferentes regiões, $C = (I_{obj} - I_{fd}) / I_{fd}$
- **Resolução Geométrica** = Menor detalhe visível. Perda de resolução = borramento
- **Ruído** = Incerteza na informação coletada, determinado pela quantidade de fótons utilizados na formação da imagem, pelas características do receptor/transdutor
- **Densidade Radiológica** = Grau de escurecimento do filme $DO = \log_{10}(I_{inc} / I_{trans})$

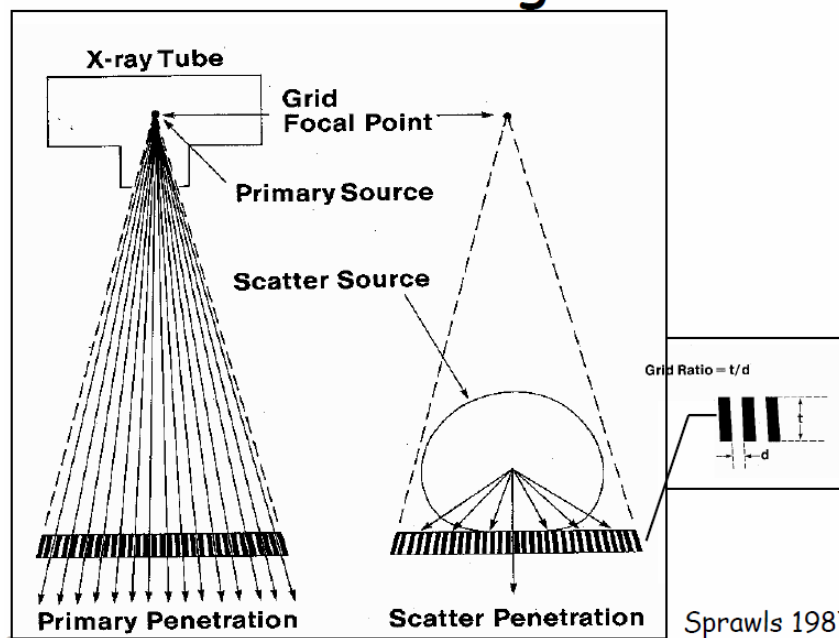
Imagem radiológica > formada pela radiação transmitida = fótons primários e espalhados

Fótons primários \supset informações "boas"

Fótons espalhados degradam imagem:

borram e reduzem contraste

\Rightarrow uso de grade entre paciente e filme



Sprawls 1987

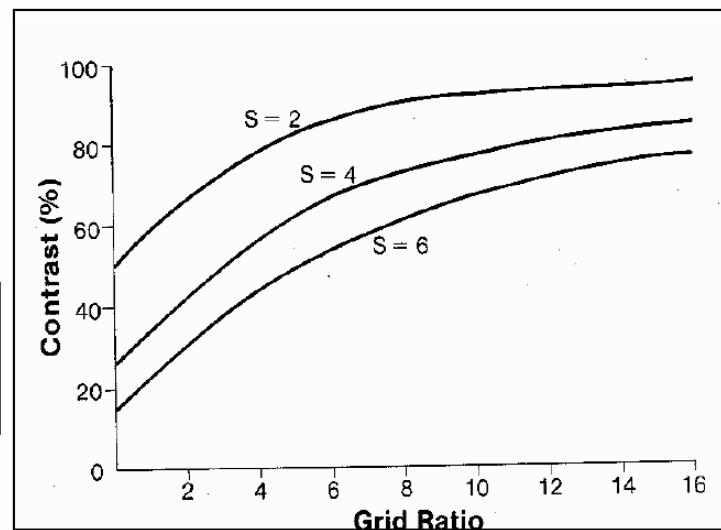


Imagem radiológica = mapa de intensidade da radiação transmitida

Visibilidade de um objeto determinada pelo *CONTRASTE*



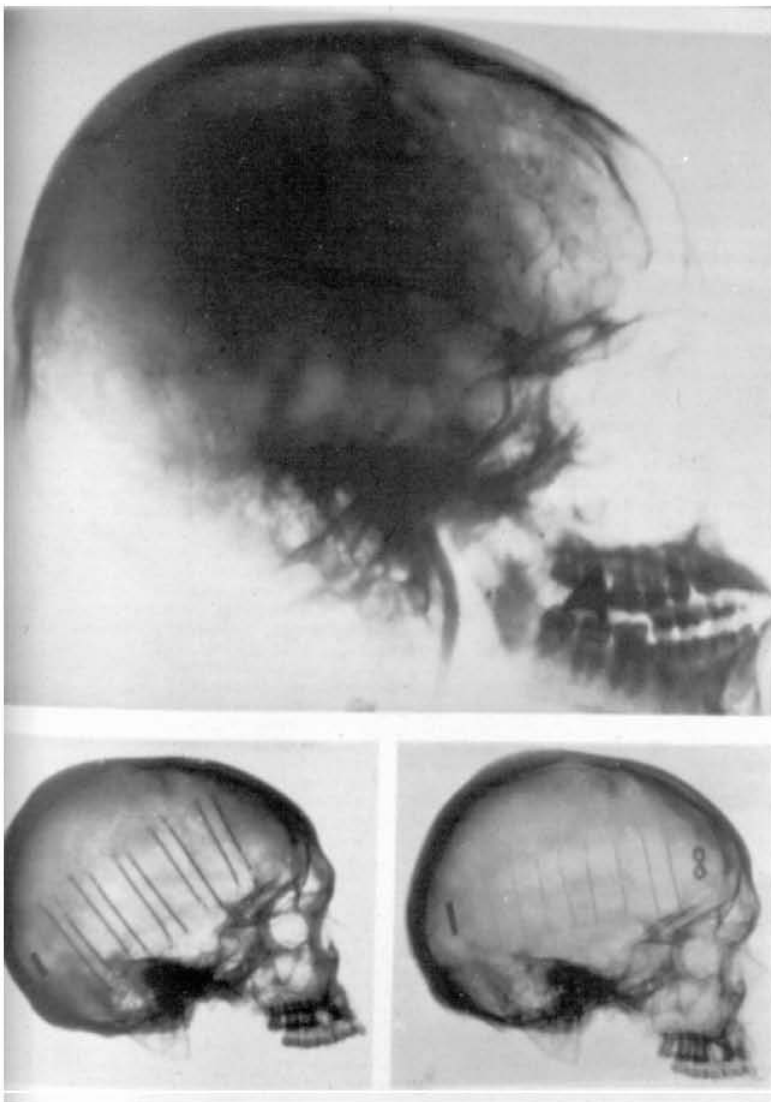
Contraste depende de:

Objeto $\Rightarrow \rho, Z, \mu, x$

Energia do fóton \Rightarrow kV,
anodo, filtro

Receptor \Rightarrow tipo, função
resposta, exposição

Penetração e Espalhamento dos fótons \Rightarrow objeto, energia dos fótons, grade



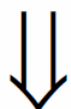
Propostas de materiais radio-
opacos como CONTRASTE por
Egas Muniz, 1927.

<i>Material</i>	Z_{efetivo}	ρ (g/cm ³)
Água	7,42	1,0
Músculo	7,46	1,0
Gordura	5,92	0,91
Ar	7,64	0,0013
Cálcio	20,0	1,55
Iodo	53,0	4,94
Bário	56,0	3,5

Radiação utilizada = ionizante \Rightarrow

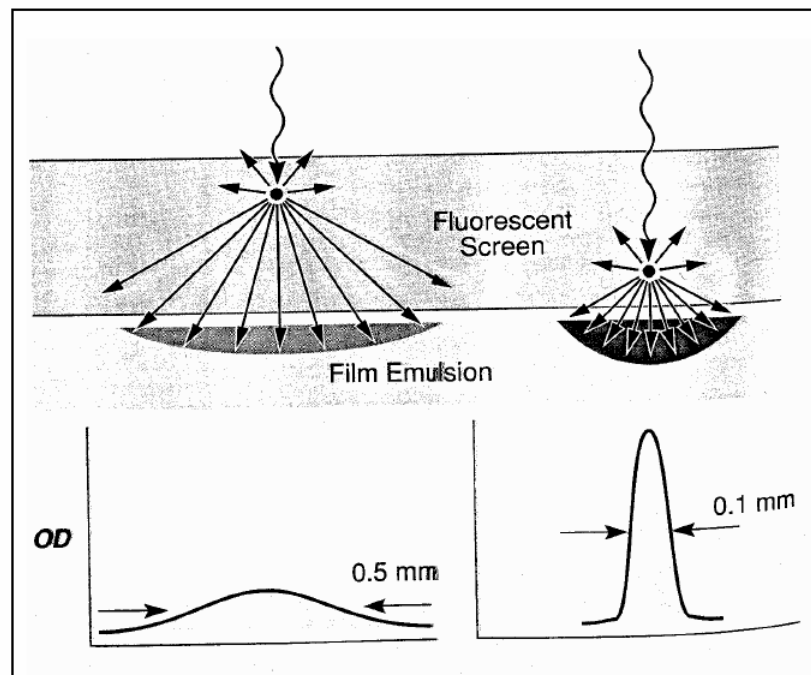
redução da dose absorvida \Rightarrow

uso de tela intensificadora junto ao filme



material fluorescente que converte o raio X em luz visível, aumentando o "escurecimento" do filme, mas também causa "borramento" na imagem que, por sua vez, depende da espessura da tela.

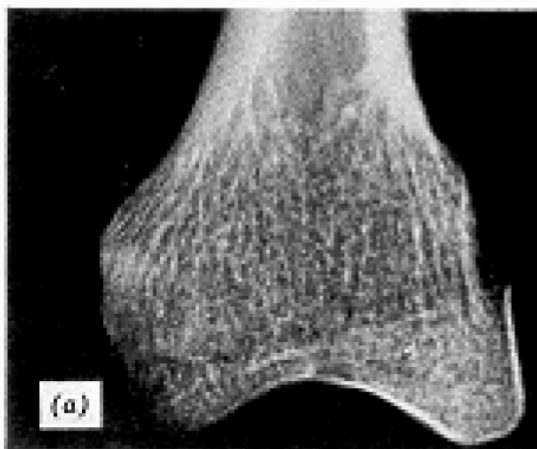
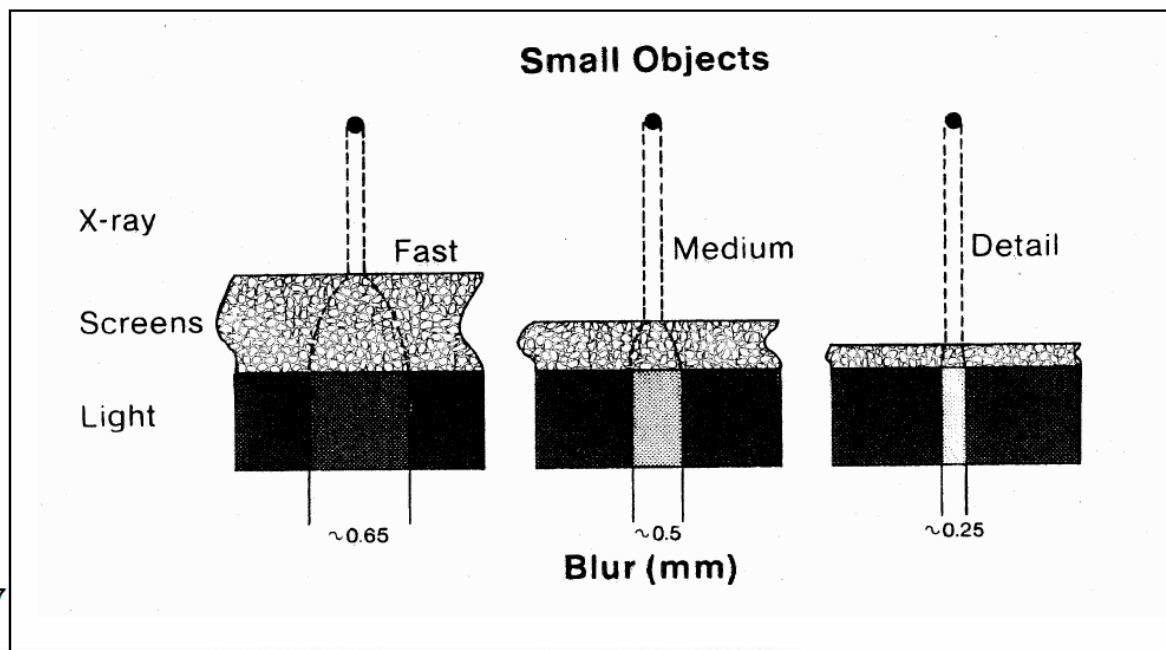
Wolbarst, 1993



