

Processamento de Sinais Biológicos

Curso de **Processamento (Imagens e) Sinais Biológicos**

Aura Conci

2016

OBS: no material que segue, embora se considere ambos (Sinais e Imagens) para não ficar muito extenso falaremos de apenas um dos termos mas, espera-se que fique claro que sempre se está referindo a ambos .

Porque separa este (**B**) do processamento de sinais /imagens tradicional (**I**) ?

O processamento de sinais tradicionais iniciou-se no final do século 19 (*Fourier*) .

Na forma digital **S / I** são tão antigos quanto o computador.

Imagens digitalizadas surgiram na metade do século passado.

Aplicações destes (B) à biologia e medicina

- São mais recentes;
- Tem especificidades próprias que se não consideradas não permitem aplicações adequadas.
- Comparando suas principais diferenças:

Processamento Imagens (I) x Processamento I. Biológicas (B)

Tipo das imagens:

Visíveis aos olhos humanos

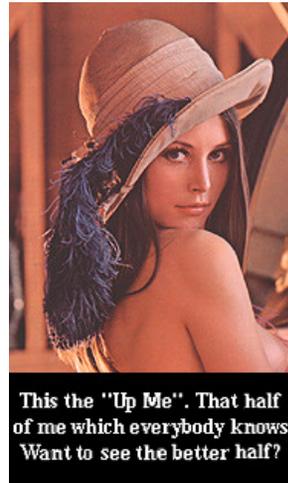
x

Normalmente **invisíveis**

Exemplo:

Qual a imagem mais famosa usada em
Processamento de **Imagens** ?

Lenna ou Lena (1972)



40 years ago, one scanned **Miss November 1972's centerfold**, and "Lena" becomes the standard for imaging.

Playmate Lenna Sjööblom-Soderberg attended the 50th anniversary of the conference of the Society for Imaging Science and Technology, Mass.

She was hailed as the "**First Lady of the Internet.**"

http://www.cs.cmu.edu/~chuck/lennapg/lenna_visit.html

The legend of Lena

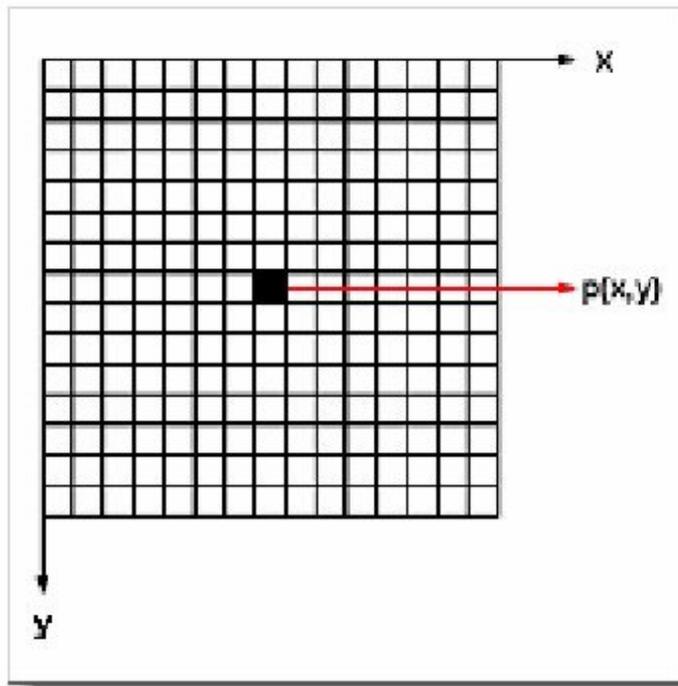
Parte quase desconhecida da imagem mais usada no mundo



Almost unknown part of the most used image

Processamento Imagens (I) x Processamento I. Biológicas (B)

Conteúdo de cada pixel:



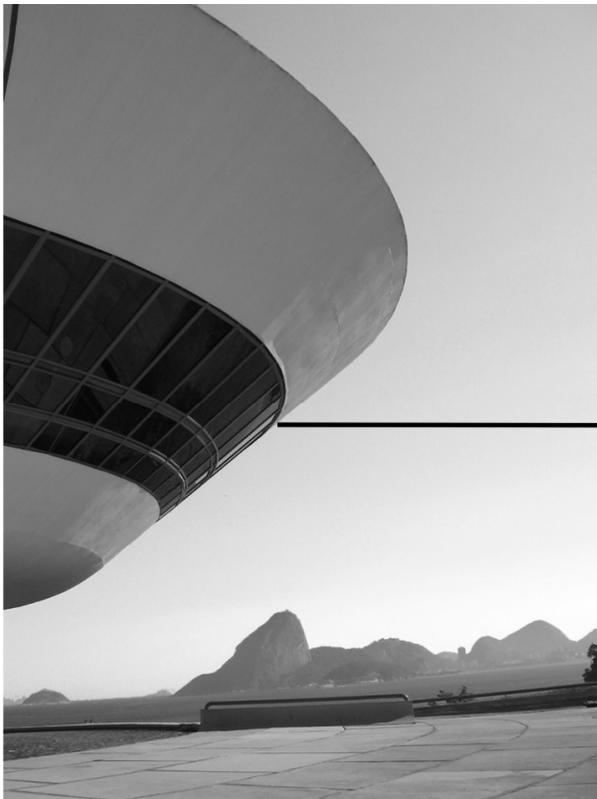
Uma (I) imagem digital TRADICIONAL é descrita por uma matriz $N \times M$ de valores de *pixel* ($p(x,y)$) **inteiros positivos**, que indica o tom em cada posição $[x,y]$ da imagem.

Isso significa que para cada pixel amostrado se tem :

Na **I**:

geralmente um **valor inteiro** correspondendo a um tom de cinza;
ou número de entrada em uma **tabela de cores**;
ou 3 inteiros correspondentes as bandas **RGB**.

Um *pixel* (da **I**) é caracterizado pela sua **luminosidade/reflexão** (significado) na cena e pela sua localização na imagem.



47	52	64	132	153
51	58	121	149	142
49	99	143	144	164
94	135	161	170	199
138	165	180	212	213

Voltando a **I** x **B**.....

o significa que para cada pixel amostrado se tem :

(na **B**:)

geralmente um número real entre ranges muito variáveis de acordo com o tipo da imagem (CT, US, RM, Sinais diversos etc...)

Exemplificando:

Quando em um exame (por exemplo na mamografia) se tiver um achado questionável, serão normalmente pedidos mais exames para verificar o diagnóstico :

ultra-sonografia (US),

a ressonância magnética (RM), ou

biópsia (Core ou FNA) , para se determinar melhor a descoberta.

Pois esses exames mostram **aspectos diferentes do mesmo órgão.**

Na verdade mesmos exames com o mesmo princípio físico podem ser bem diferentes como **mamografia e tomossíntese.**

Voltando a I x B.....

Quanto a **inteligibilidade** a cena:

Da I :

É algo inteligível normalmente ao ser humano, e algo do seu dia a dia. Sendo facilmente reconhecidas as melhorias e processamentos feitos.

Quanto a **inteligibilidade** a cena:

Da **B** :

É algo muito dependente da especialidade para a qual foi desenvolvido.

É preciso de um especialista na aplicação para reconhecer a adequação das melhorias, segmentações, etc....

Quanto ao conteúdo

Da **I** : Mostrado a refletância do ponto da cena captura a luz que atinge aquele ponto.

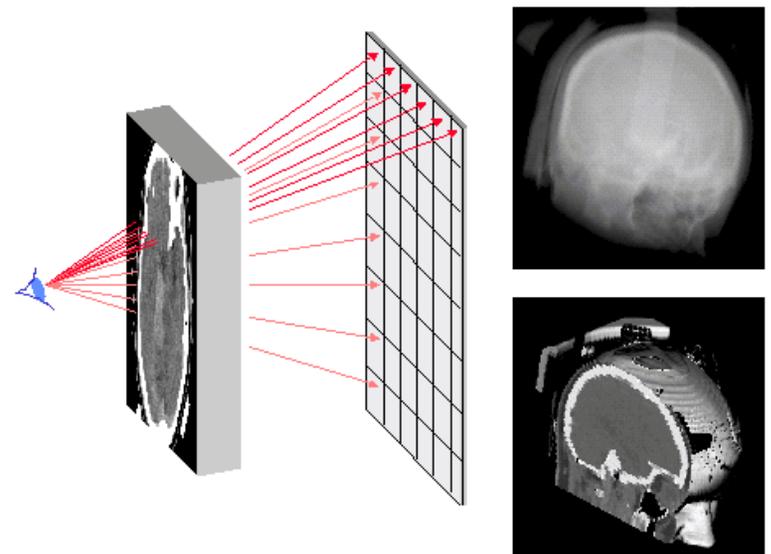
Da **B** : É algo muito dependente do tipo de imagens usado. Pode ser a densidade ao raio X, a velocidade do som no meio, a condutividade elétrica, etc....

Um *pixel* (da **B**) tem valor **real nos mais variados limites** (*ranges*) e pode **significar** muitas coisas dependendo da sua localização na imagem, do tipo de imagem, de que tecnologia usa, etc.

Exemplo:

Mesmo considerando um dos exames mais usados e mais conhecidos: o de **mamas**.

E em uma das formas mais antigas
Utilizando **raio x**:

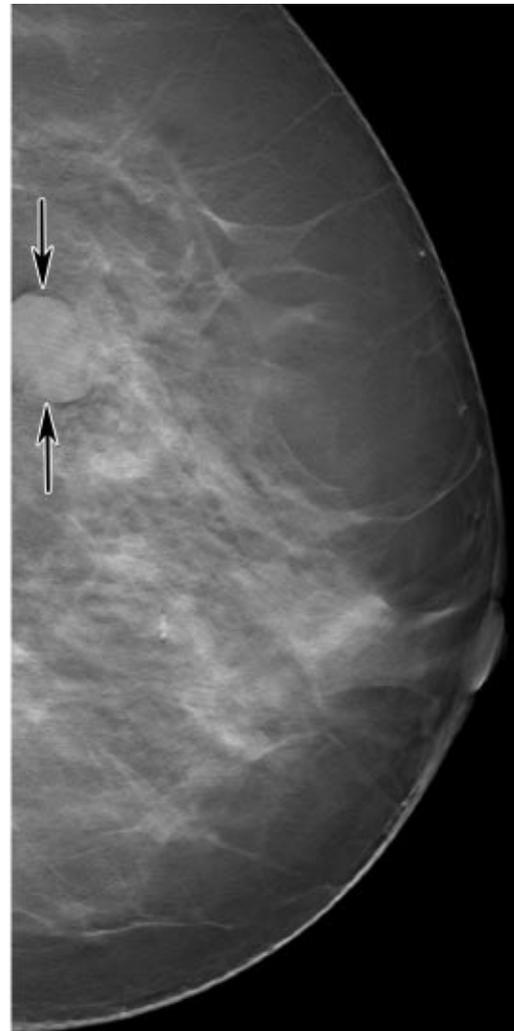


Comparação

mamografia (a) Digital X (b) tomossíntese



a.



b.

Em (a) - mamografia digital - a massa (setas) não é claramente visível (tecido denso).

Em (b) - tomossíntese - essa tem representação mais clara (setas), que é bem circunscrito.

Nesta paciente de 57 anos, devido a sua aparência (no US) estável durante 2 anos, essa massa foi considerada benignas.

Raio X

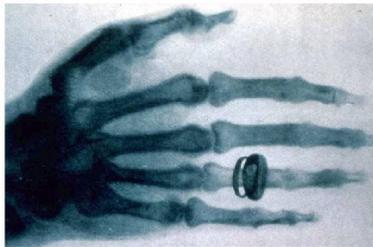
Foi **descoberto** pelo físico alemão *Wilhelm Conrad Roentgen*.

Roentgen estudava o fenômeno da luminescência produzida por raios **catódicos**.

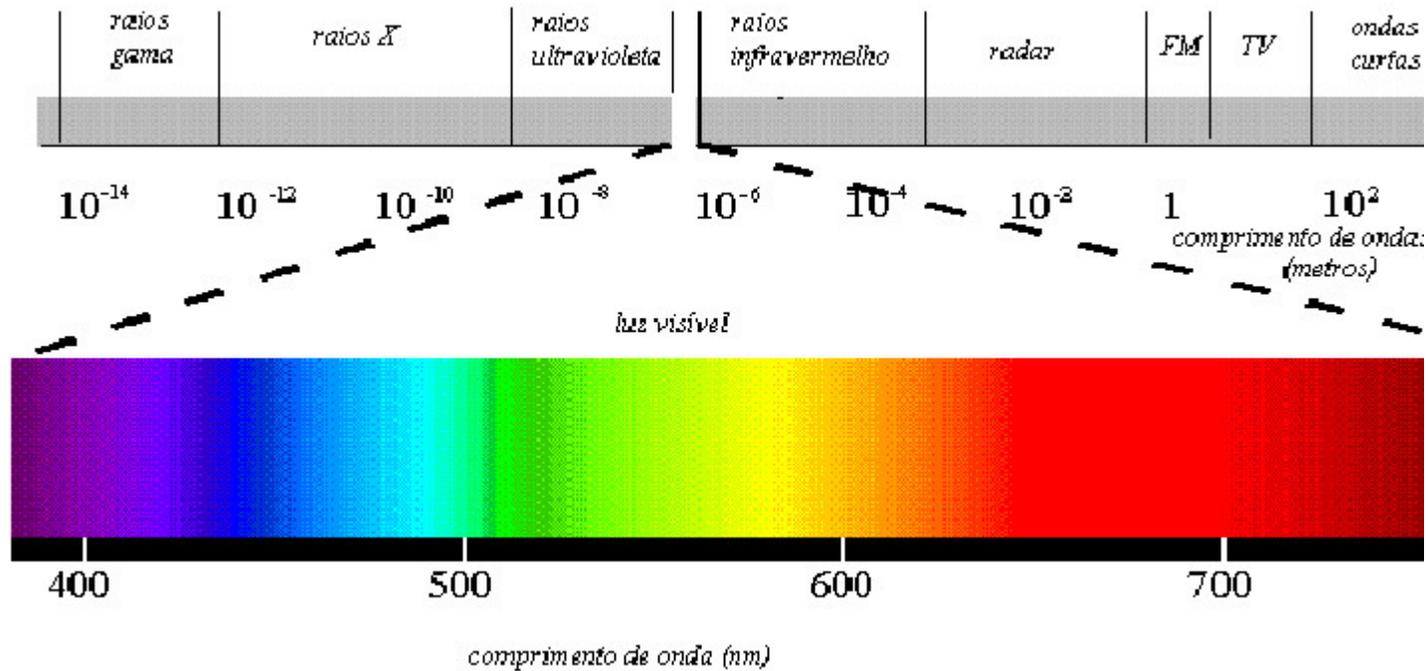
Os ensaios eram feitos em um tubo de raios catódicos (Tubos de **Crookes**).