TELA INTENSIFICADORA

Efeitos da espessura
sobre o borramento da
imagem

Sprawls 1987



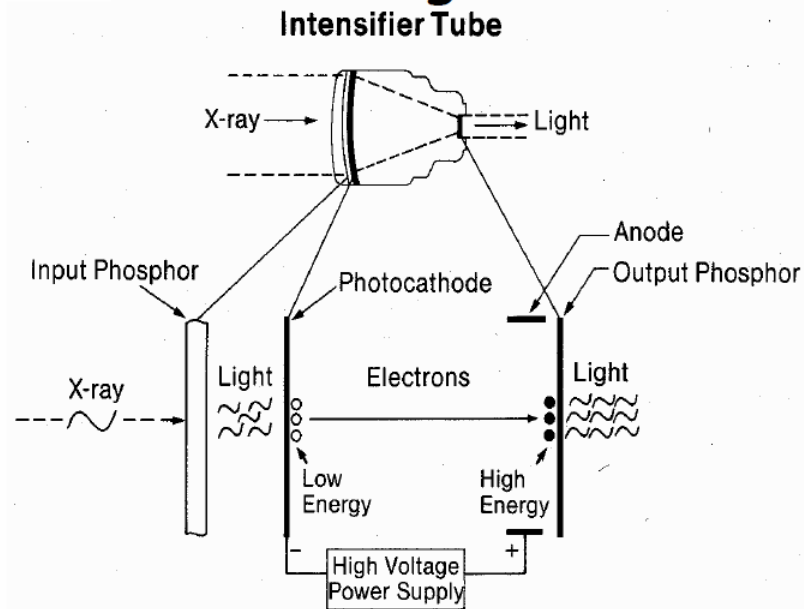
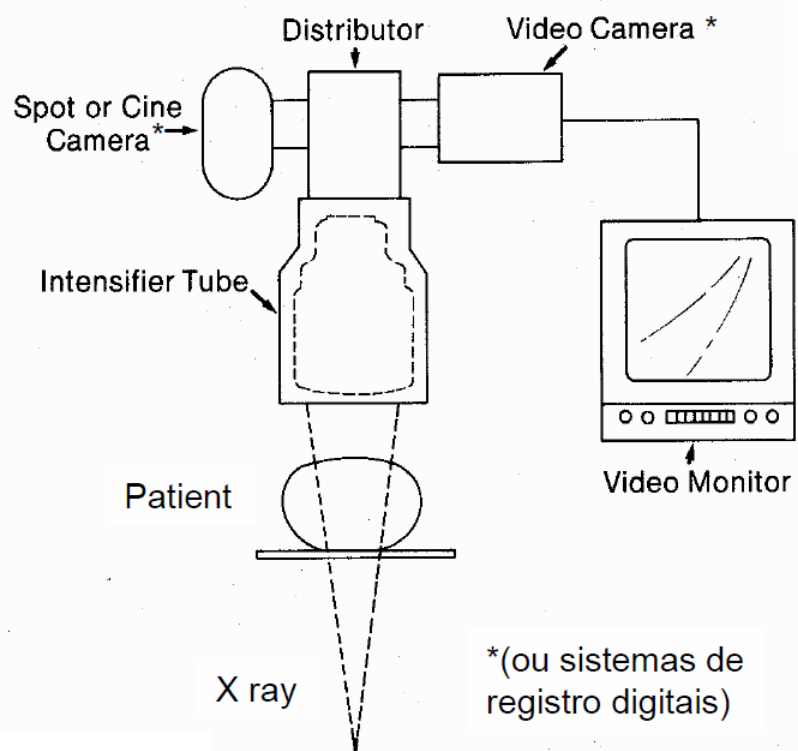
Efeitos da tela
intensificadora
na qualidade da
imagem:

- (a) Sem tela
- (b) Com tela

Cameron 1978

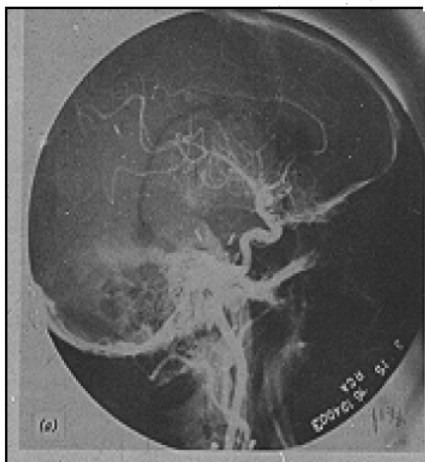
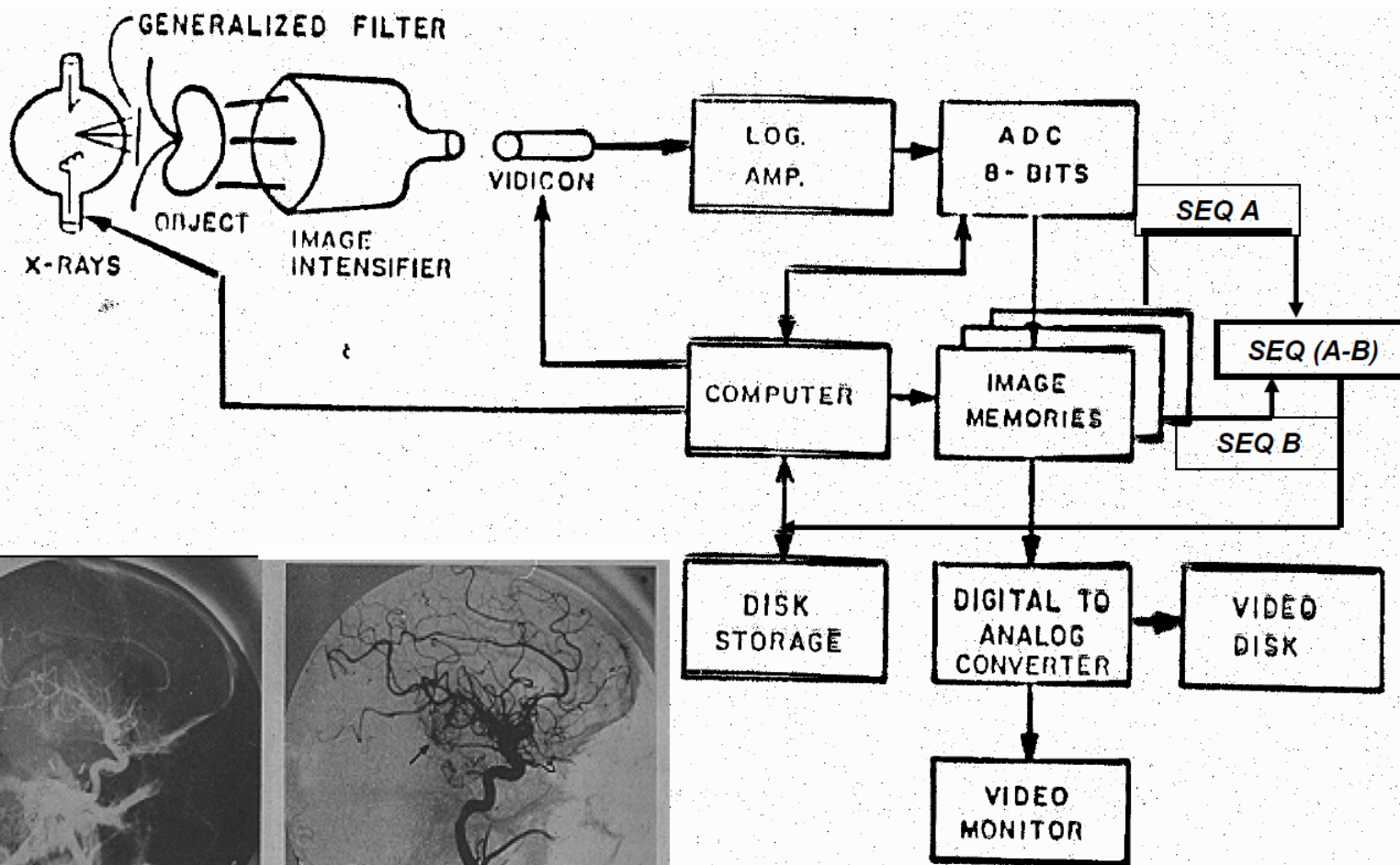
Produz imagens em tempo real e possibilita estudos dinâmicos, assim como exploratórios. Se os registros

forem digitais >
Radiologia
Digital



Sprawls 1987

Angiografia por Subtração



SEQ B



SEQ (A-B)

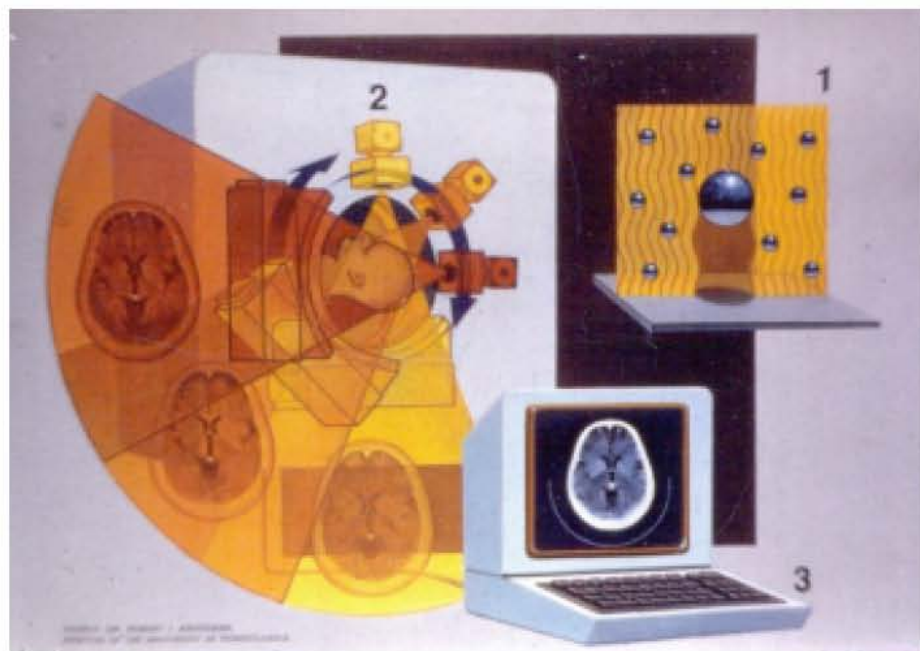
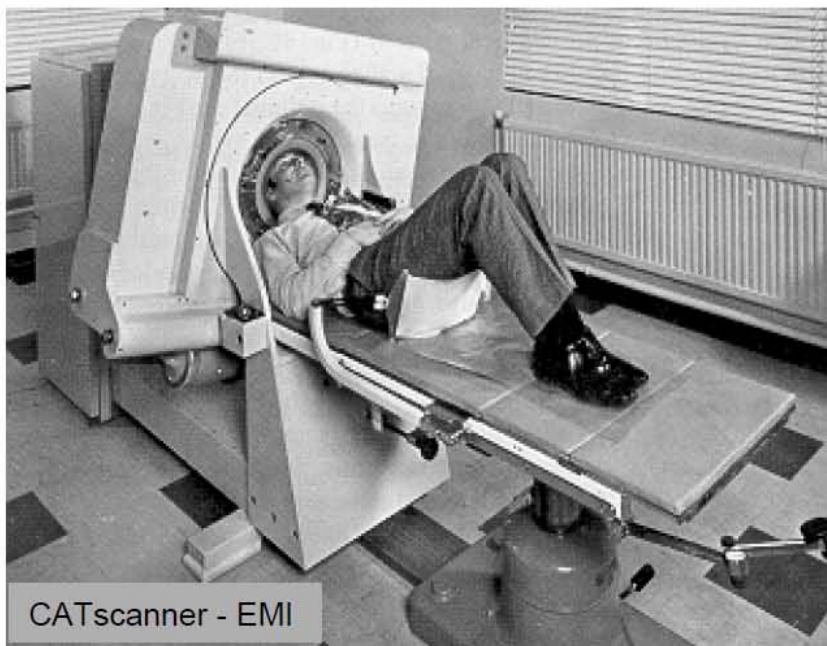
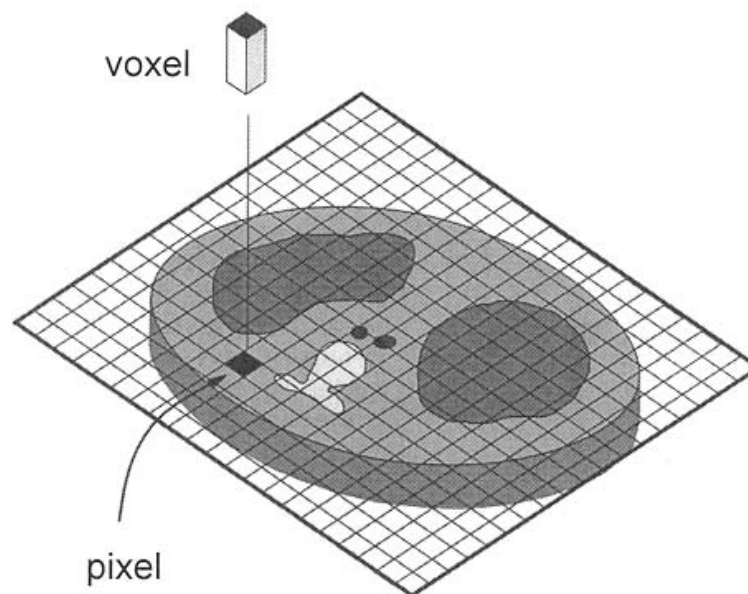
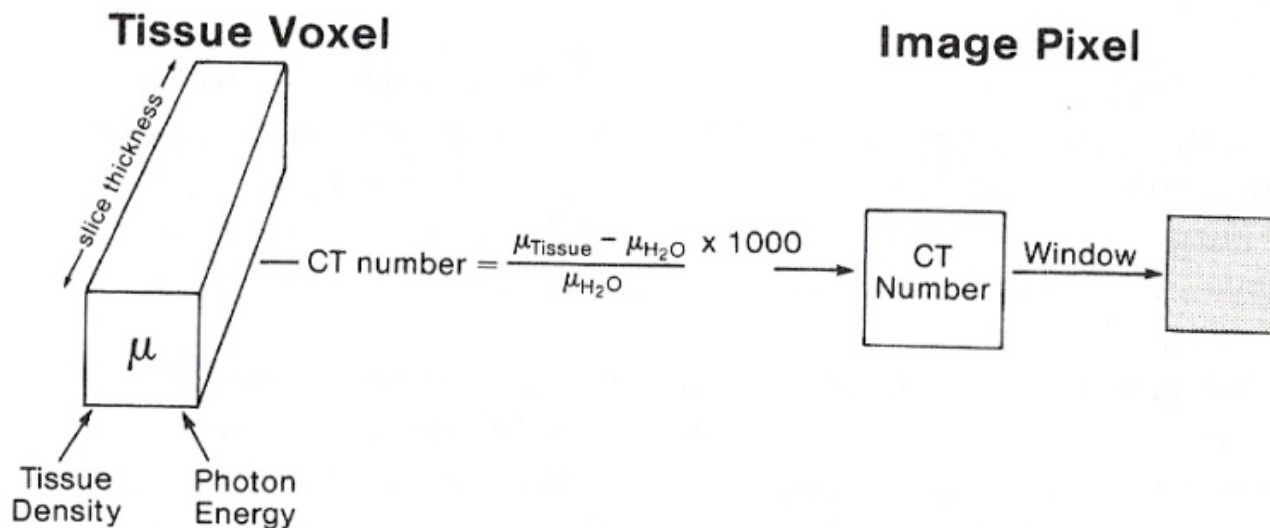


Imagem tomográfica por transmissão de raios X =
mapa dos coeficientes de atenuação linear dos tecidos