A primeira radiografia ocorreu no dia 22 de dezembro de 1895.

Sua esposa permaneceu com a mão exposta à radiação durante 15 minutos.



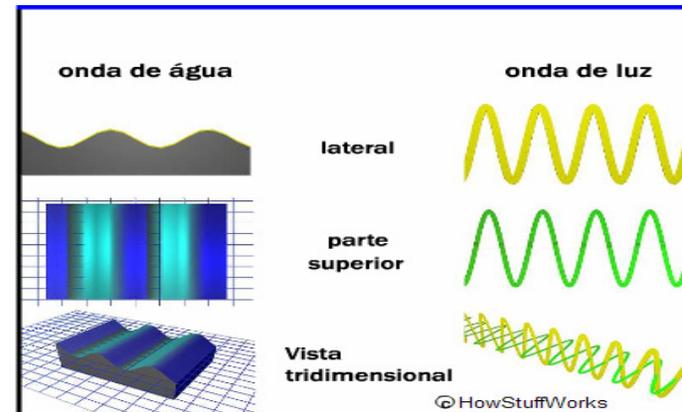
Fisicamente os Raios X são como os raios de **luz visíveis**.



A diferença entre raios X e raios de luz visível é a energia dos fótons que são liberadas individualmente, as frequências e os de **comprimento de onda** de cada um.

Fisicamente os Raios X são como os raios de **luz visíveis**.

- Ambos são formas de **energia** eletromagnética carregadas por partículas chamadas **fótons**. E ondas transversais.



Energia de um fóton:

$$e_f = hf$$

h = constante de Planck (6.626×10^{-34} J.s)

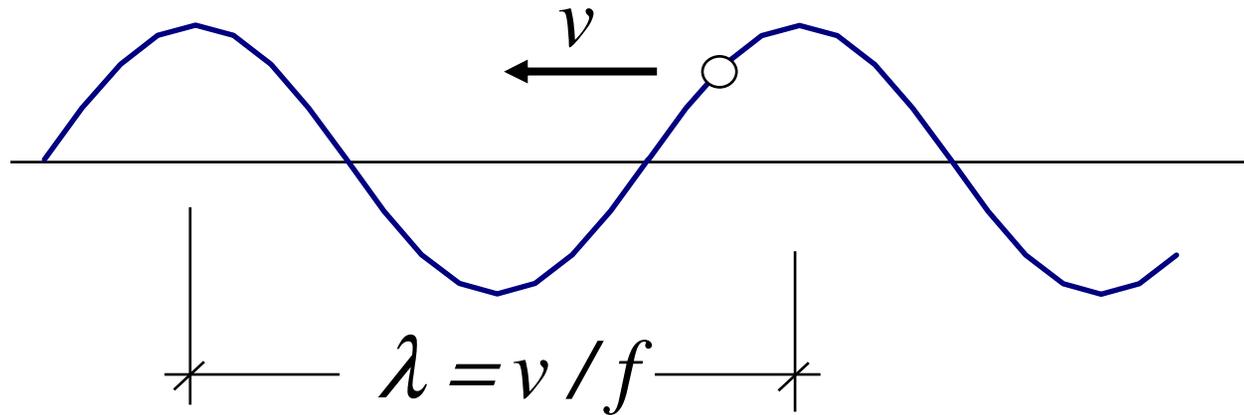
f = frequência (Hz) [$c = f\lambda$ m/s]

c = velocidade da luz (2.997925×10^8 m/s)

Luz como onda

Ondas transversais:

$c = \text{velocidade da luz} \cong 3.0 \times 10^8 \text{ m/s}$



$$c = \lambda f$$

Energia e Fluxo Radiante

<i>fóton com comprimento de onda λ:</i>	$e_\lambda = h \frac{c}{\lambda}$	
<i>n fótons com comprimento de onda λ:</i>	$Q_\lambda = n_\lambda e_\lambda = n_\lambda h \frac{c}{\lambda}$	[J/nm]
<i>Energia radiante:</i>	$Q = \int_0^\infty Q_\lambda d\lambda$	[J]
<i>Fluxo radiante:</i>	$\Phi = \frac{dQ}{dt}$	[J/s=W]

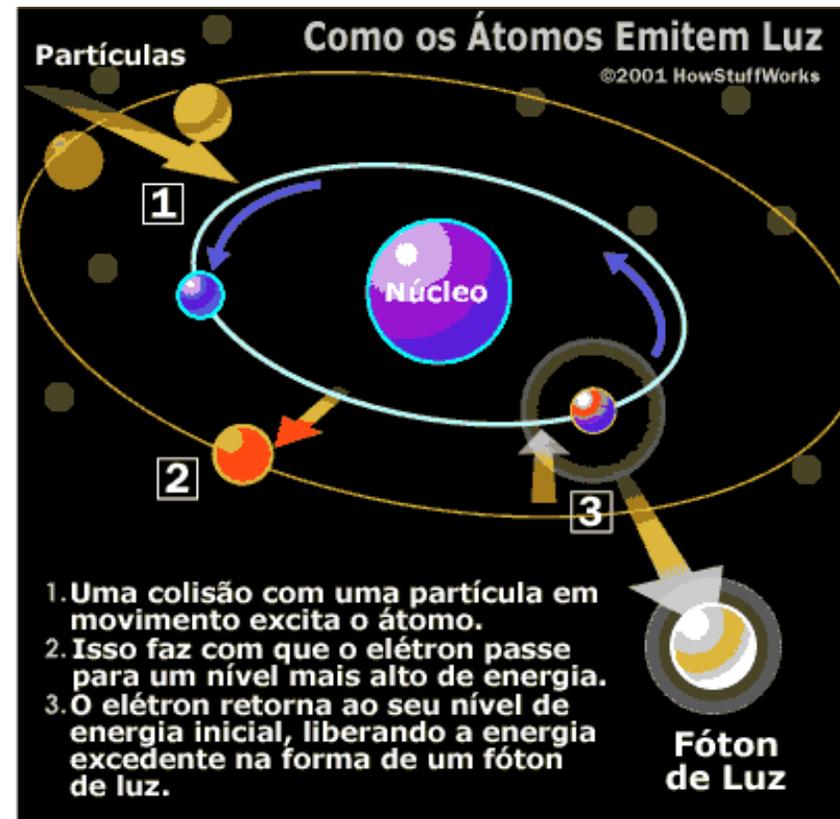
Curiosidade sobre o nome “Raio X”

Roentgen decidiu chamar de Raio-X porque era uma **incógnita** para ele.

Com a descoberta Roentgen recebeu o primeiro prêmio *Nobel de Física em 1901*.

Doou o prêmio para Universidade **Wurzburg** por acreditar que o prêmio deveria ser um bem comum.

Em 1903, recebeu novamente o prêmio nobel, dividindo o com o casal **Curie**.



*Vários pesquisadores foram premiados com o **Nobel** através de estudos com o Raio X.*

1901 Wilhelm Konrad Röntgen - pela descoberta dos raios-X.

1902 Hendrik Antoon Lorentz e Pieter Zeeman - pelas suas pesquisas sobre radiação.

1903 Antoine Henri Becquerel, Pierre e Marie Curie - pela descoberta da radioatividade espontânea.

1905 Philipp Eduard Anton von Lenard - pelos seus trabalhos sobre os raios catódicos.

1914 Max von Laue - pela descoberta da difração de raios-X por cristais.

1915 William Henry Bragg e William Lawrence Bragg - pelos seus estudos sobre a estrutura de cristais utilizando difração de raios-X.

1917 Charles Glover Barkla - pela descoberta dos raios-X característicos dos elementos.

1924 Karl Manne Georg Siegbhan - pelas suas pesquisas sobre espectroscopia de raio-X.

1979 Godfrey Hounsfield e Allan Cormack. Pela criação do Tomógrafo

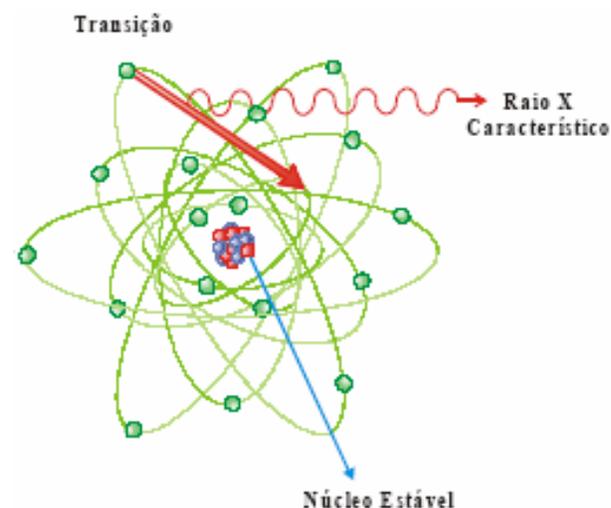
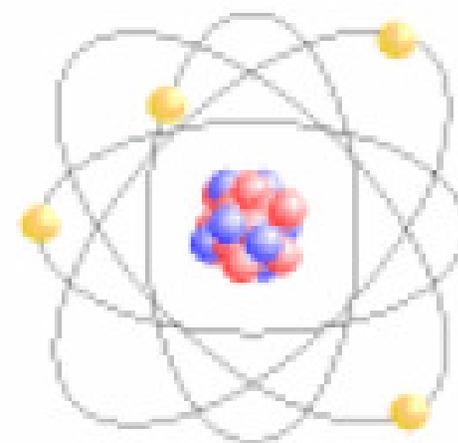
Princípios Básicos

Os raios X são gerados através de dois processos que ocorrem em nível **atômico**:

A **frenagem (Bremsstrahlung)**;
E os **Raios X Característicos**.

Importante: tais processos se dão na chamada **eletrosfera**.

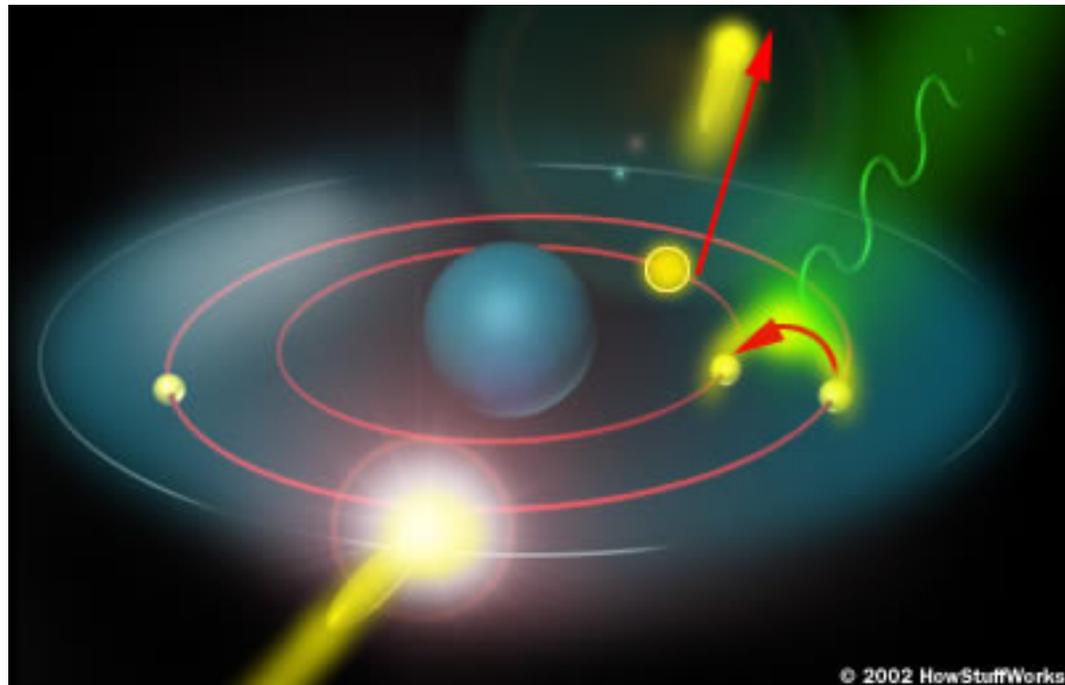
Assim, a origem dos raios X não é **nuclear**, ou seja, eles não são gerados no núcleo dos átomos.



Princípios Básicos

O elétron livre colide com o átomo de tungstênio, tirando um elétron de um orbital mais baixo.