- Uma imagem CT 2D corresponde a um secção do paciente (3D)
- A espessura dessa “fatia” é de 1 a 10 mm
 - Aproximadamente uniforme
 - Cada pixel da imagem 2D corresponde a um elemento de volume (voxel) do paciente



- Cada feixe registrado é uma medida de transmissão através do paciente ao longo de uma linha



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

$$\ln(I_0 / I_t) = \mu x$$

- Número $CT(x,y)$ em cada pixel, (x,y)

$$CT(x, y) = 1.000 \frac{\mu(x, y) - \mu_{water}}{\mu_{water}}$$

- varia entre -1.000 e $+1.000$

-1.000 = ar

-300 a -100 = tecido mole

-200 = pulmão

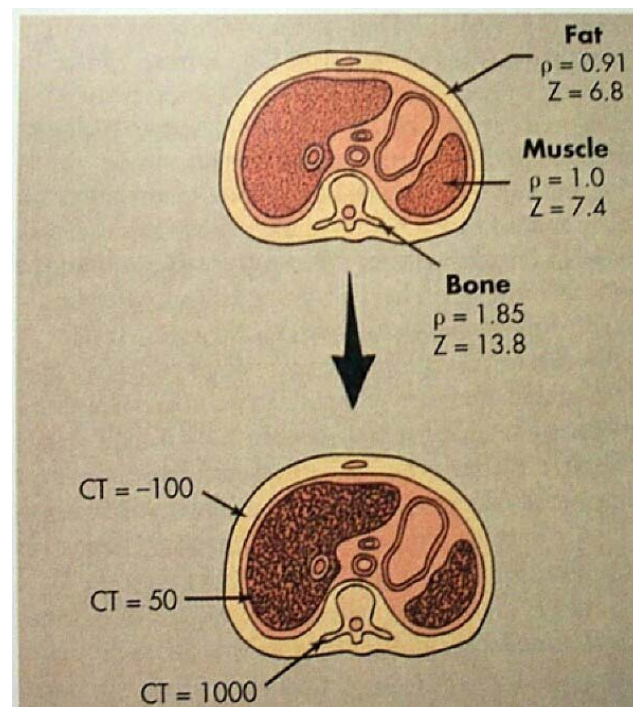
0 = água

$+50$ = músculo

$+120$ = acrílico

$+990$ = teflon

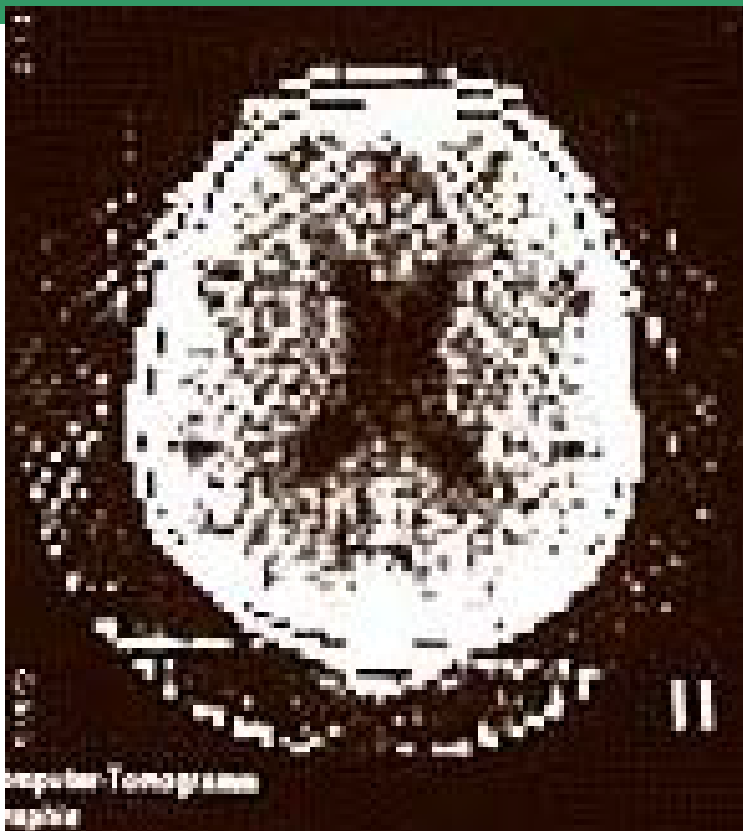
$+1.000$ = osso e áreas com contraste



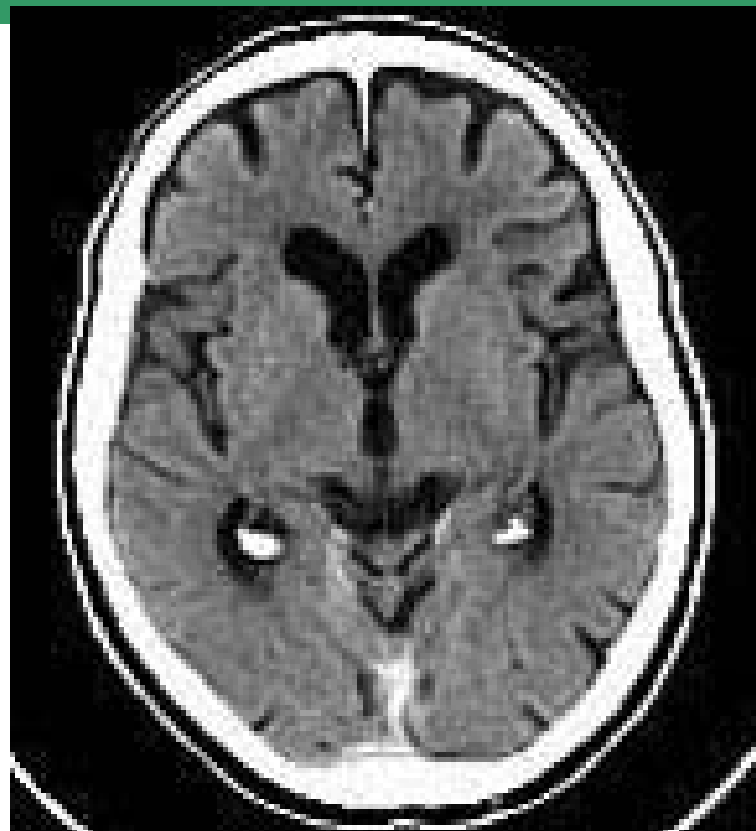
- É *quantitativo*
- CT mede densidade óssea com precisão
 - Pode ser usado para estimar risco de fratura, por exemplo
- Com elevada resolução espacial e grande contraste
 - CT pode ser usada para determinar dimensões de lesões



*Original "Siretom"
dedicated head
CT scanner, circa
1974*



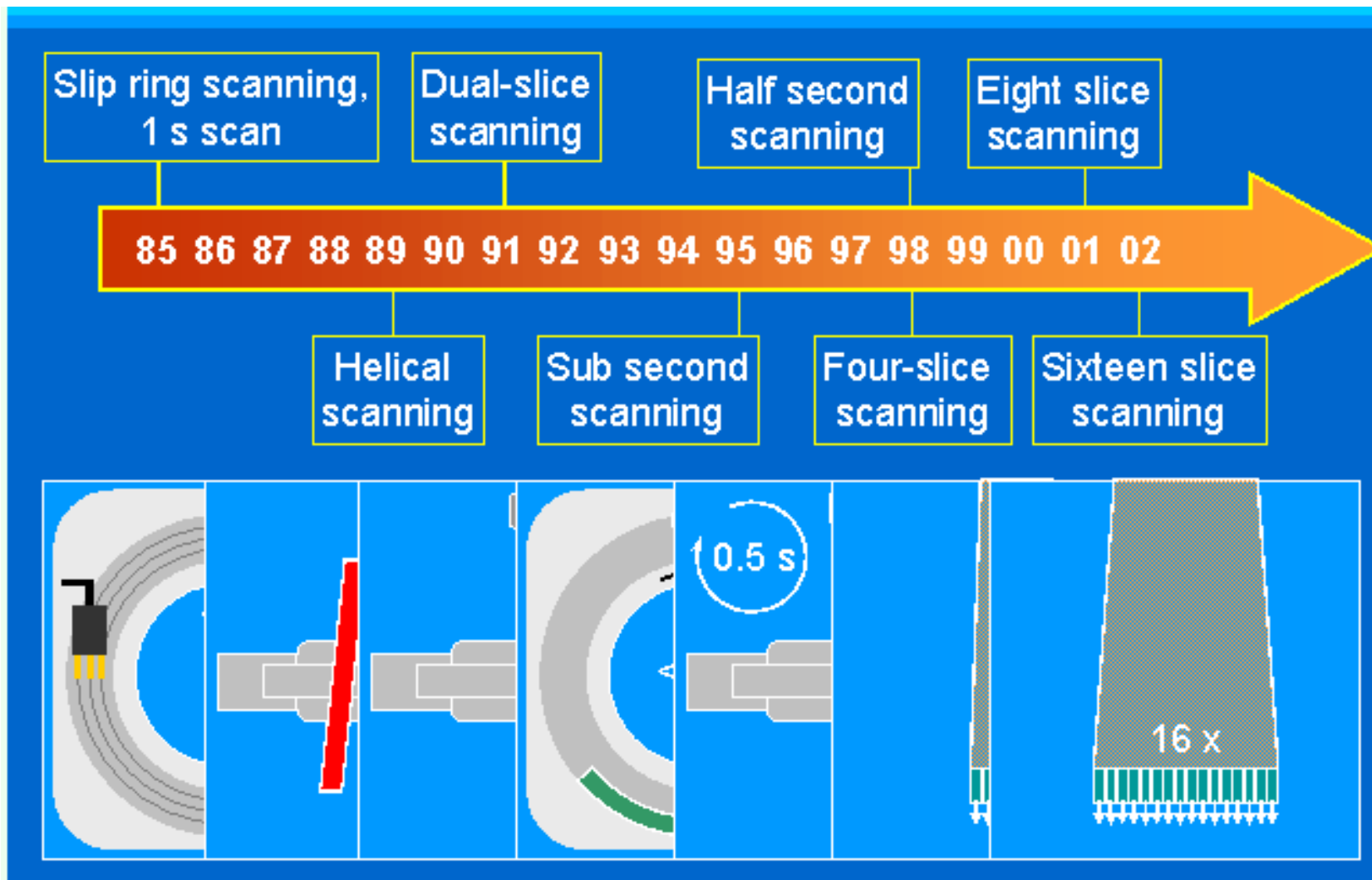
Circa 1975
Matriz 80x80, 4min. /rotação
8 níveis de cinza
Reconstrução “overnight”



Matriz 512x512, 0,4s/rotação
16 slices/scan

(images courtesy Siemens Medical Systems and Imaginis.com)

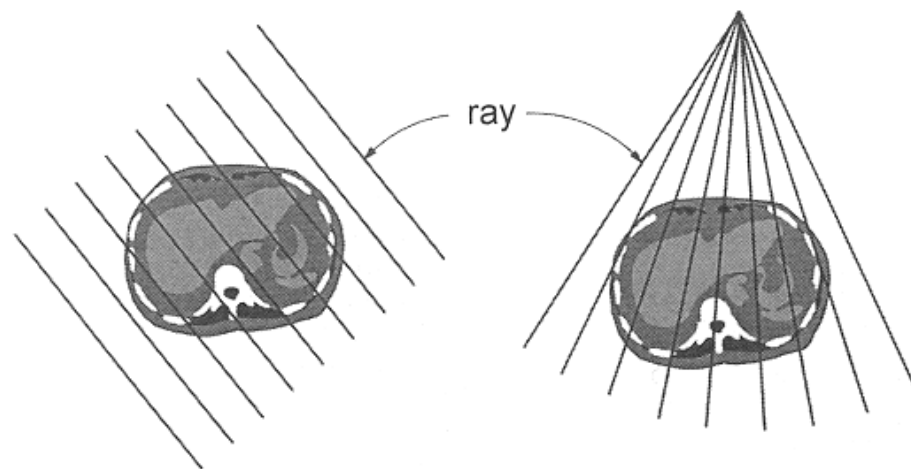
Avanços tecnológicos (1985-2002)



Specifications	First CT (circa 1970)	Modern CT Scanner (2001)
Time to acquire one CT image	4-5 minutes	0.5 seconds
Pixel size	3 mm x 3 mm	0.5 mm x 0.5 mm
Number of pixels in an image	64,000	256,000

Table Data: <http://www.physicscentral.com/action/action-02-3.html>

- Ao conjunto de feixes que são transmitidos através do paciente com mesma orientação denomina-se **projeção**
- Dois tipos de projeção são usados:
 - *Parallel beam geometry*
 - *Fan beam geometry*
 - *Feixe divergente*

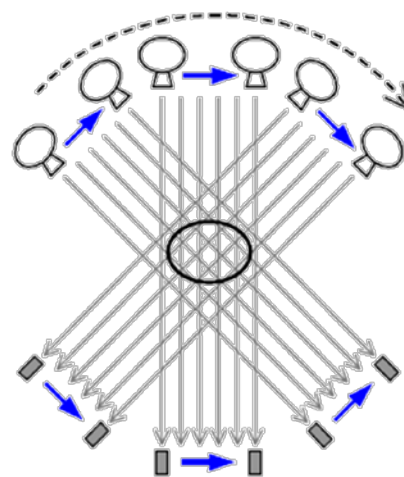
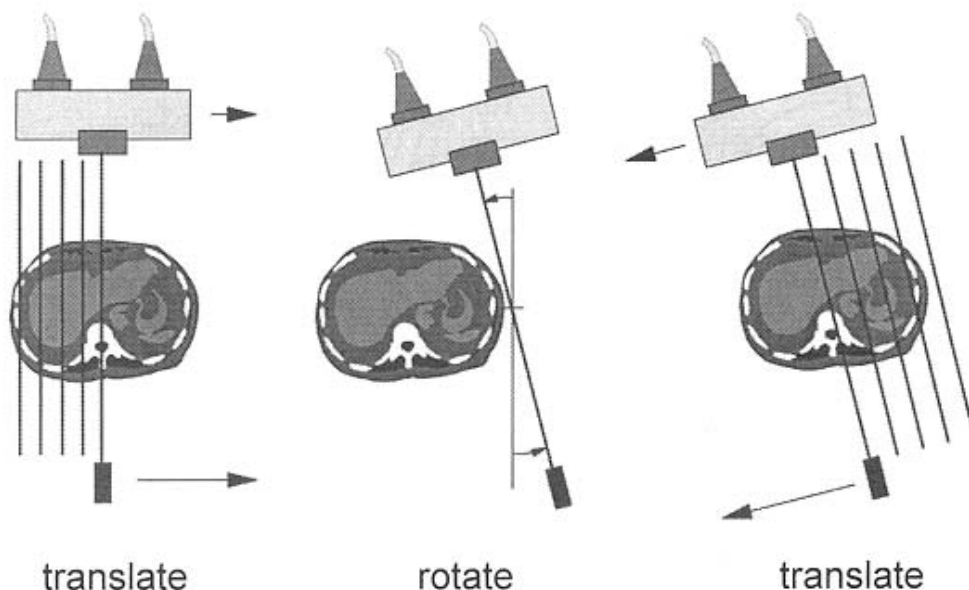


parallel beam projection

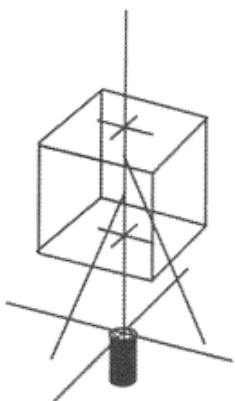
fan beam projection

1ª geração:

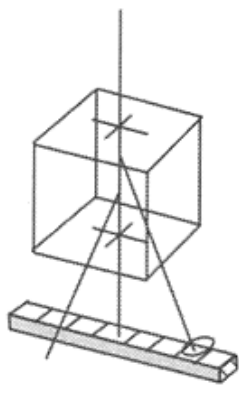
- Somente 2 detectores
 - NaI → lento
- “Parallel ray”
 - “pencil beam”
 - baixo espalhamento
- 160 feixes x 180 proj.
- FOV de 24 cm
- 4,5 min/scan
- 1,5 min reconstrução



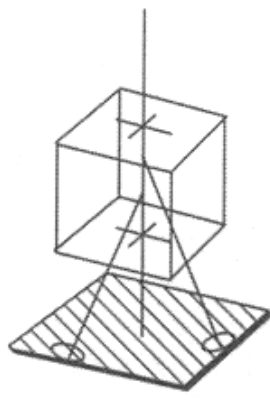
- Conjunto de 30 detectores
 - mais radiação espalhada é detectada
- 600 feixes x 540 projeções
- 18 s/slice
 - O mais rápido



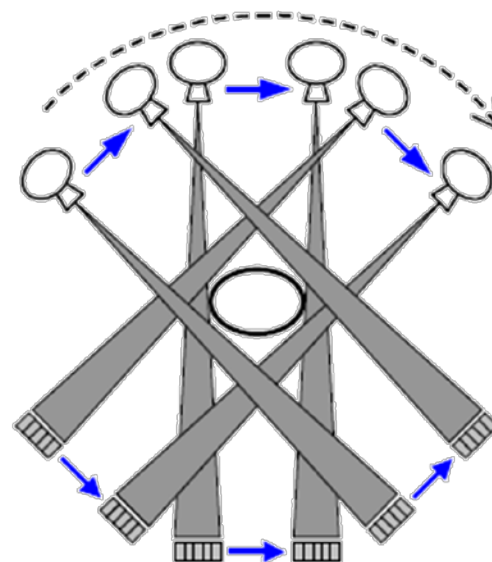
Pencil Beam
Geometry



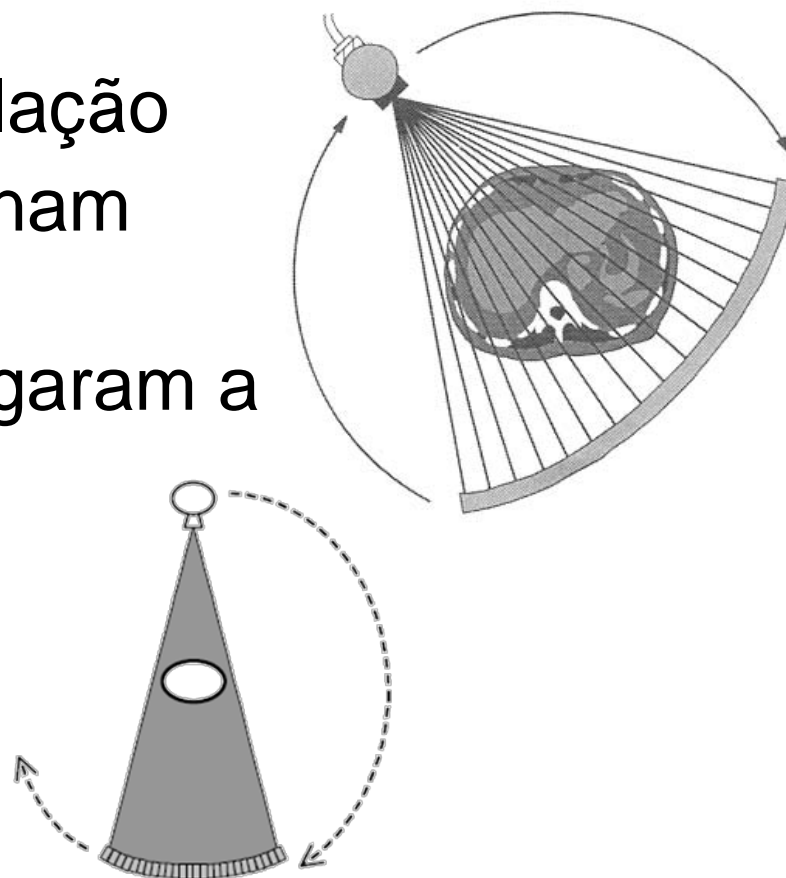
Fan Beam
Geometry



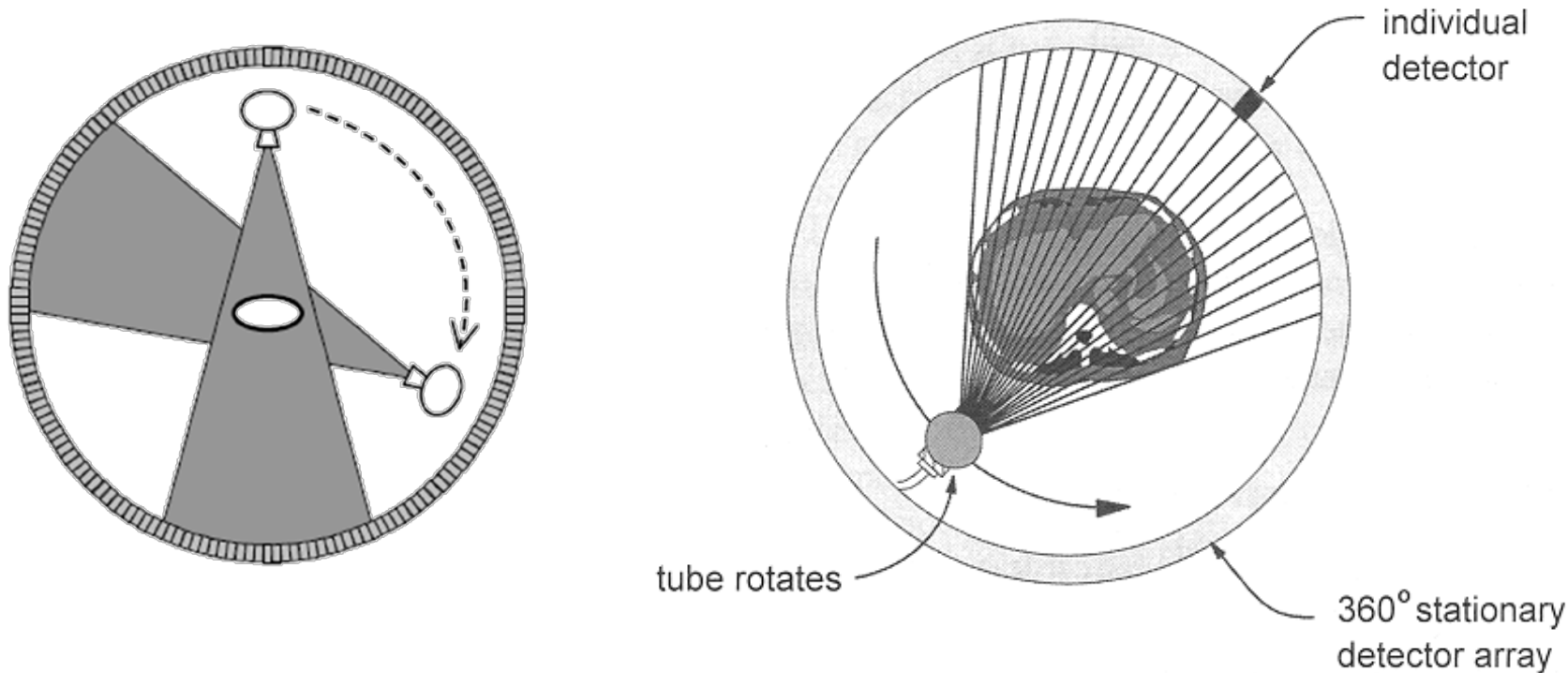
Open Beam
Geometry



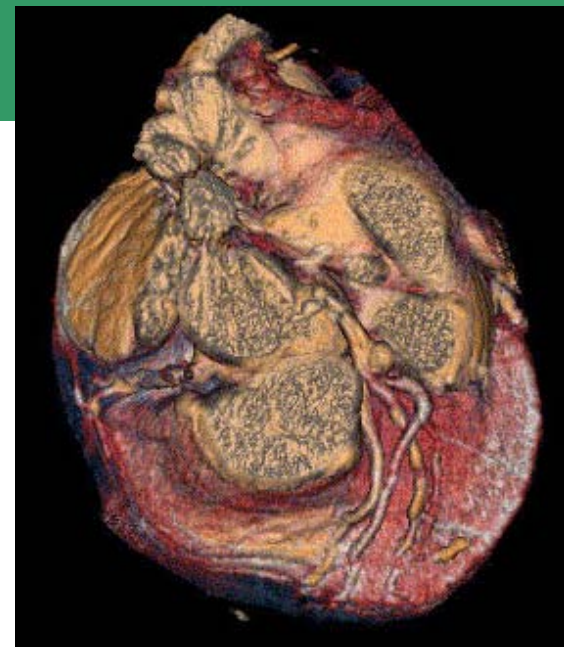
- Mais de 800 detectores
- O ângulo do “fan beam” cobre todo paciente
 - Não é necessário translação
- Tubo e detectores rotacionam juntos
- Sistemas mais novos chegaram a 0,5 s/slice



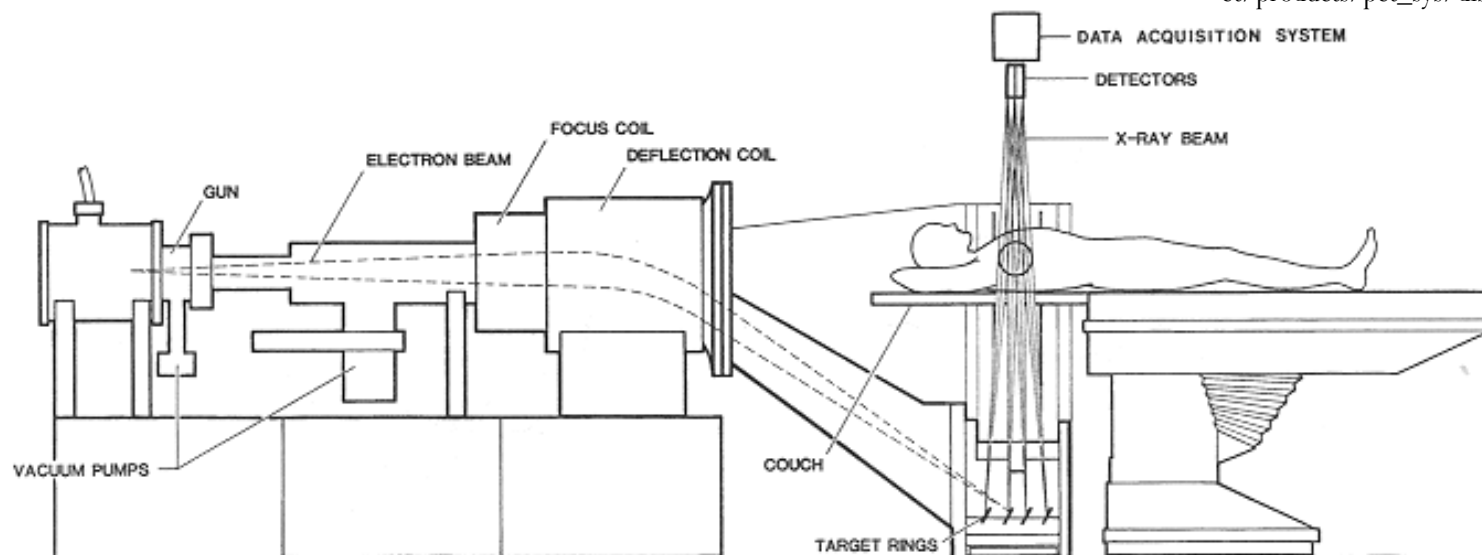
- Elimina alguns artefatos da geração anterior
- 4.800 detectores estacionários