Um elétron de um orbital mais alto preenche a posição vazia, liberando seu excesso de energia como um fóton.

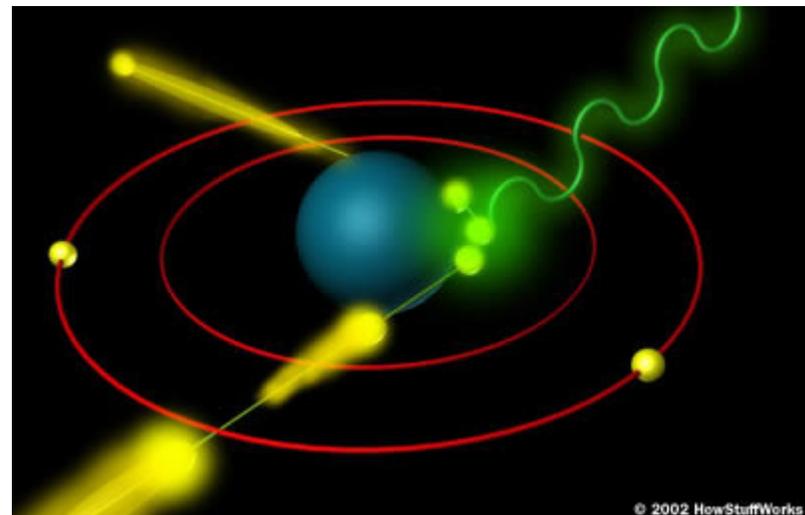


Princípios Básicos

O elétron livre é atraído para o núcleo do átomo de tungstênio.

À medida que o elétron passa, o núcleo altera seu curso.

O elétron perde energia que é liberada como fóton de raio x.

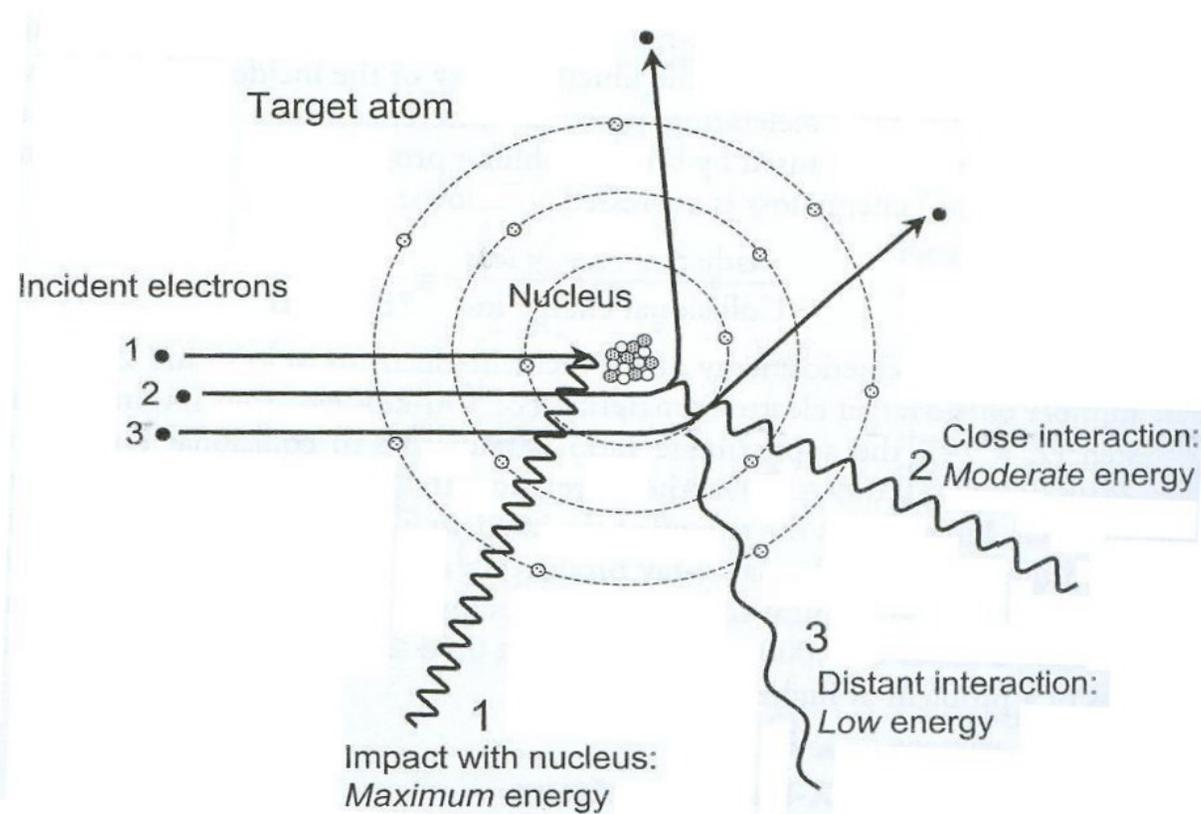


Princípios Básicos

A Frenagem (Bremsstrahlung)

Três eventos principais

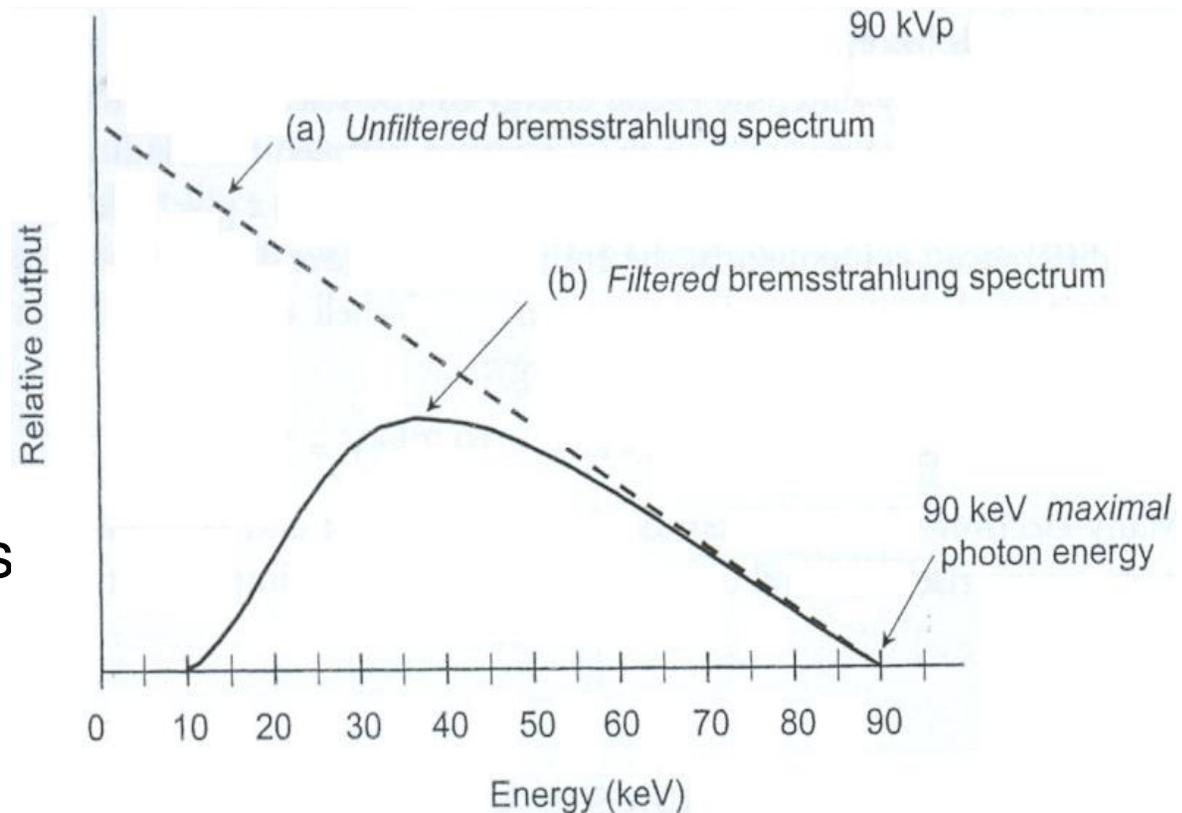
1. Elétron de alta energia penetra no átomo;
2. A atração do núcleo o faz frear;
3. Parte de sua energia **cinética** “vira” raio X.



Espectro de Frenagem

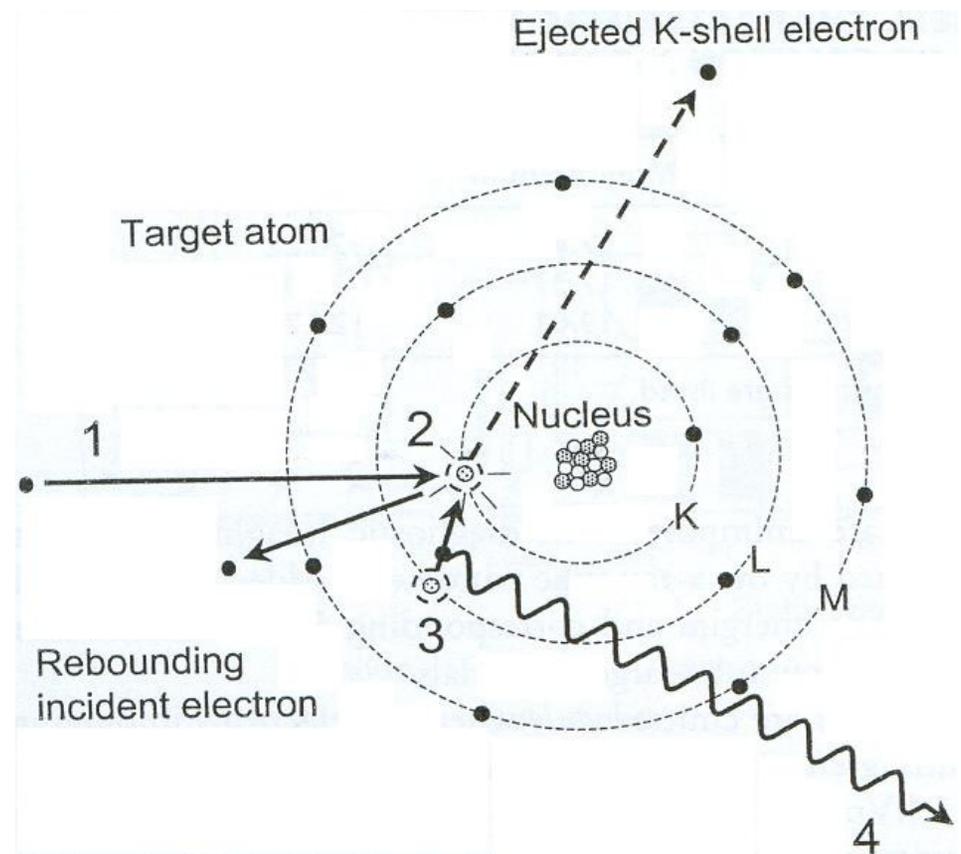
É contínuo, i.é.,
os raios X
são gerados
de energias
(**qualidade**)
diferentes.

Vulgarmente,
“produz-se
mais raio X
ruim e menos
raio X bom.”



Três eventos principais

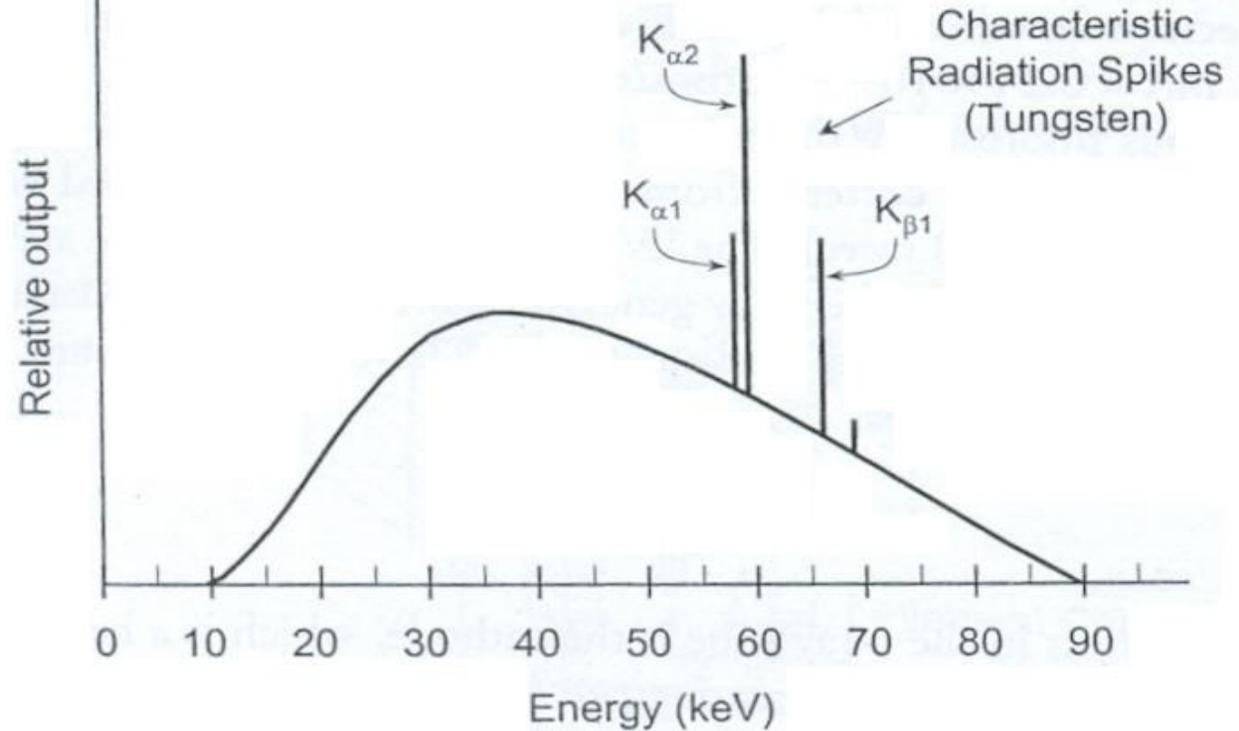
- 1- Elétron acelerado ioniza o átomo nas camadas mais internas: K, L.
- 2- Fica uma vaga desocupada nesta camada;
- 3- Outro elétron do átomo vem ocupá-la, emitindo um fóton de energia típica de cada átomo utilizado como alvo.