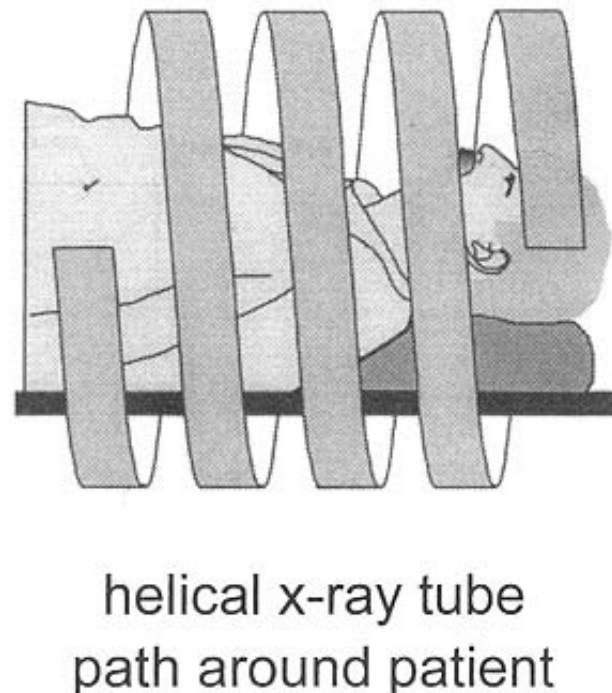
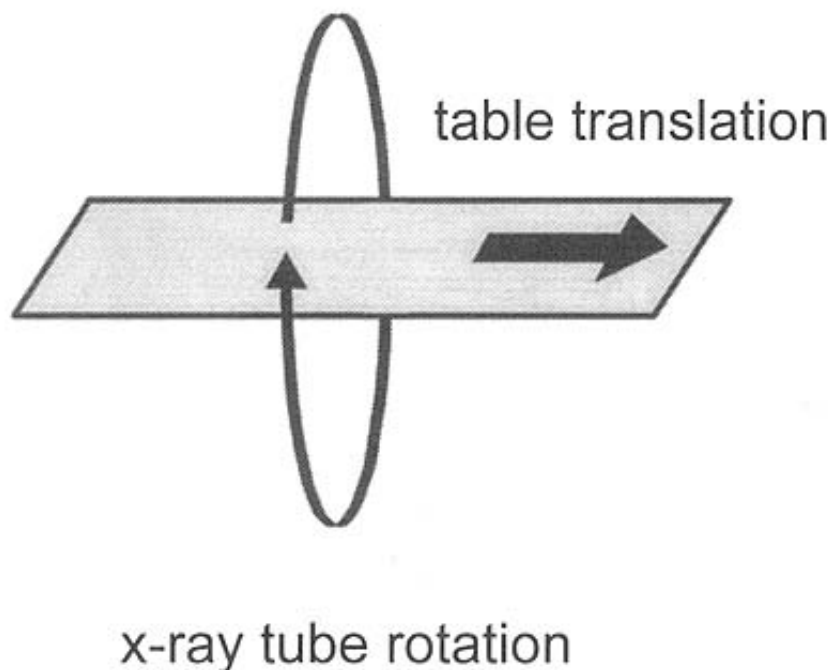
- Desenvolvida especificamente para imagens CT do coração
- 50 ms/slice
- vídeos do coração batendo



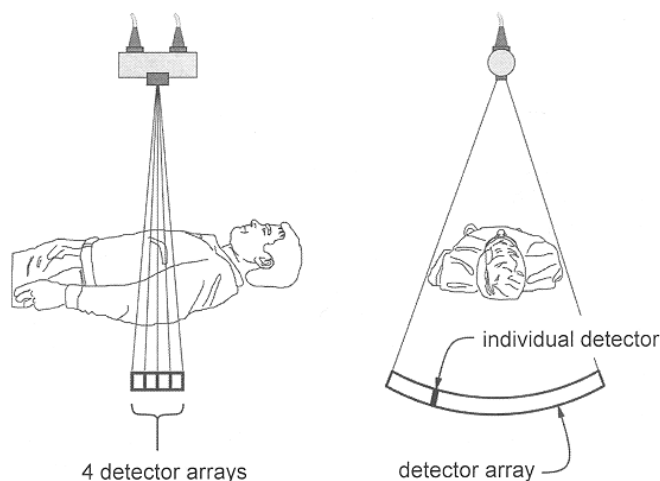
http://www.gemedicalsystems.com/rad/nm_pet/products/pet_sys/discoveryst_home.html#



- Helicoidal: adquire imagem enquanto a mesa move
 - Menor tempo para uma aquisição completa
 - Menor uso de contraste

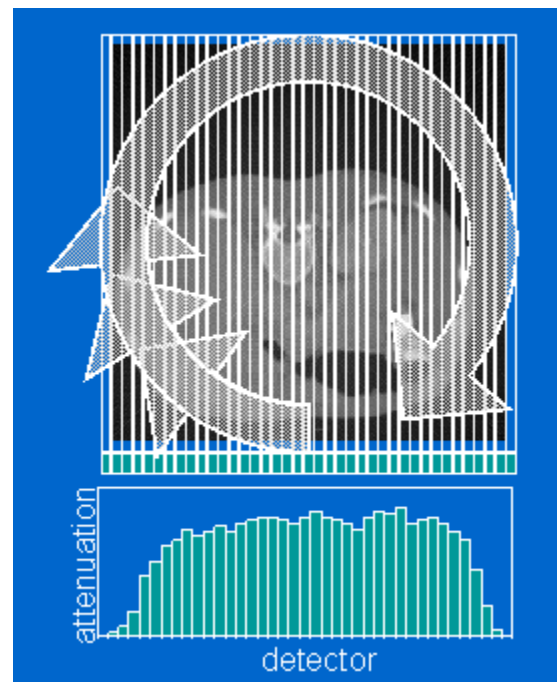
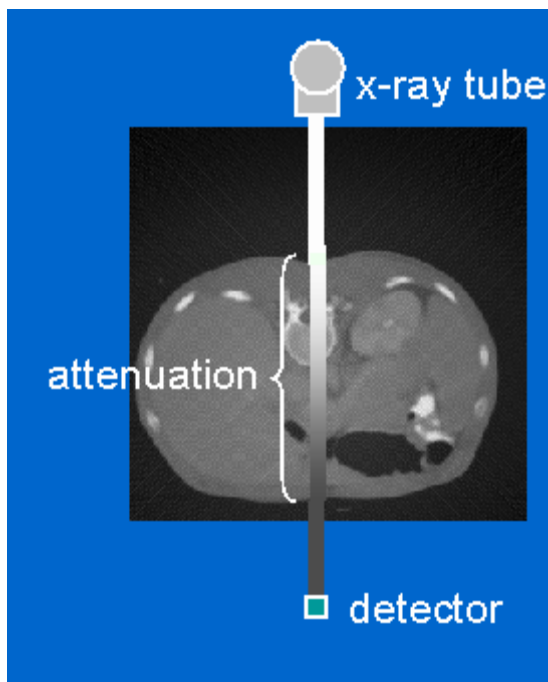


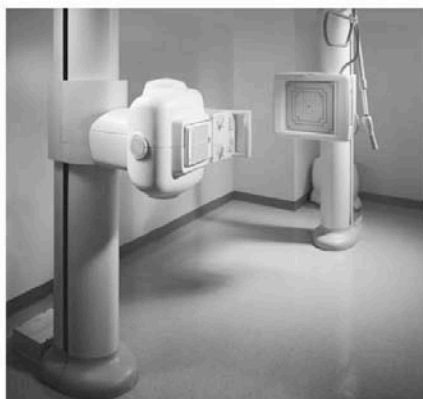
- Múltiplos conjuntos de detectores
 - Espaçamento maior no colimador
 - Mais dados para reconstrução das imagens
 - Com apenas um conjunto de detectores, a resolução é determinada pela abertura do colimador
 - Com múltiplos detectores, a espessura do corte (slice) é determinada pelas dimensões do detector



Conceitos importantes

- O que é medido no CT?
 - O coeficiente de atenuação linear médio (μ) entre o tubo e os detectores
 - O coeficiente de atenuação reflete o grau pelo qual a intensidade de Raio-X é reduzida pelo material





(a)



(b)

Figure 1.1

Medical Imaging Signals and Systems, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

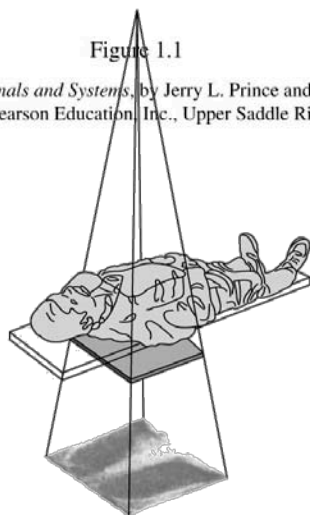
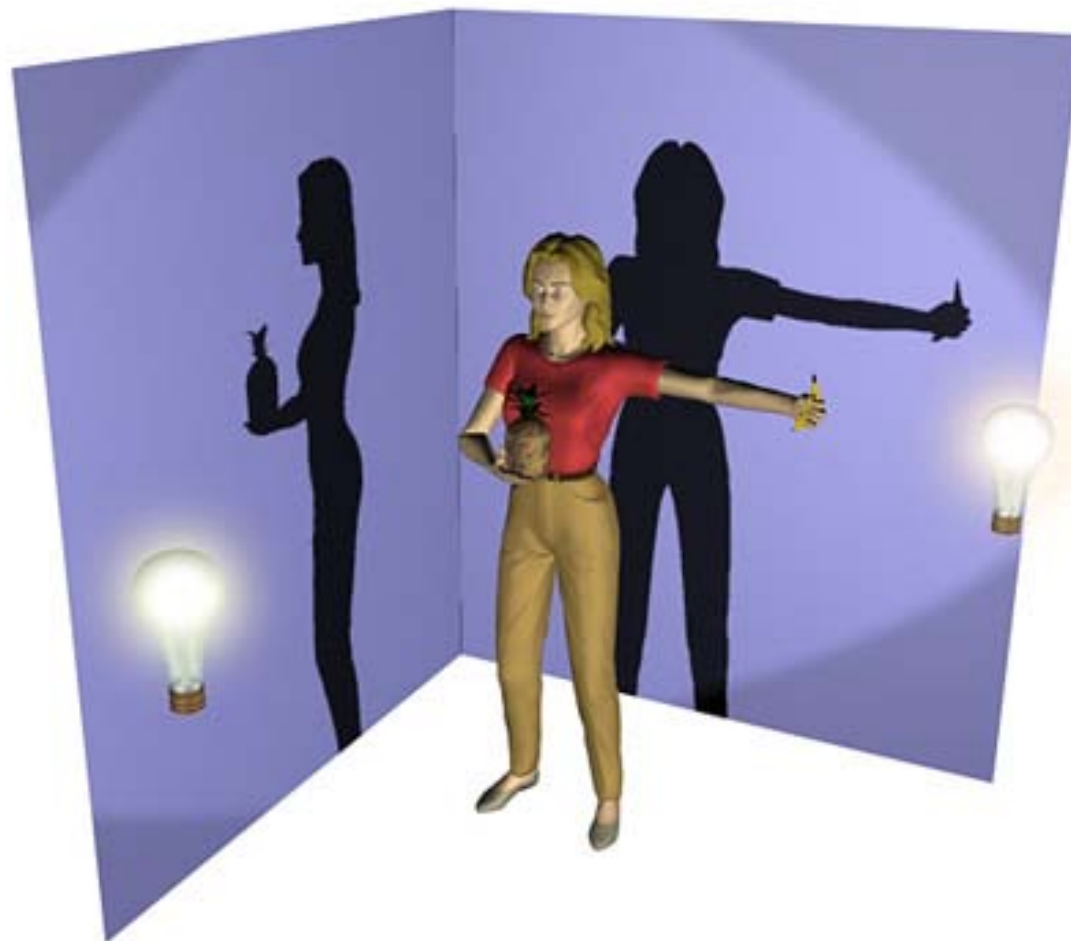


Figure 1.2

Medical Imaging Signals and Systems, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.

ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

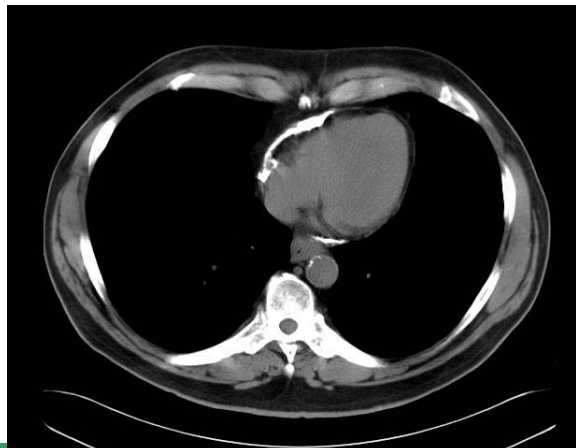
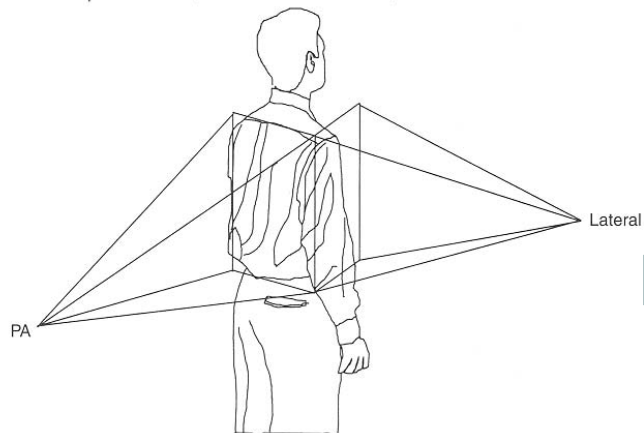
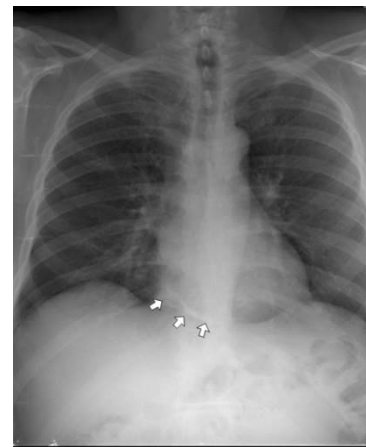
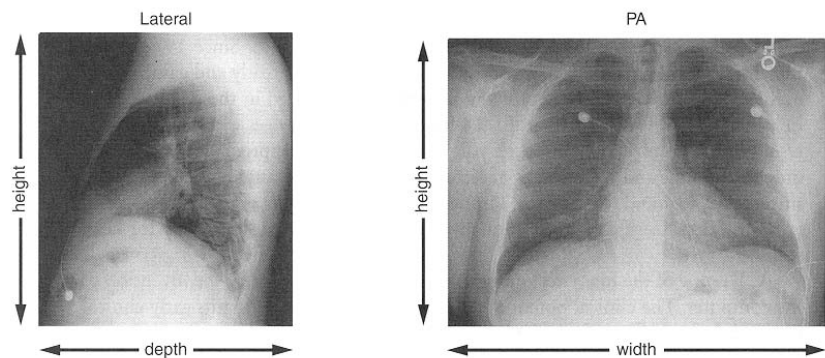
- Imagens planares de raios-X reduzem o paciente (3D) a uma projeção 2D
- A densidade em um dado ponto é resultado da atenuação do feixe de raios-X desde o ponto focal até o detector
- Informação do eixo paralelo ao feixe de raios-X é perdida
- Com duas imagens planares é possível localizar com precisão a posição de um dado objeto que apareça em ambas imagens



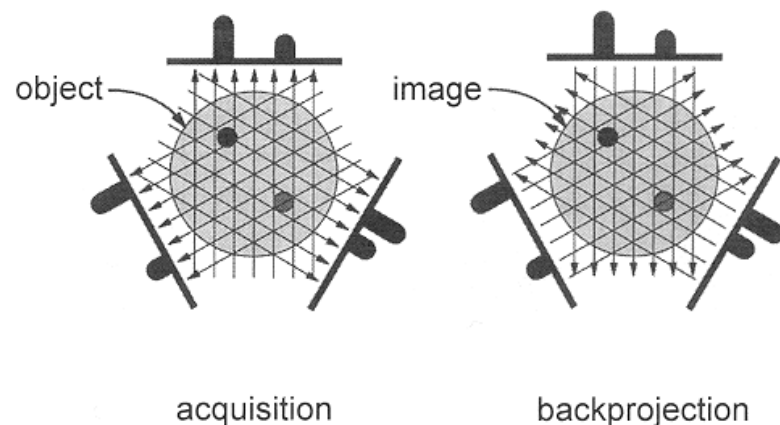
© 2002 HowStuffWorks

Reconstrução Tomográfica

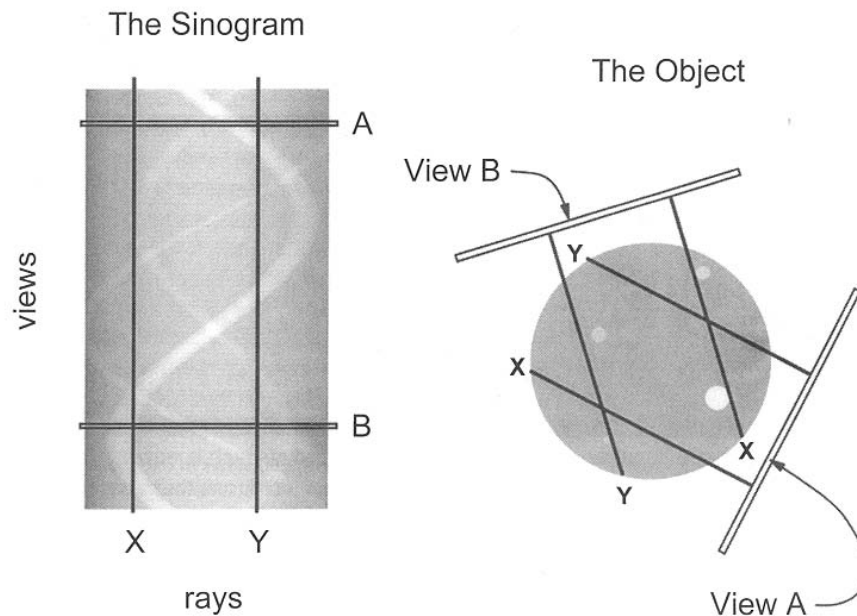
- Radon (1917) provou que uma imagem de um objeto desconhecido pode ser produzida se existirem um número infinito de projeções desse objeto.



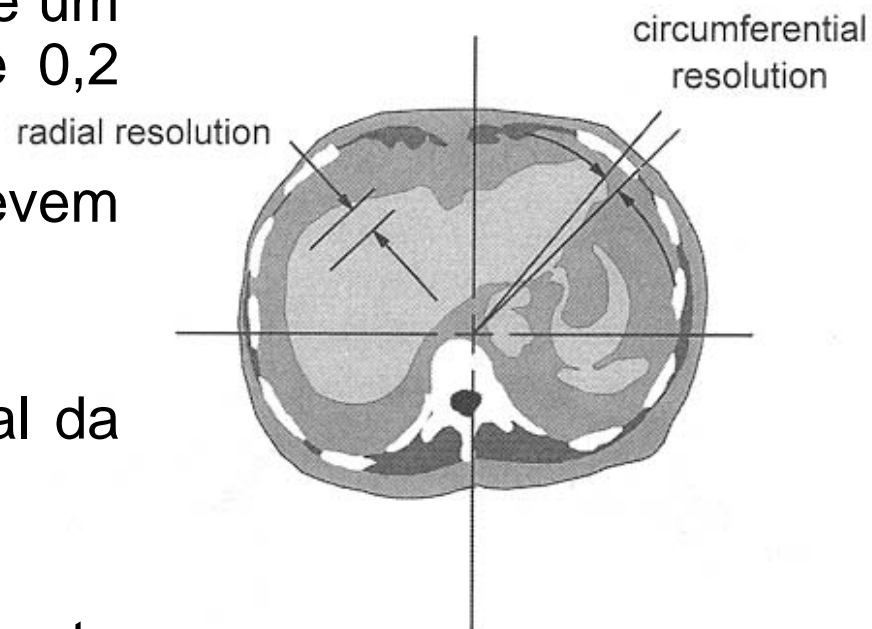
- Existem muitos algoritmos para reconstrução
 - *Filtered backprojection* (retro-projeção)
 - mais comumente utilizado
 - reconstrói utilizando um “procedimento inverso” à aquisição
 - valor de μ é “espalhado” ao longo do caminho que percorreu durante a aquisição
 - dados de diversos feixes são retroprojetados em uma matriz, formando a imagem



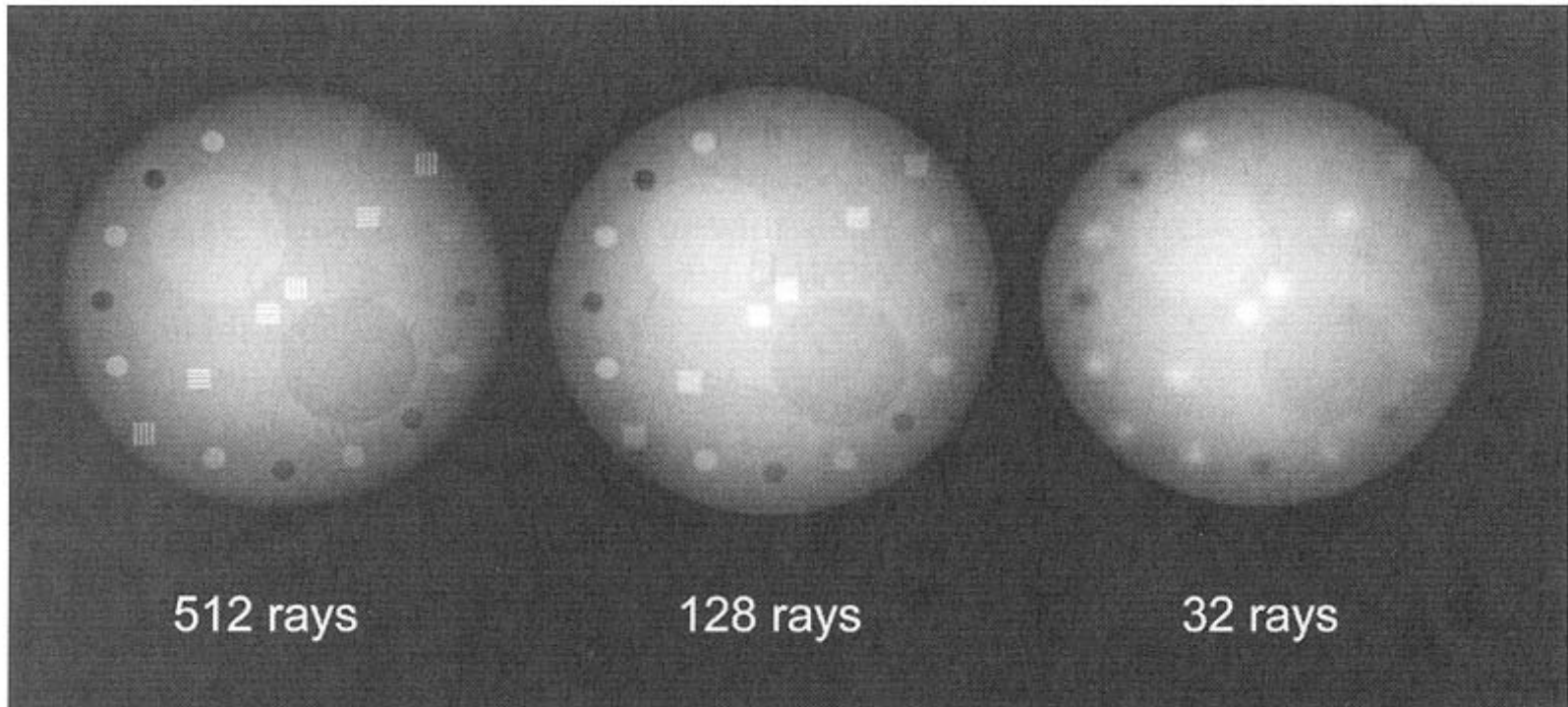
- Armazena os dados antes da reconstrução
 - Objetos nos limites do FOV geram uma senóide no sinograma
 - Uma CT de 3ª geração com falha num detector apresentaria uma linha vertical no sinograma
- Representação
 - Feixes são apresentados horizontalmente
 - Projeções verticalmente



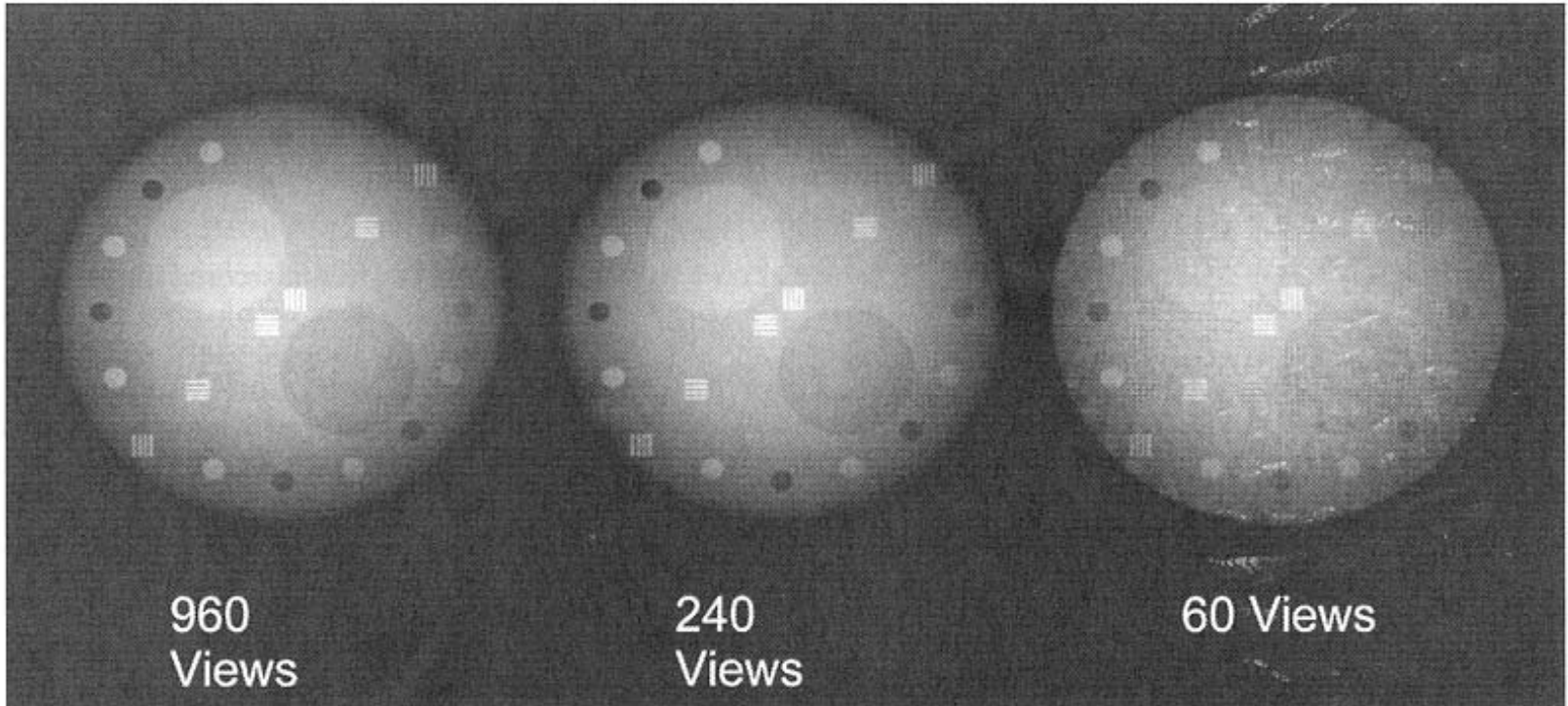
- 1ª e 2ª gerações usavam 28800 e 324000 pontos
 - Imagens atuais (512 x 512) de um CT circular contém cerca de 0,2 Megapixels
 - CTs em desenvolvimento devem usar até 0,8 Megapixels
- N.º feixes afeta componente radial da resolução espacial
- N.º projeções afeta componente “angular”