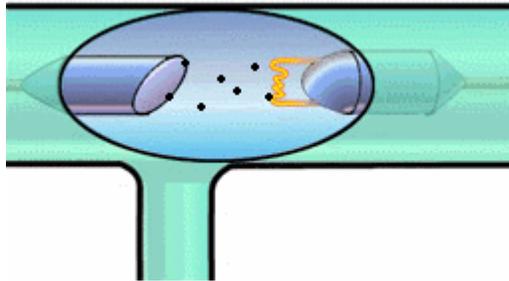
Espectro Característicos

Se apresenta
como
linhas
“montadas”
sobre o
espectro
contínuo.

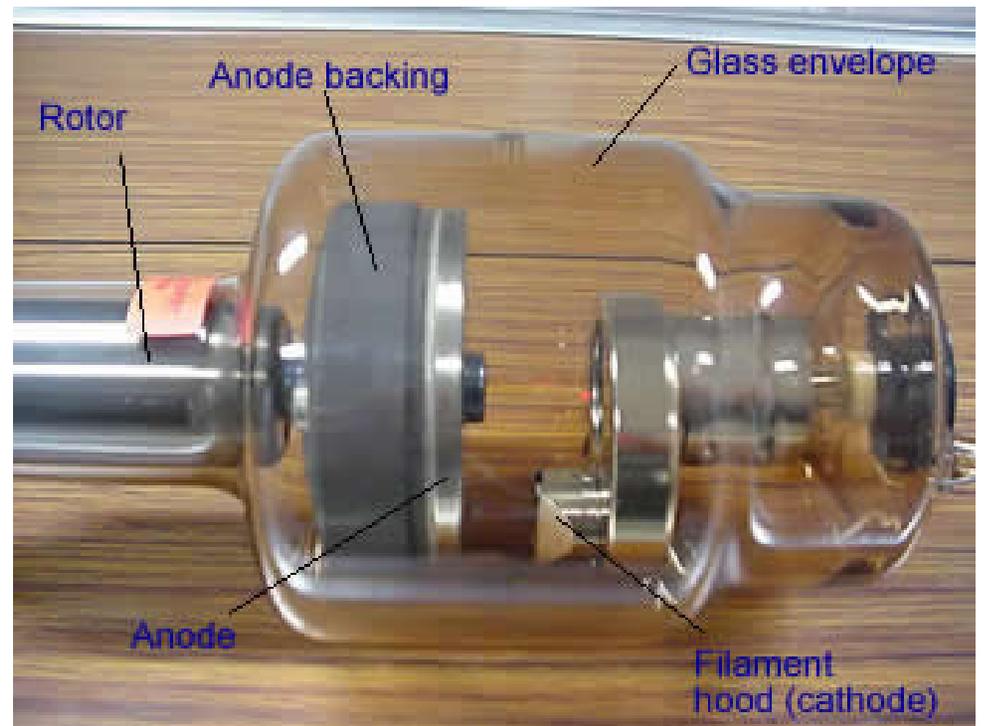
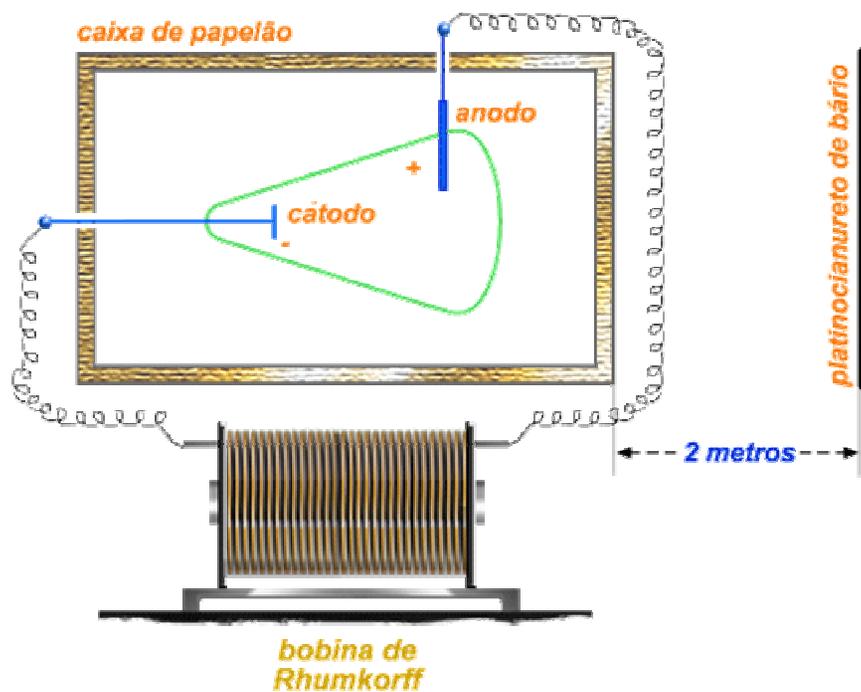
É típico para
cada
material
utilizado
como alvo.



As Ampolas de Raio X



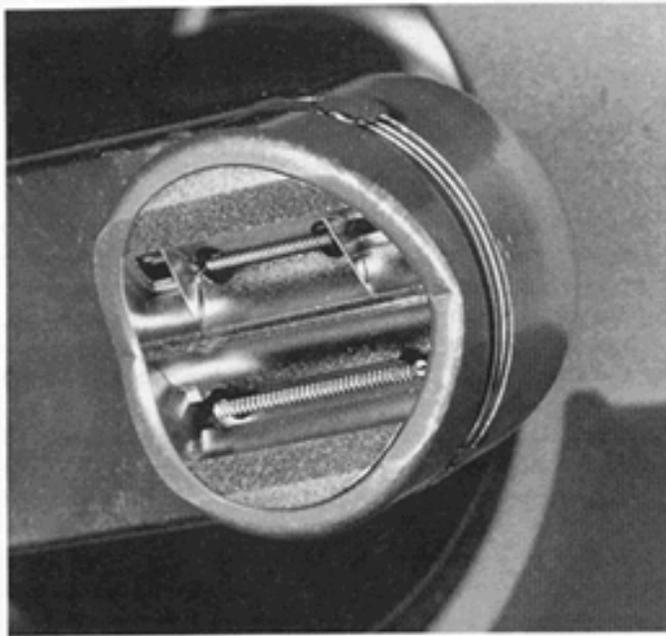
Esquema básico de funcionamento



Funcionamento Básico das Ampolas

Filamento: ao ser aquecido por corrente elétrica (2 a 5 Ampères), “expulsa” elétrons.

Dois tamanhos: fino e grosso

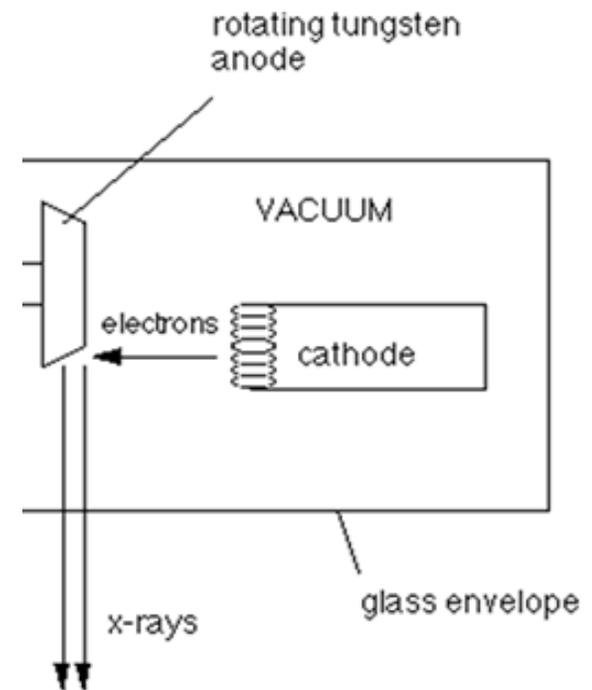
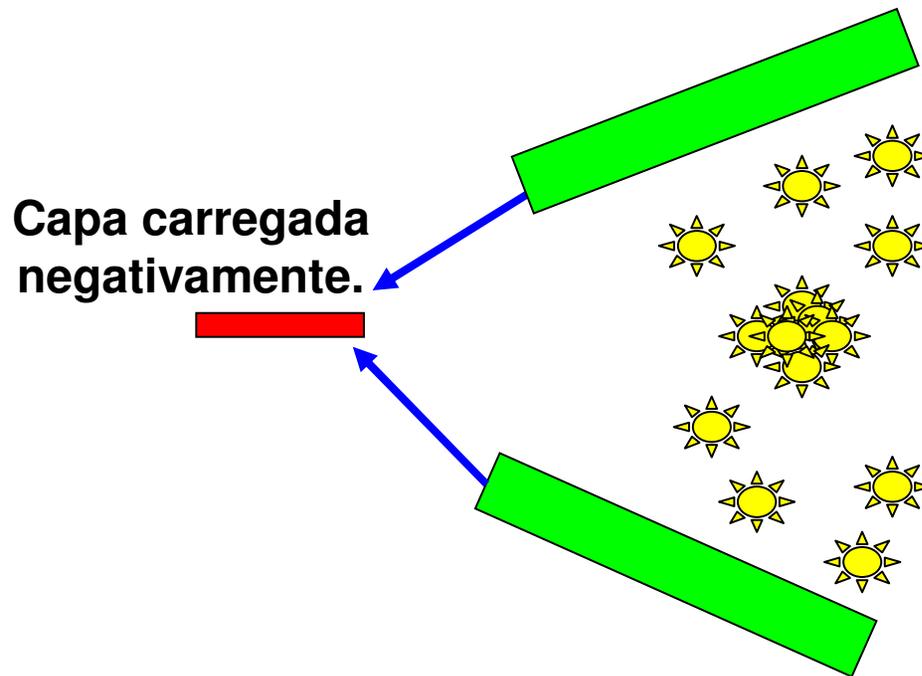


Os filamentos atingem temperaturas de mais de 2.000 C°.

Para suportar tais temperaturas, são feitos de Tungstênio (W), material de alto ponto de fusão.

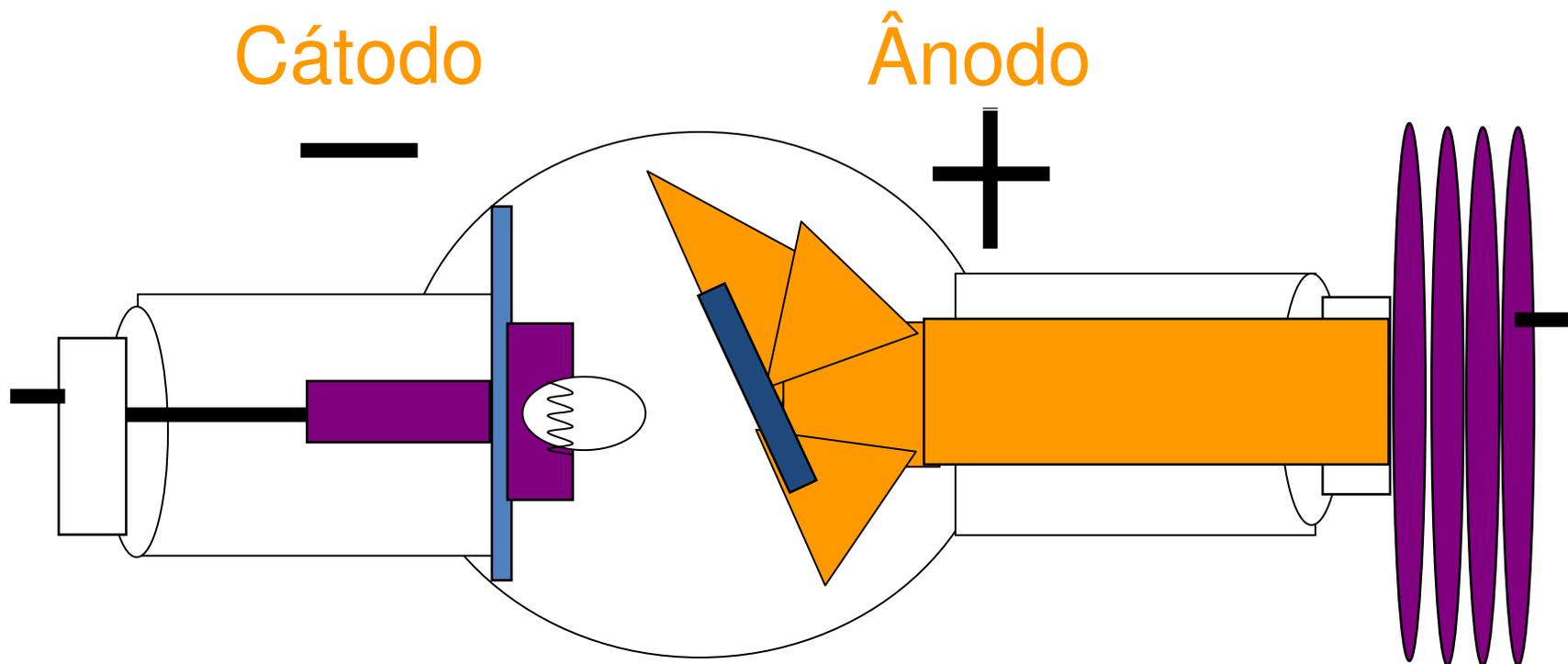
Capa Metálica Focalizadora

Os filamentos (“molinhas”) são envolvidos por uma espécie de capa metálica. Ela é eletrizada negativamente e sua função é “ajuntar” os elétrons.