Número de feixes



Número de projeções



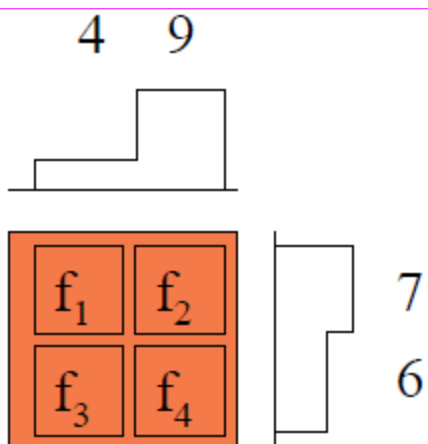


Imagem
f

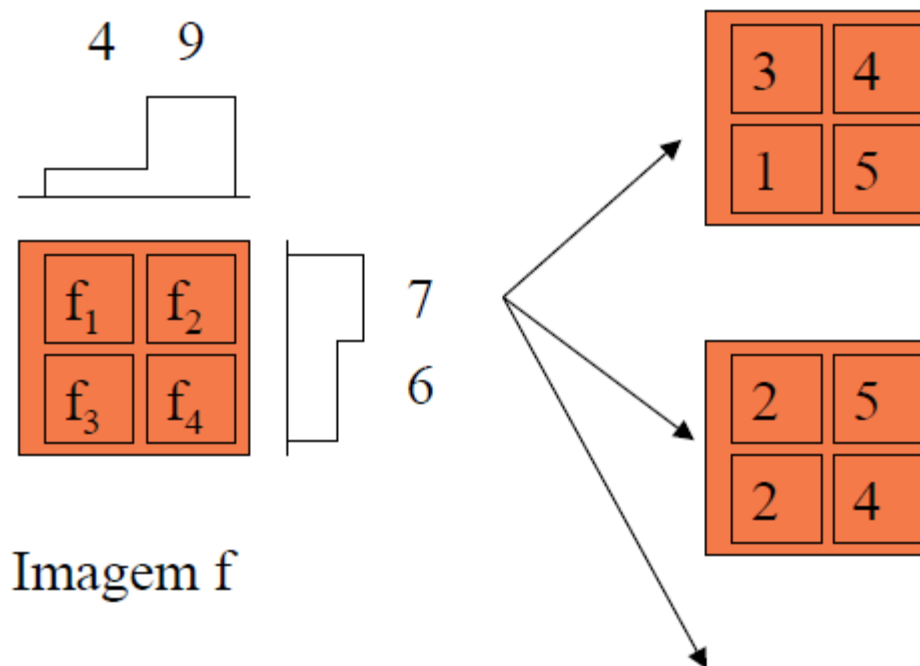
Problema: f |

$$f_1 + f_2 = 7$$

$$f_3 + f_4 = 6$$

$$f_1 + f_3 = 4$$

$$f_2 + f_4 = 9$$



- $A \cdot x = b$
- M equações com N incógnitas
- Sistema indeterminado (infinitas soluções, $\text{rank} < N$)
- Sistema inconsistente (M eq. Lin. Indep $> N$) \Rightarrow otimização

- $A \cdot x = b$
- 6 equações com 4 incógnitas
- Sistema inconsistente (M eq. Lin. Indep $>$ N) \Rightarrow otimização

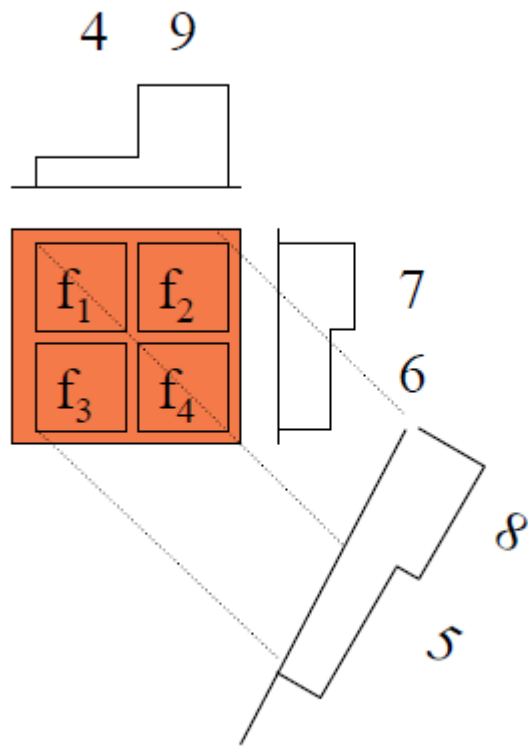


Imagem f

$$f_1 + f_2 = 7$$

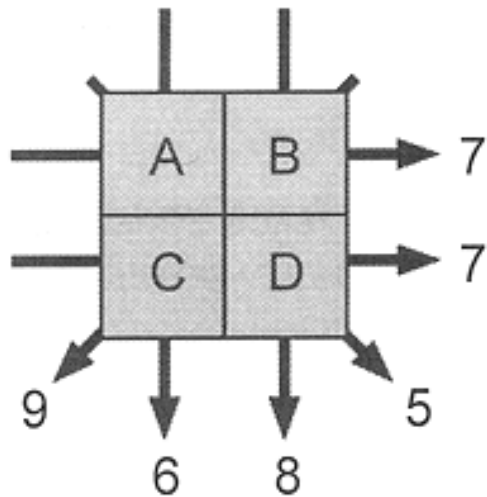
$$f_3 + f_4 = 6$$

$$f_1 + f_3 = 4$$

$$f_2 + f_4 = 9$$

$$.5f_1 + f_3 + .5f_4 = 5$$

$$.5f_1 + f_2 + .5f_4 = 8$$



problem

$$\begin{aligned}
 A + B &= 7 \\
 A + C &= 6 \\
 A + D &= 5 \\
 B + C &= 9 \\
 B + D &= 8 \\
 C + D &= 7
 \end{aligned}$$

method

2	5
4	3

solution

- ❑ System of linear equations
 - Huge system
 - Eg. volume: 64 x 64 x 64
 x_j $j=1.. 262,144$ voxels
 - Projections:
 128 views, 64x64 planes
 p_i $i=1 .. 524,288$ projs.
 - \mathbf{H} : 524k x 262k
- ❑ Row-action methods
 - ART
 - EM

$$p_i = \sum_j h_{ij} \cdot x_j \quad (\text{all 3D projections})$$

$$\bar{p} = \mathbf{H} \cdot \bar{x} \quad (\text{vector notation})$$

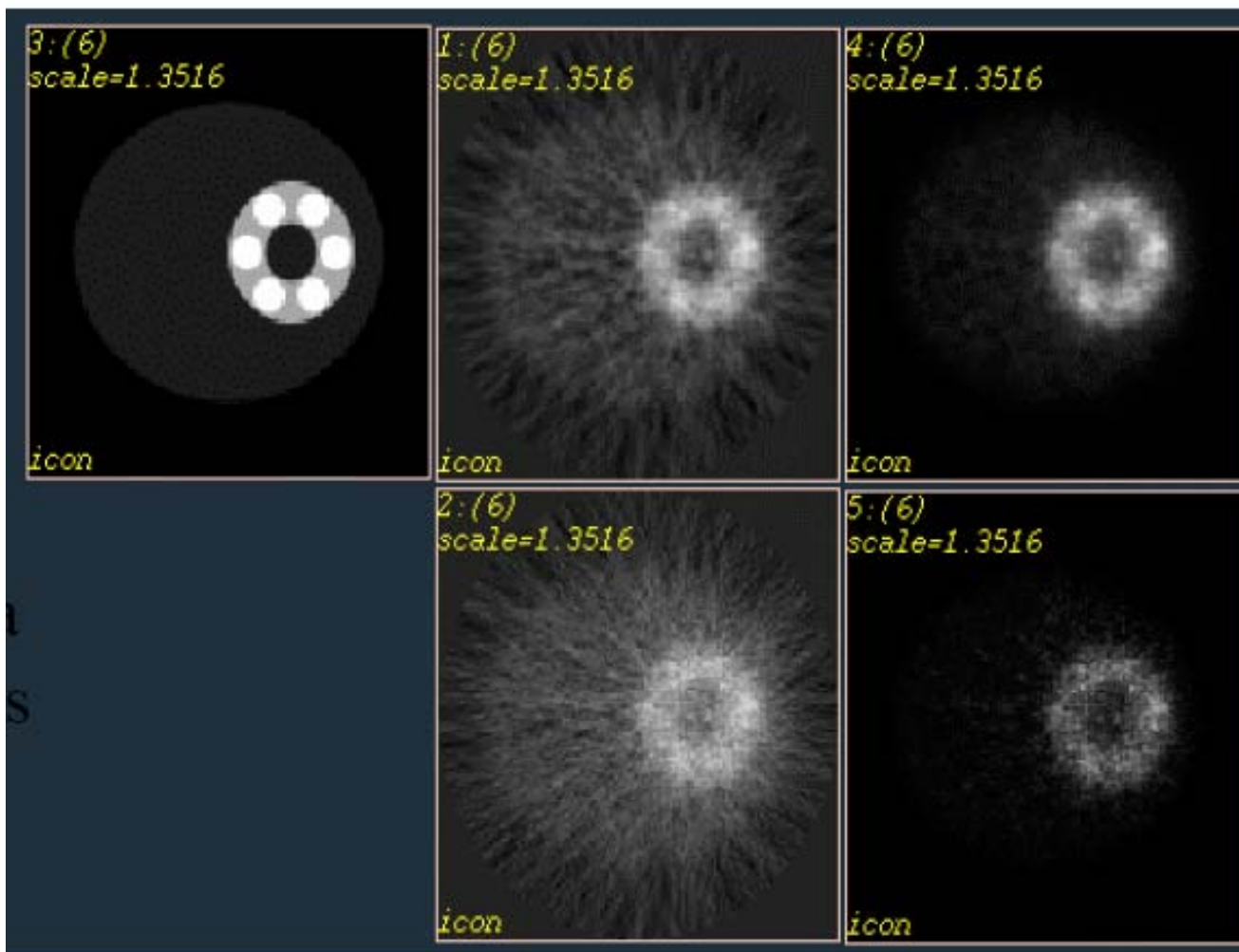
$$\begin{bmatrix} p_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{ij} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_j \end{bmatrix}$$

\bar{h}_i

Imagem Reconstruída

ART Blob

EM Blob



ART Voxel

EM Voxel

Podem ser reconstruídas outras “visualizações” a partir de uma aquisição (considerando alguma perda de resolução)

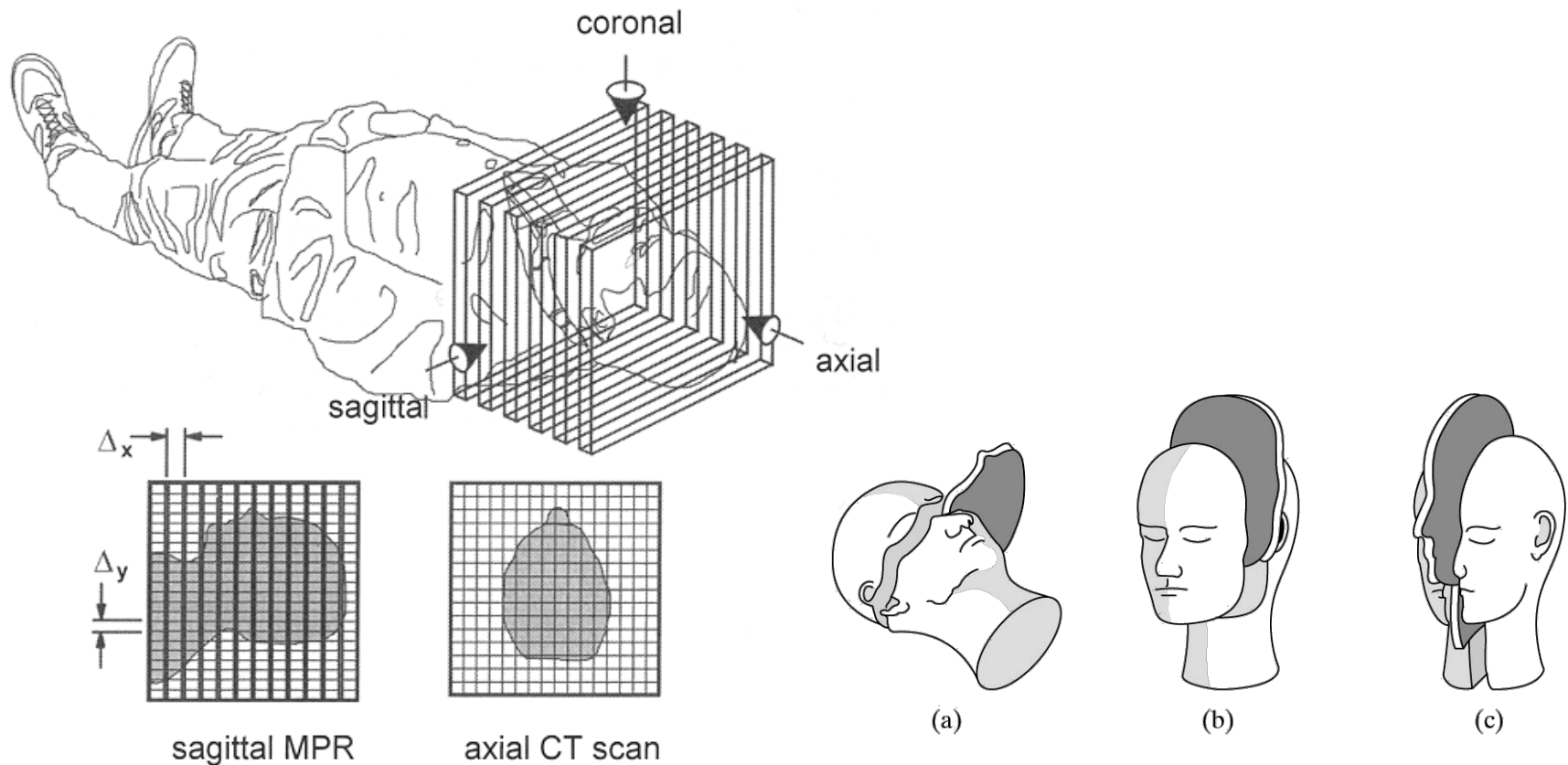
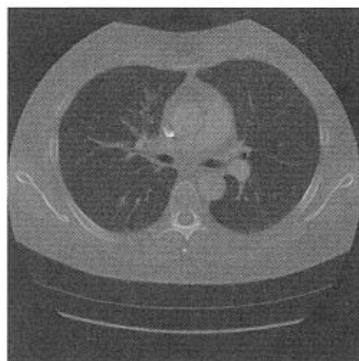
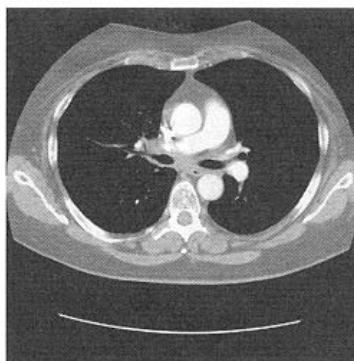