Vácuo e Aceleração

Dentro da ampola existe vácuo, que permite acelerar os elétrons. Uma alta voltagem, de milhares de volts, é aplicada entre o filamento e o alvo (catodo e anodo, - e +).



Dissipação de Calor

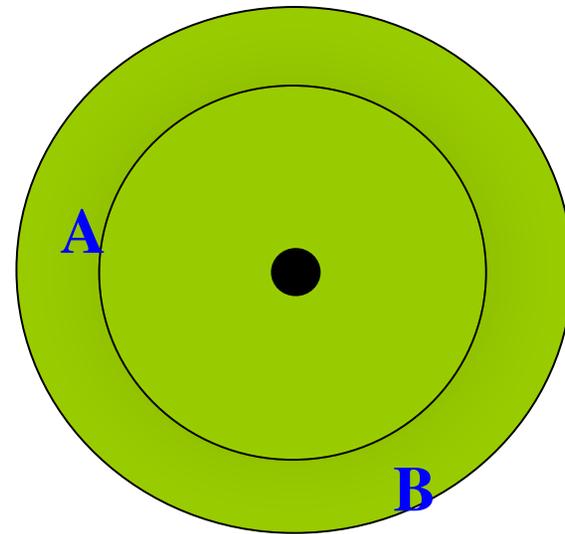
Ao ser atingido, o alvo converte cerca de 99% da energia dos elétrons em calor e apenas cerca de 1% em Raios X.

Para dissipar tamanha quantidade de calor, o anodo é ligado ou envolvido a uma haste de cobre, que na máquina (a ampola) é imersa em **óleo**.

Anodo Giratório

Nos aparelhos convencionais, o alvo gira evitando superaquecimento e danos na área atingida pelos elétrons.

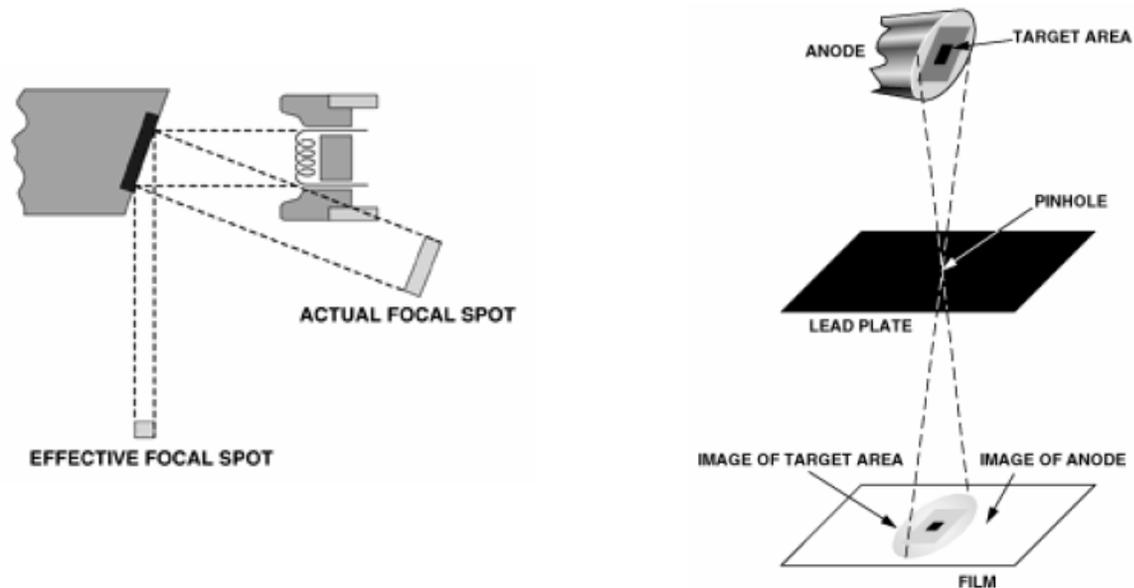
Em aparelhos com alvos fixos, como os odontológicos, a potência precisa ser calculada e limitada a ponto de não causar danos irreversíveis à ampola.



Inclinação do Alvo

A inclinação do alvo direciona o feixe de raios X até o paciente e cria o **foco efetivo**.

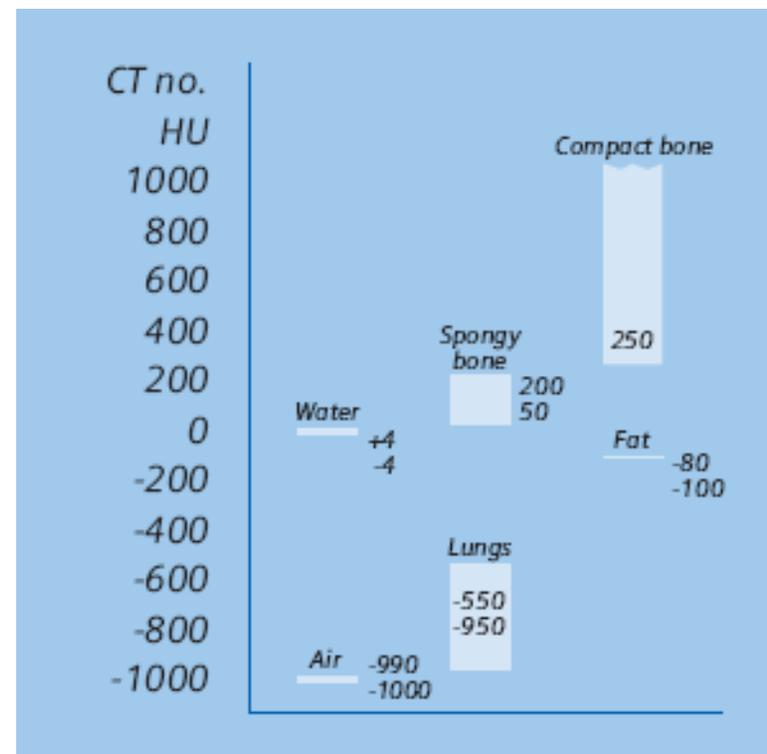
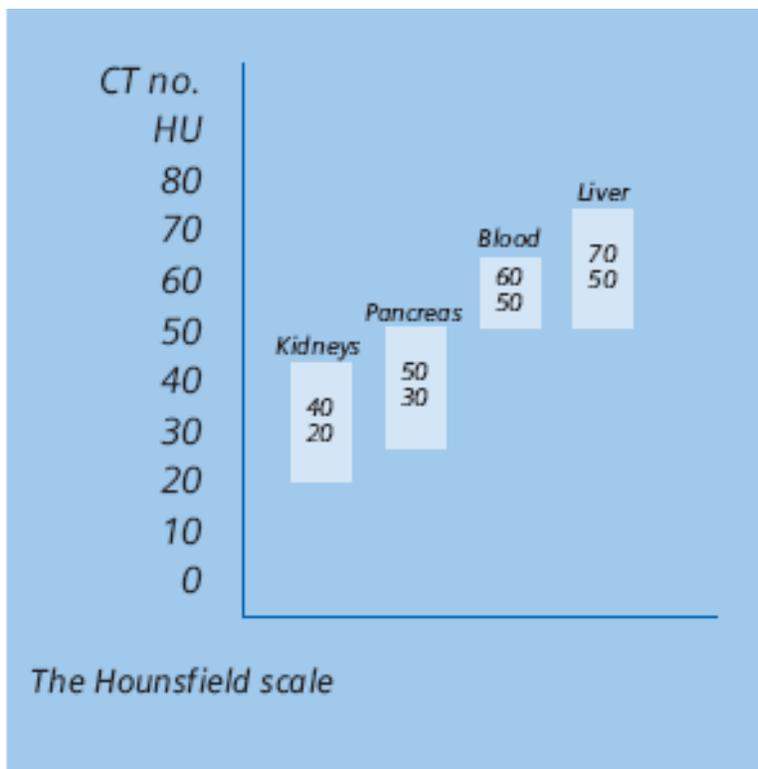
O foco efetivo é menor que a região atingida, de onde “brota” os Raios X.



Voltando a I x B.....

No caso de imagens que usam o raio x, cada pixel representará a densidade dos tecidos atingidos ao mesmo?

Escala de Hounsfield



Voltando a
I x B.....

Mesmo considerando o **raio x** e as **mamas**,

O significado de um **pixel no exame de mamografia** é totalmente diferente do significado de um pixel em um exame de **tomossintese** (idem para uma **cone beam CT** – tomomamografia de feixe cônico)

Porque?

Veamos o que **significa** cada pixel em cada uma destas imagens e **quanto** cada ponto do tecido amostrado é exposto e quantas vezes é exposto ao mesmo:

Como funciona a radiografia

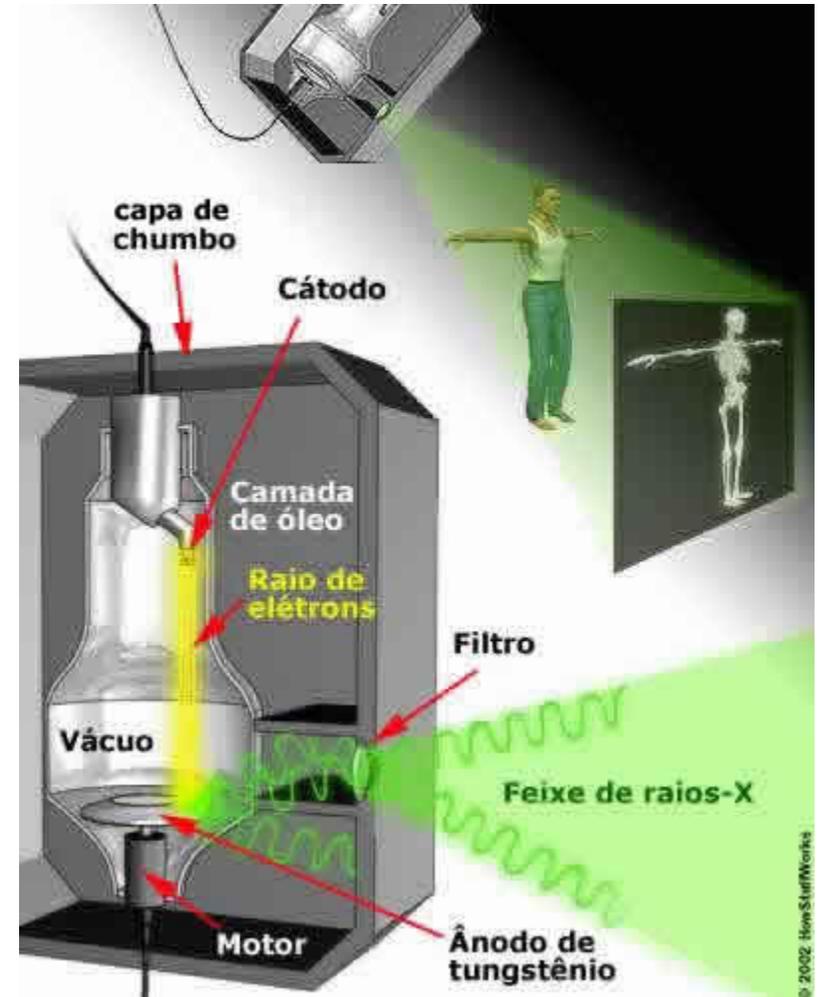
Possui um par de eletrodos (cátodo e ânodo) localizado dentro de um tubo de vidro a vácuo.

O cátodo é um filamento (negativo).

O ânodo (positivo) é um disco achatado feito de tungstênio aquecido por corrente elétrica.

O calor expulsa os elétrons da superfície do filamento.

Os elétrons são captados através do tubo.



Desvantagens radiografia:

A informação da localização de algo na profundidade é perdida quando realizado a projeção do raio-x.