Figure I.3

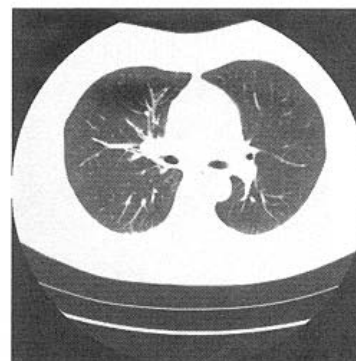
Técnicas para Realçar as Imagens



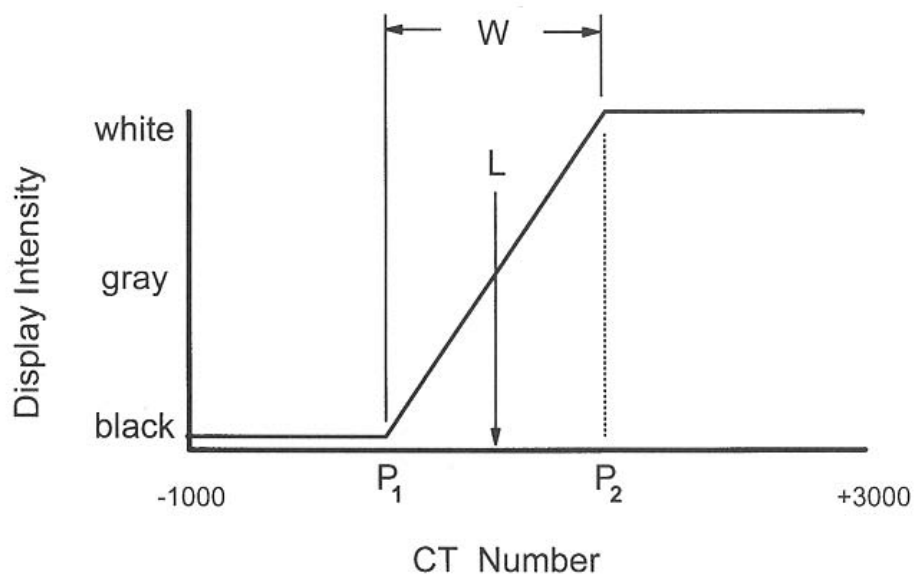
W = 4095, L = 1048

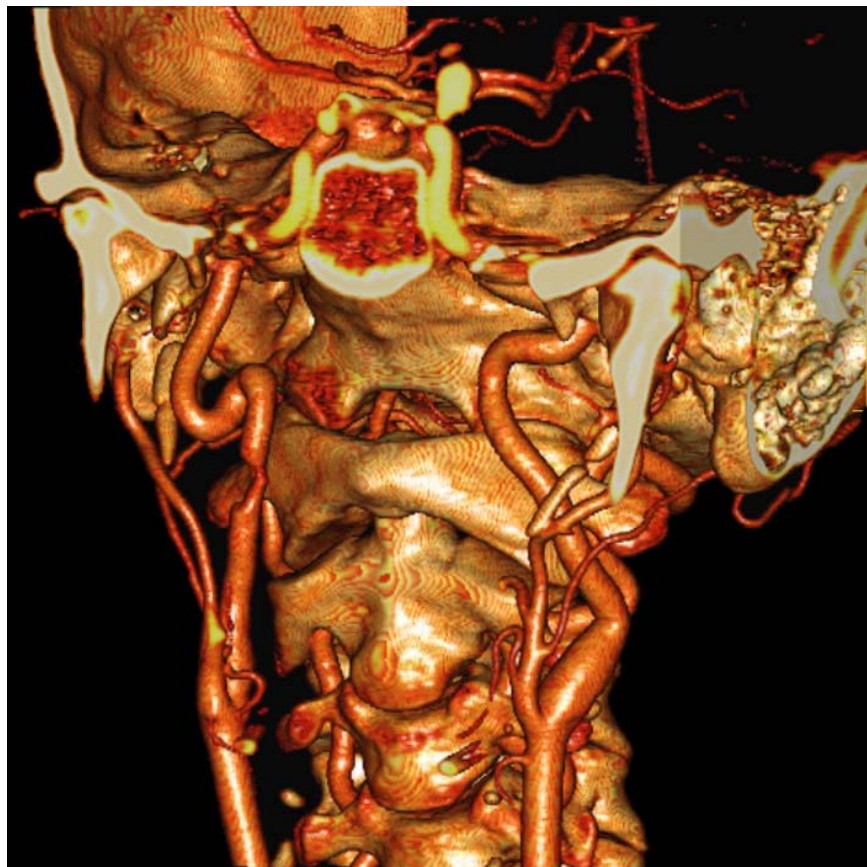


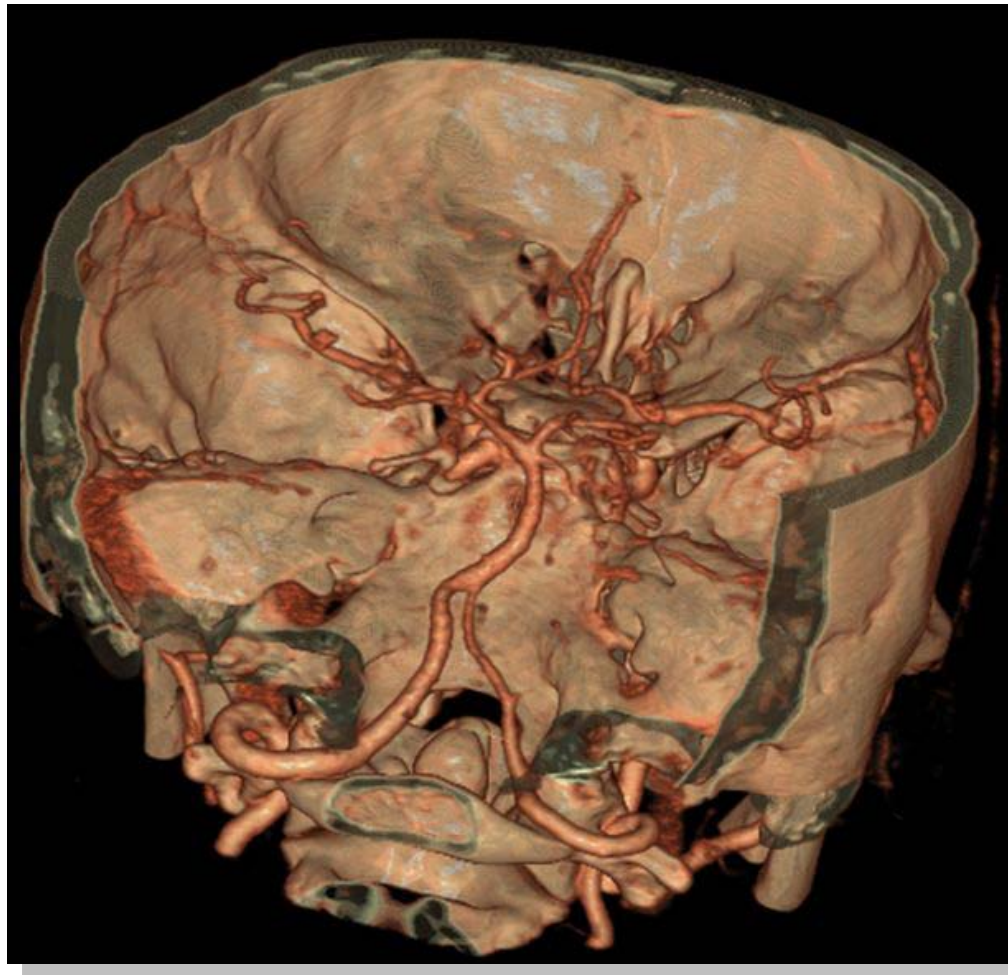
W = 600, L = -100



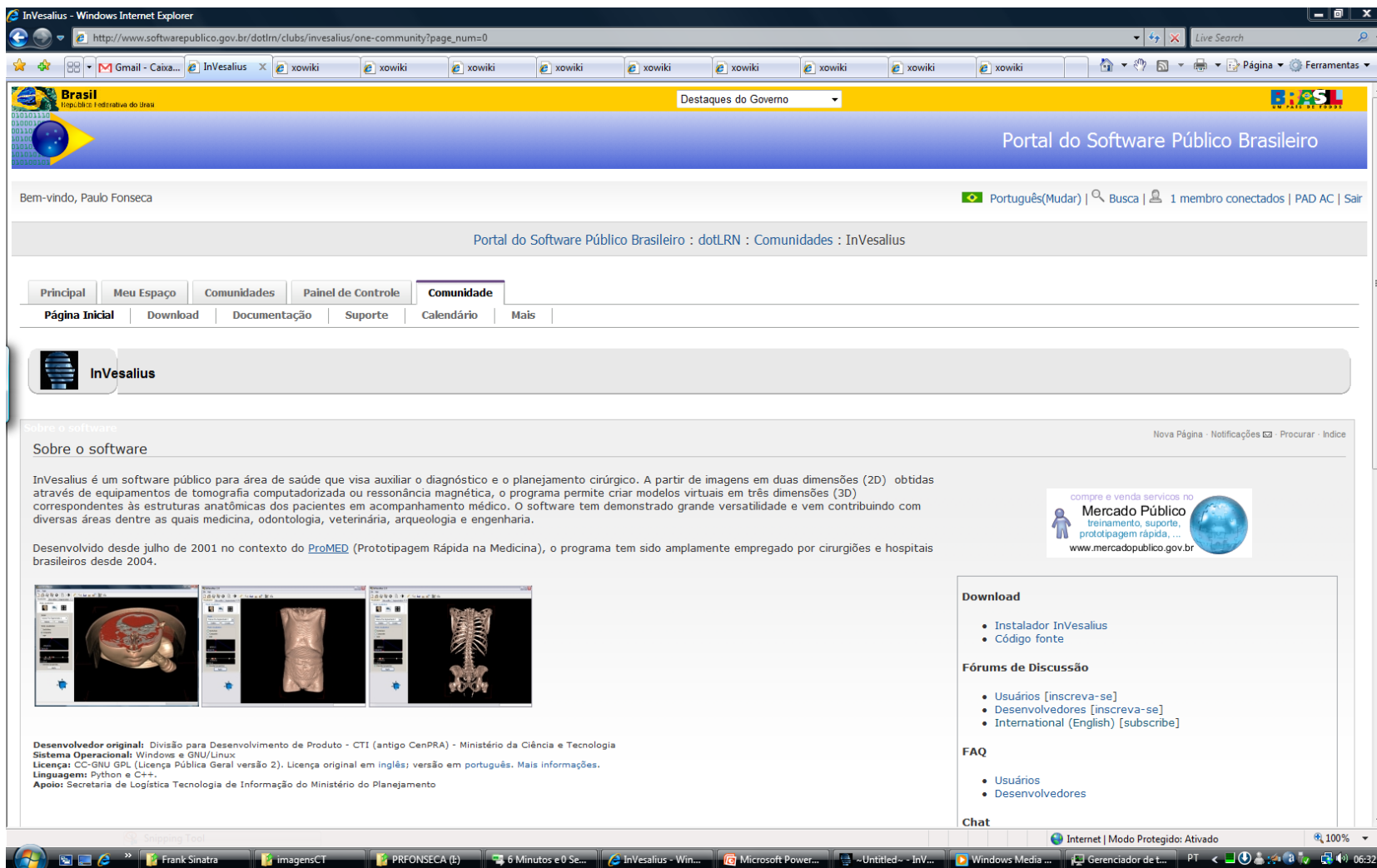
W = 700, L = -650







- InVesalius é um software público para área de saúde que visa auxiliar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico.
- A partir de imagens em duas dimensões (2D), obtidas através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais em três dimensões (3D) correspondentes às estruturas anatômicas
- O software tem demonstrado grande versatilidade e vem contribuindo com diversas áreas dentre as quais medicina, odontologia, veterinária, arqueologia e engenharia.



Bem-vindo, Paulo Fonseca

Portal do Software Público Brasileiro : dotLRN : Comunidades : InVesalius

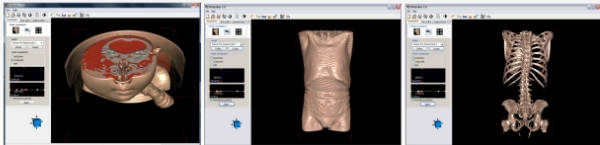
InVesalius

Sobre o software

Sobre o software

InVesalius é um software público para área de saúde que visa auxiliar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico. A partir de imagens em duas dimensões (2D) obtidas através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais em três dimensões (3D) correspondentes às estruturas anatómicas dos pacientes em acompanhamento médico. O software tem demonstrado grande versatilidade e vem contribuindo com diversas áreas dentre as quais medicina, odontologia, veterinária, arqueologia e engenharia.

Desenvolvido desde julho de 2001 no contexto do [ProMED](#) (Prototipagem Rápida na Medicina), o programa tem sido amplamente empregado por cirurgiões e hospitais brasileiros desde 2004.



Desenvolvedor original: Divisão para Desenvolvimento de Produto - CTI (antigo CenPRA) - Ministério da Ciência e Tecnologia
Sistema Operacional: Windows e GNU/Linux
Licença: CC-GNU GPL (Licença Pública Geral versão 2). Licença original em inglês; versão em português. [Mais informações.](#)
Linguagem: Python e C++
Apoio: Secretaria de Logística Tecnologia de Informação do Ministério do Planejamento

Download

- Instalador InVesalius
- Código fonte

Fóruns de Discussão

- Usuários [[inscreva-se](#)]
- Desenvolvedores [[inscreva-se](#)]
- International (English) [[subscribe](#)]

FAQ

- Usuários
- Desenvolvedores

Chat

Shopping Tool

Internet | Modo Protegido: Ativado

100%

Frank Sinatra | imagensCT | PRFONSECA (L) | 6 Minutos e 0 Se... | InVesalius - Win... | Microsoft Power... | ~Untitled - InV... | Windows Media ... | Gerenciador de T... | PT | 06:32

www.softwarepublico.gov.br

- Importa imagens no formato DICOM
- Visualização 3D
- Visualizacao 2D e 3D
- Visualizacao 2D
- Câmera endoscópica
- Editando fatias (para remoção de artefatos / ruídos)
- Segmentação e geração de STL para Prototipagem Rápida

- 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.