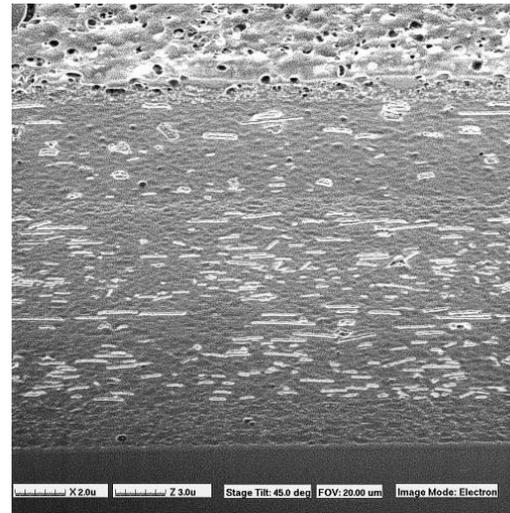
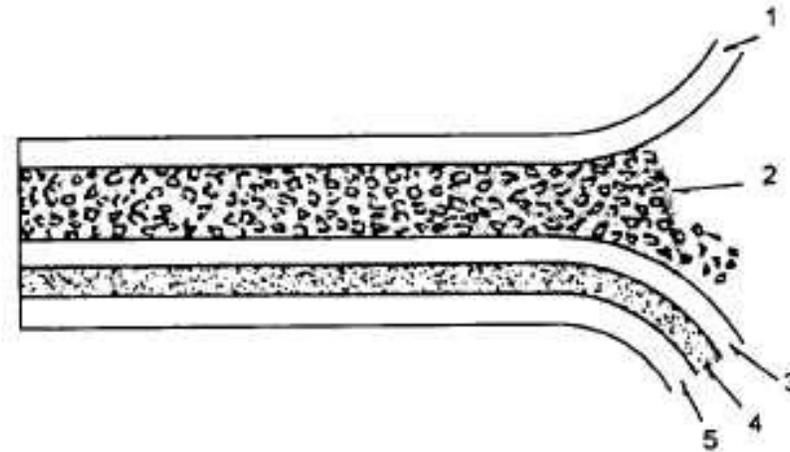
Raio-X fornece um contraste ruim especialmente em tecidos moles do corpo.

A mamografia tem o

mesmo funcionamento tanto na
forma digital
quanto
na analógica

Mamografia analógica com FILME

- (1) gelatina
- (2) emulsão de cristais de prata
- (3) substrato
- (4) base do filme
- (5) camada de trás



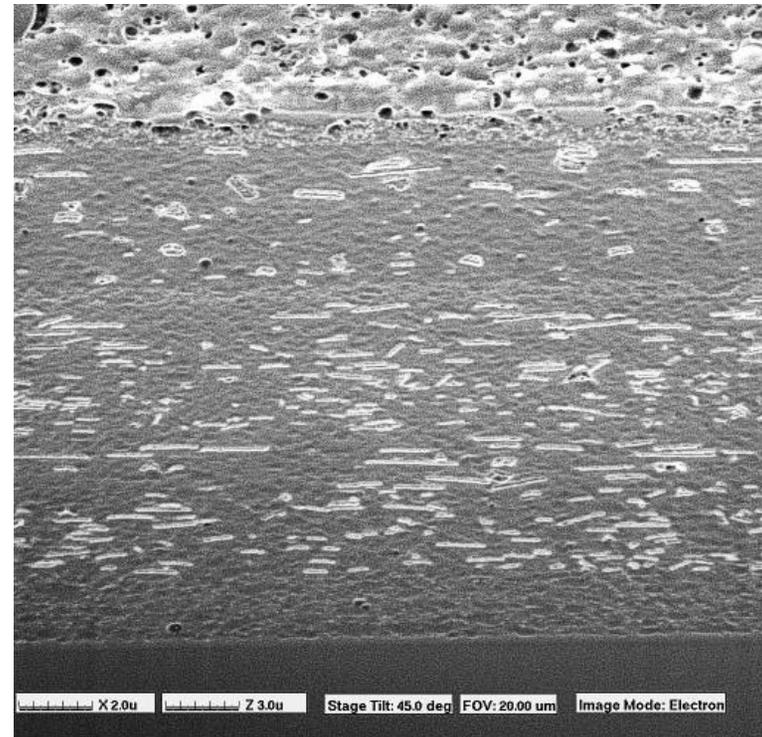
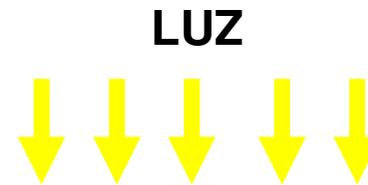
Funcionamento do Filme

Raio luminoso incide sobre o cristal de prata

Este absorve a energia cedida pela luz

Sofre uma mudança em sua estrutura química.

Na revelação este cristal de prata precipita.



Contraste

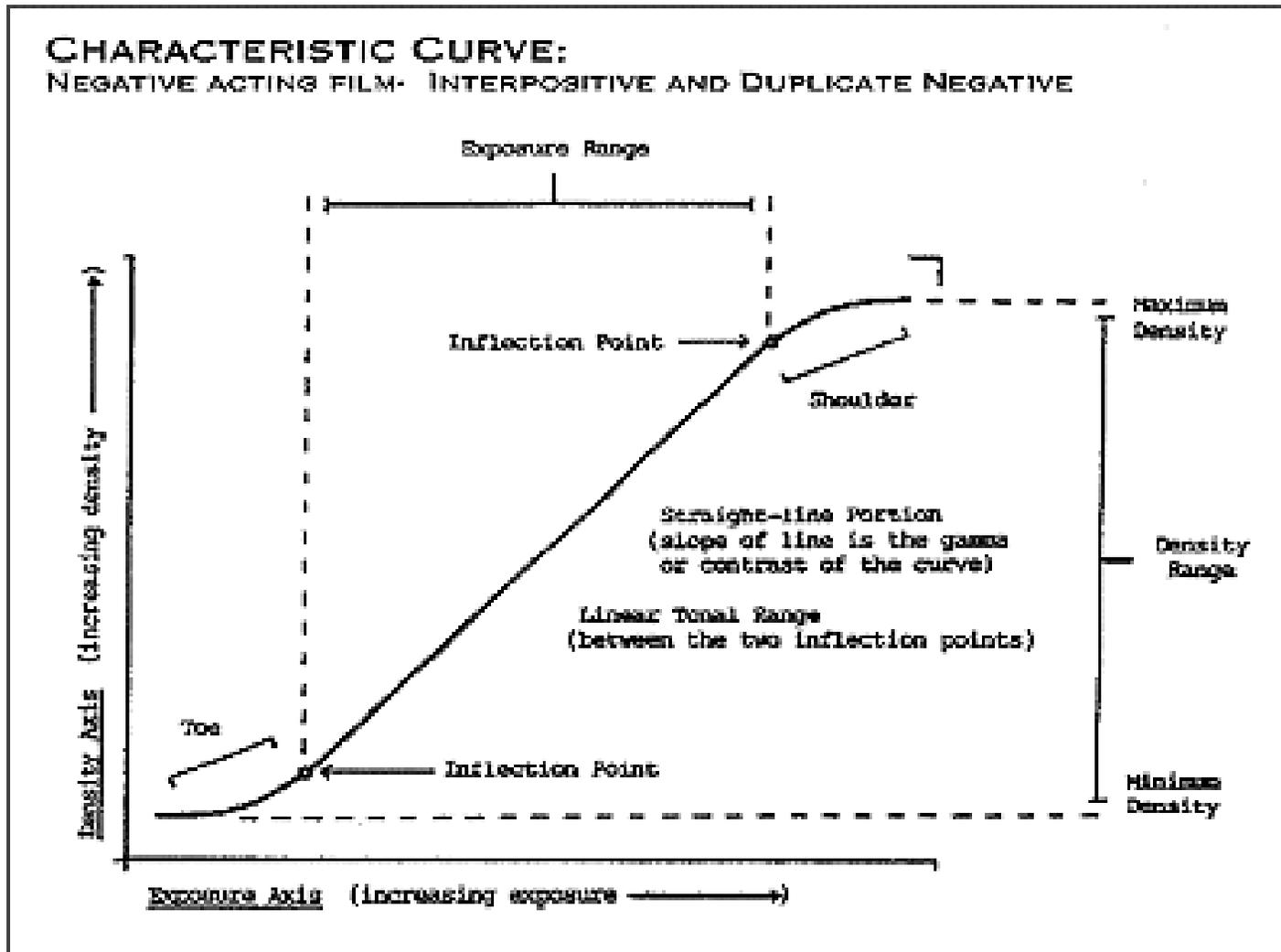
O contraste do filme é sua resposta à intensidade de luz.

A exposição (E) é a energia por unidade de área em cada ponto.

Esta depende da intensidade (I) do feixe e do tempo (T) que o filme ficou exposto.

$$E = I T$$

Curva Característica



Desvantagens radiografia:

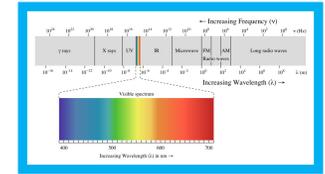
Tem efeito acumulativo e danoso a saúde do paciente:

Tanto cancerígenos
quanto genéticos.

Voltando a **B** não tem
conseqüências para o
objeto capturado, já na
B.....

Danos genéticos do raio X:

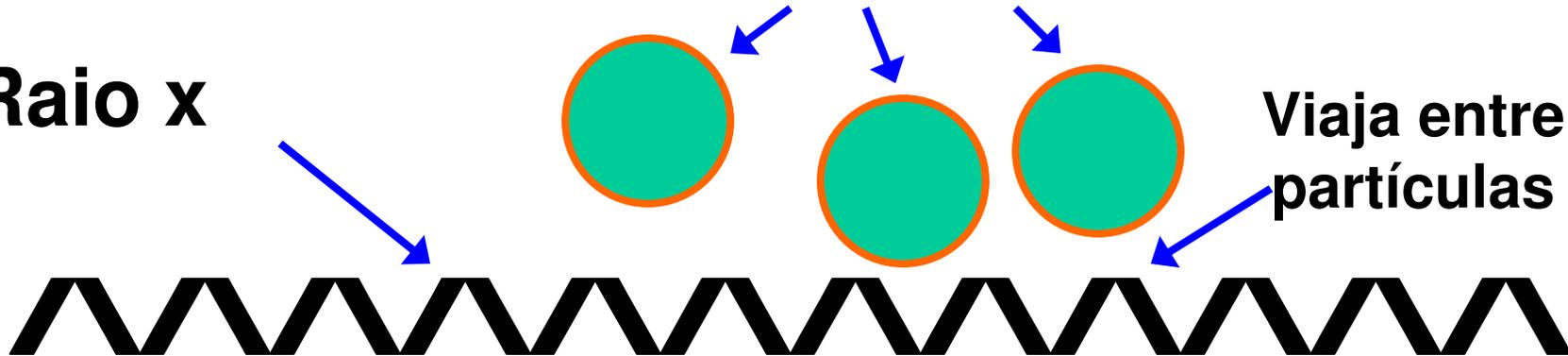
Danos aos tecidos ocorrem porque o comprimento de onda do raio X é da **ordem de grandeza das moléculas de DNA .**



partículas dos tecidos

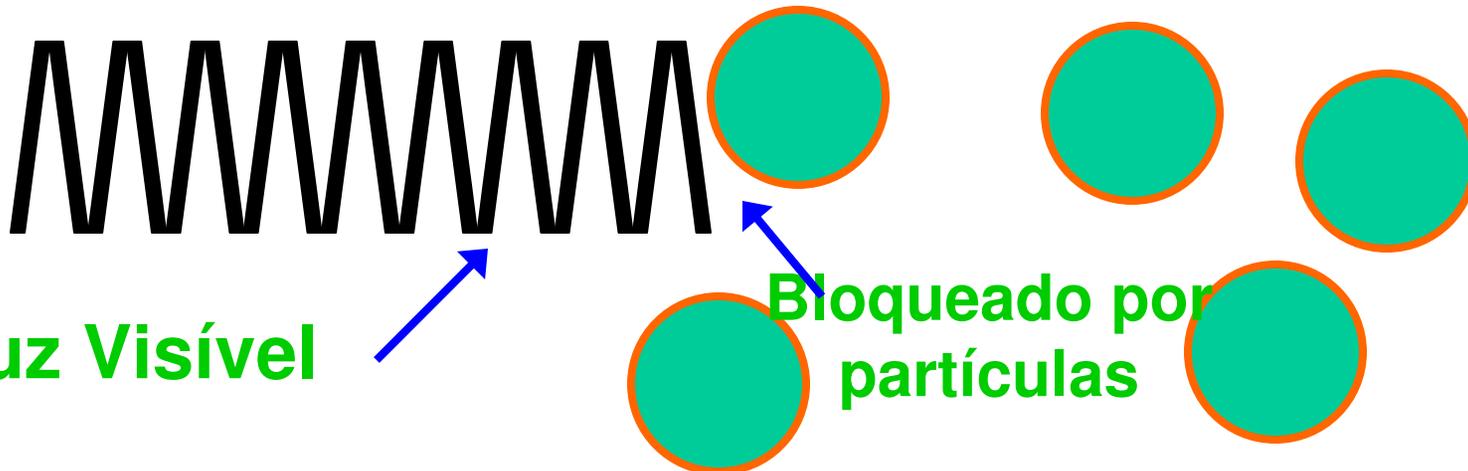
Raio x

Viaja entre partículas



Luz Visível

Bloqueado por partículas



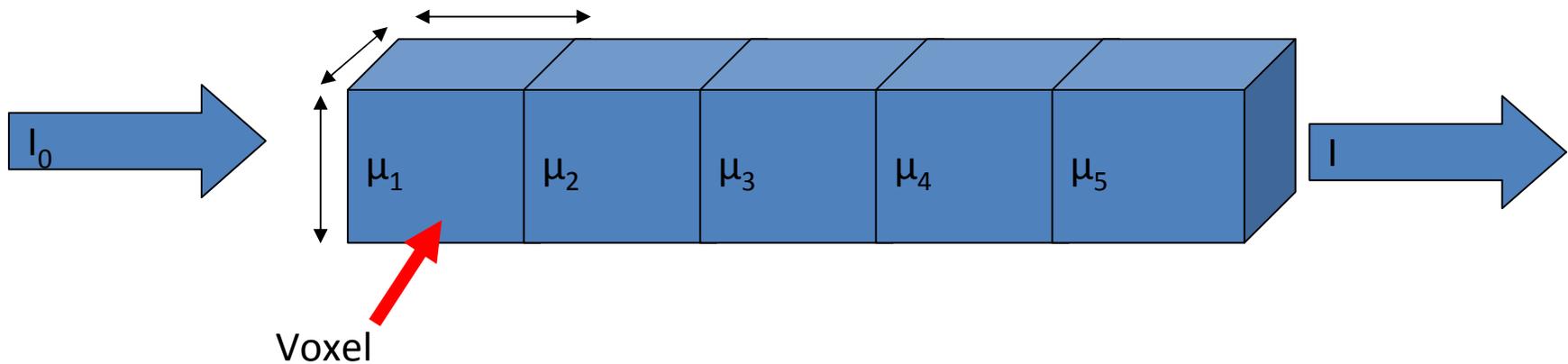
Assim na mamografia o que vemos em cada pixel

É **projeção** de uma exposição do interior ,

Ou melhor das diversas camadas (tomos) do interior do corpo ou objeto que esta sendo capturado, todos **projetados (somados)** no mesmo pixel !

Formação da Imagem

Formulação discreta de atenuação em cada voxel.



$$\ln(I/I_0) = -(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \mu_5)$$

O termo **Tomosynthesis** é derivado do grego:

Tomo = fatiar, cortar em partes;

e

síntese = combinação de duas ou mais entidades que juntas formam uma nova, ou ainda refere-se à criação de algo por meios artificiais.

Esse último é o melhor sentido correspondente a **produzir artificialmente imagens de fatias do corpo**.

*Cada **Tomo** (ou fatia) mostra uma **seção** do interior do corpo.*

O valor de cada pixel **indica a densidade ao raio x** do sistema que esta sendo inspecionado.

Características da tomossíntese

Resolução de 0.22 a 0.4 mm

Dose de radiação: **3 vezes mais** do que a radiografia digital, mas **3 vezes menor** do TC.

Reconstructed pixel size is 110–120 microns,

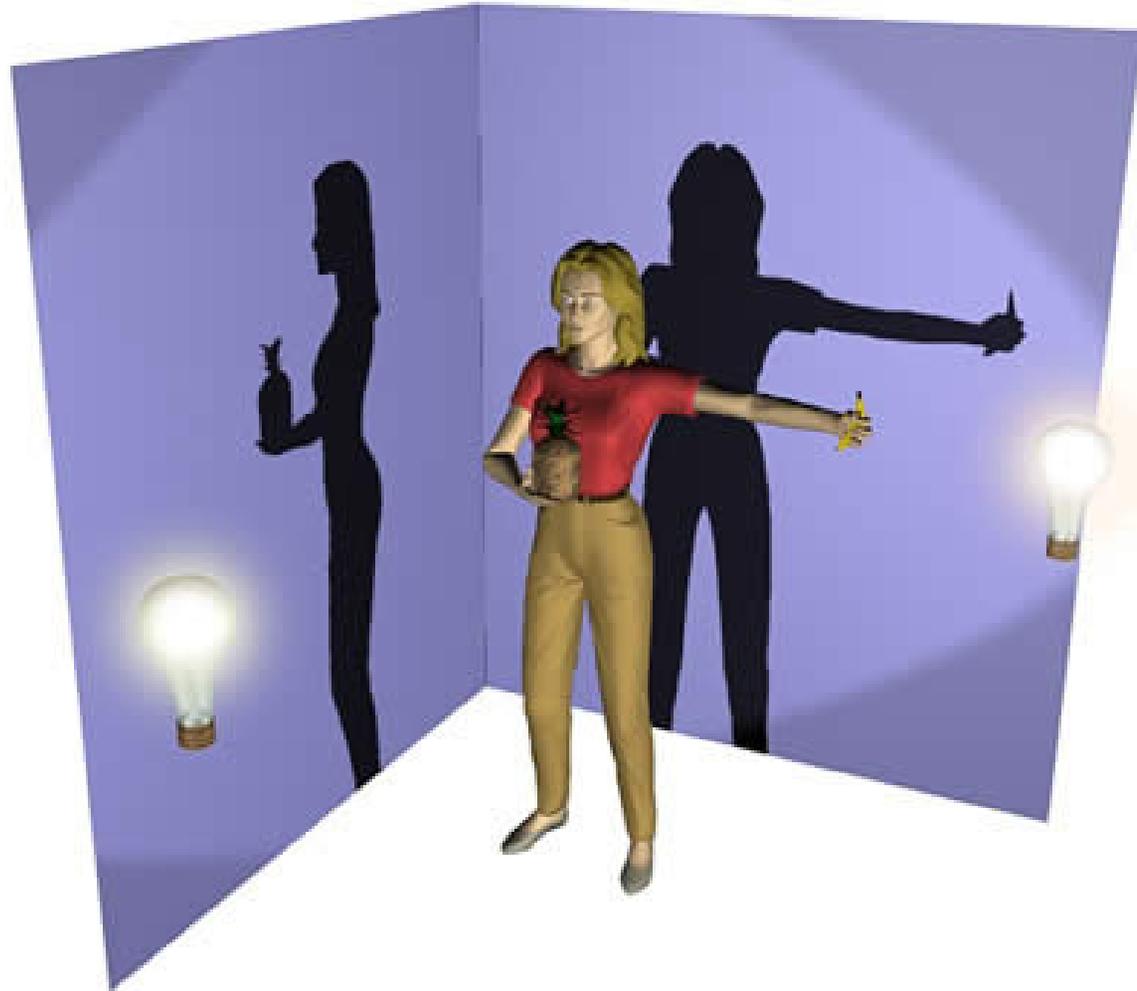
Detection time is approximately 1 second;

Total acquisition time for one breast tomosynthesis is approximately 10 seconds.

Typical exposure parameters are 29 kVp and 44 mAs.

Total radiation dose value of 145 mrad (1.45 mGy) to a normal breast with a compressed thickness of 4.2 cm.

Idéia básica das múltiplas projeções



Tomos síntese digital

É uma técnica de imagem médica usando um detector de tela plana e rotação do tubo produzindo uma série de cortes em diferentes profundidades.

Ela fornece uma **melhor visualização** do que a **radiografia** de projeção usual.

Pode-se dizer que é análoga à tomografia, mas sinteticamente obtida.

A diferença é que na tomossíntese digital, o tubo de raios X faz poucos deslocamentos para produzir as fatias. Nas tomografias diversos giros completos são feitos para a produção das fatias.

A maioria dos usos das tomossíntese são para imagens da mama, mas há outras aplicações: ortopédicas, odontológicas, abdomen e sistema urinário.

Voltando a I x B.....

O conteúdo do pixel neste caso pode indicar tecido normal ou cancerígeno

O Câncer é uma doença silenciosa, comportamental ou ambiental.

Nos USA (National Cancer Institute) serão em 2012 226.870 novos casos de cancer de mama e 39.510 oitos dele decorrentes.

Segundo dados do Instituto Nacional do Câncer INCA, em 2011, há projeção de quase 50 mil novos casos da doença, sendo que para mais de 11 mil mulheres o câncer de mama será fatal.

<http://www.cepem.med.br/imprensa/janeiro-2012/revista-prevenir.html>

Mas essa doença é curável se descoberta cedo sendo justamente por isso que detectar o problema cedo se reduz as mortes e a taxa de diagnósticos imprecisos.

A **mamografia** capta a imagem de **todo o seio** em um mesmo plano e em 2D (que custa cerca de **R\$ 50**).

Já a **tomossíntese** captura diversas imagens em diferentes ângulos.

Por enquanto dá para contar nos dedos de uma mão os hospitais que, no Brasil, já possuem esta tecnologia. Mas em dois ou três anos esse quadro tende a mudar.

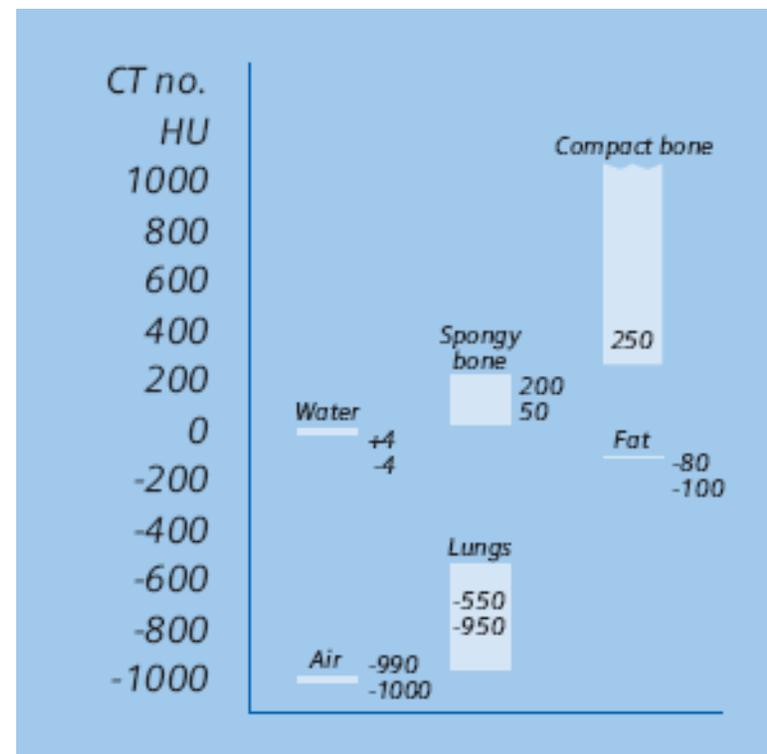
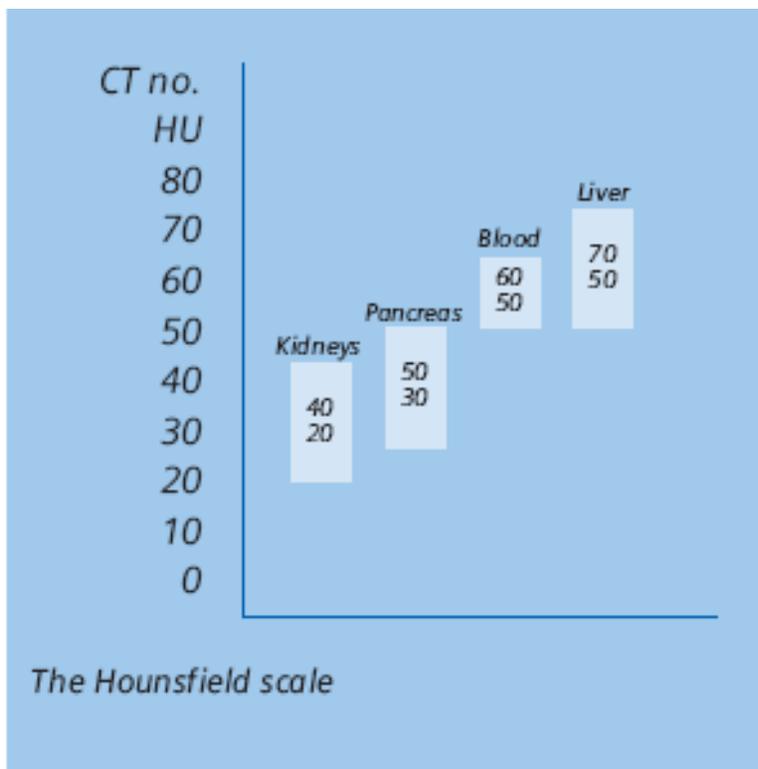
Além disso, por ser muito recente, nem todos os convênios médicos cobrem o exame (que custa cerca de **R\$ 550**).

<http://cyberdiet.terra.com.br/aparelho-3d-aumenta-chances-de-diagnostico-de-cancer-de-mama-5-1-4-413.html>

Voltando a I x B.....

No caso de imagens que usam o raio x, cada pixel representará a densidade dos tecidos atingidos ao mesmo

Escala de Hounsfield



Como são produzidas as fatias em uma tomosintese ?

O tubo de raios X faz um giro de um pequeno ângulo de rotação de $<40^\circ$.

Ao mesmo tempo em que faz um determinado número de exposição e aquisições (por exemplo, 11).

Aparelho de Tomossintesi (T)



a.

Tomosynthesis unit: the x-ray tube positioned at angles of $\uparrow 7.5^\circ$ (a) and $\downarrow 7.5^\circ$ (b), the angular range used during image data acquisition

b.

Há 3 formas de movimento:

Movimento paralelo

- tubo se move em um plano paralelo ao plano do detector e o detector pode também mover-se no seu plano. Forma mais utilizado em abdomens. Apresenta um algoritmo mais simples de reconstrução, a magnificação se mantém uniforme.

Movimento iso cêntricos completo

- tubo e o detector são fixadas em relação a eles mesmo e se movem em paralelo num percurso circular em redor do paciente. Usado em cone-beam CT, em nas aplicações de radiação para verificar a posição do paciente. Fornece reconstrução excelentes, mas com um algoritmo mais complicado.

Movimento iso cêntricos parcial

- detector permanece estacionário, enquanto o tubo de raios X se move em um arco de círculo. Utilizados em tomos síntese da mama por causa da facilidade da construção de para aparelhos de mamografia. Leva a magnificação variável e pode alterar as estruturas devido a projeção.

Tomossíntesi (T) x Tomografia (CT)

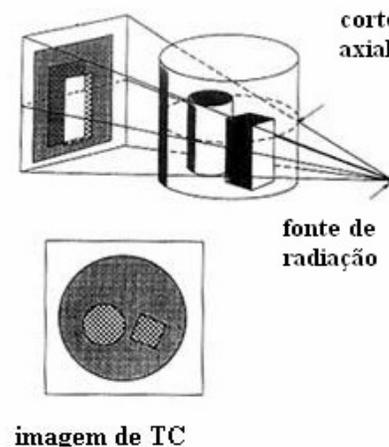
A mamografia é uma ferramenta de imagem eficaz para detectar câncer de mama em um estágio inicial e é a modalidade de triagem mais usada na detecção precoce de câncer de mama.

Mas a sobreposição dos tecidos pode criar obstáculos significativos para essa detecção.

A Tomossíntese é baseada na aquisição de raios X em diversas direções e pode ajudar a resolver o problema de interpretar características mamográficas produzidos pela sobreposição de tecidos.

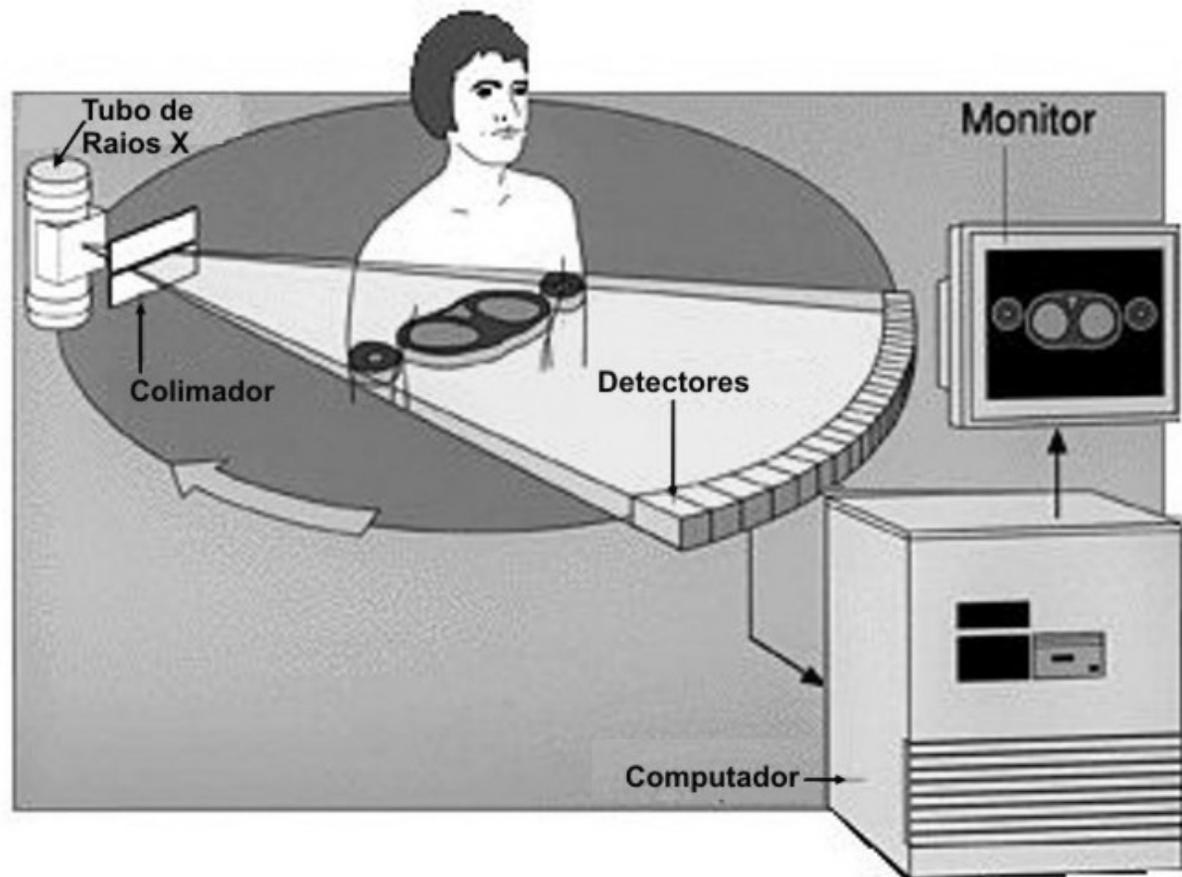
Tomossíntese tem o potencial de:
ajudar a reduzir as taxas de repetição de exames ,
melhor seleção de biópsia, e
aumento das detecção precoce,
especialmente em pacientes com mamas densas.

Ha basicamente duas técnicas de aquisição:
a tomosynthesis de exposição contínua ou
a de exposição e aquisição por passos



A TC originalmente foi chamada de TAC - Tomografia **Axial** Computadorizada.

A Tomografia consiste em uma imagem que representa uma secção ou fatia do corpo.

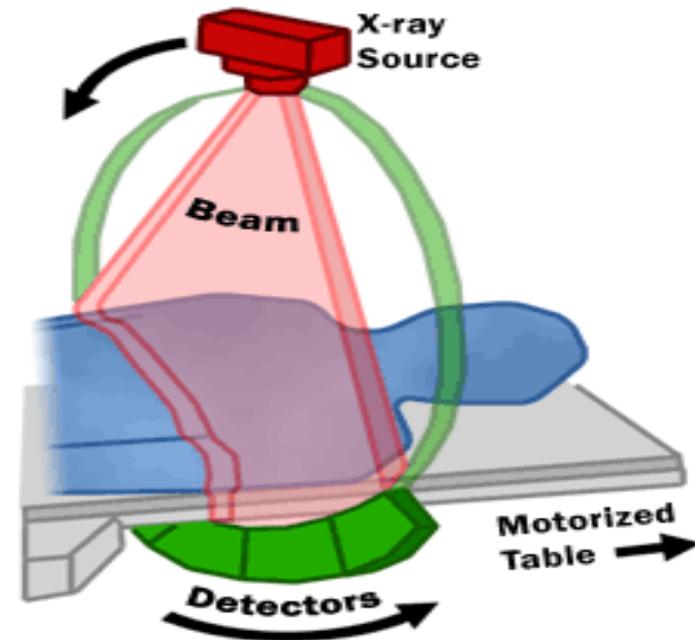
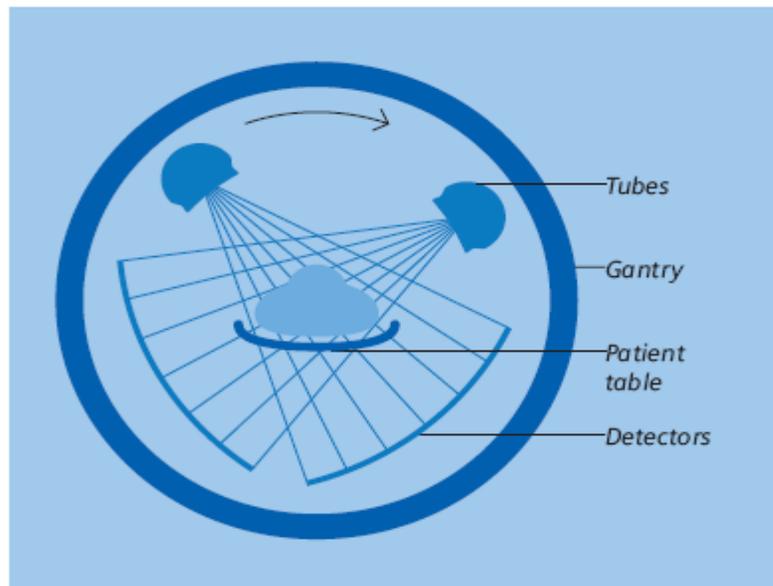


Na tomografia a emissão e detecção é mais concentrada

É feito um giro de 360 graus em torno do corpo.

O detector acompanha o giro do tubo.

As características das imagens vão depender dos fótons absorvidos.



Tipos de tomografias:

De atenuação

(quando não há refração ou reflexão da onda)

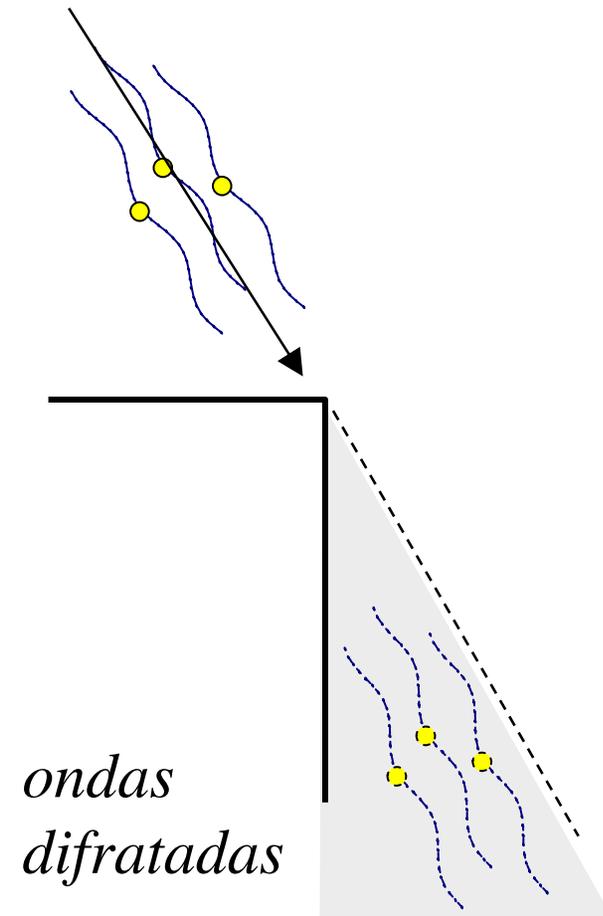
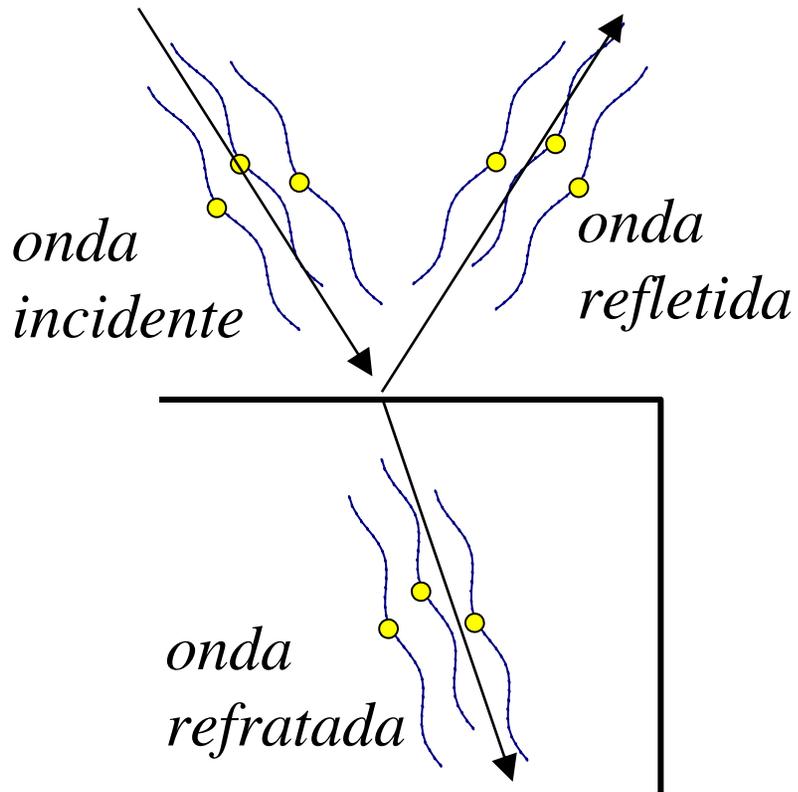
Time-of-flight

(quando o tempo em atravessar o corpo ou a velocidade dos ao longo do corpo é importante)

De reflexão

De difração

Esses tipos são semelhantes ao comportamento das ondas usadas pelos CT na mudança de superfícies



resumindo:

A tomossintese é, essencialmente, uma modificação de uma mamografia digital para permitir a aquisição de uma imagem tridimensional do volume (3D) de uma secção.

As imagens são reconstruídos em que por meio de algoritmos de reconstrução diferentes (mais simples) que os utilizados na tomografia computadorizada (TC).

Mesmo esses exames (tão semelhantes) mostram aspectos diferentes do mesmo órgão.

Voltando a $I \times B$

Isso significa que para cada pixel amostrado se tem :

Em duas B s,

muito semelhantes conteúdos diversos.

Voltando a **I** x **B**.....

Quanto a **inteligibilidade** a cena:

Da **I** :

É algo inteligível normalmente ao ser humano, e algo do seu dia a dia. Sendo facilmente reconhecidas as melhorias e processamentos feitos.

Quanto a **inteligibilidade** a cena:

Da **B** :

É algo muito dependente da especialidade para a qual foi desenvolvido.

É preciso de um especialista na aplicação para reconhecer a adequação das melhorias, segmentações, etc....

Quanto ao conteúdo

Da **I** : Mostrado a refletância do ponto da cena captura a luz que atinge aquele ponto.

Da **B** : É algo muito dependente do tipo de imagens usado. Pode ser a densidade ao raio X, a velocidade do som no meio, a condutividade elétrica, etc....

Como funciona e difere da mamografia

Na tomossíntese é usada uma de fonte de raio-x móvel e um detector digital.

O tubo de raios X, na tomossíntese, move-se em arco de círculo expondo os seios diversas vezes e fazendo diversas aquisições.

As imagens são adquiridas em 11 seções em vários ângulos (por exemplo de $-7,5^\circ$ a $7,5^\circ$ ou de -25° a 25°), enquanto a mama é comprimida nos planos usuais (crânio-caudal e médio-lateral oblíqua).

O número de imagens e os ângulos podem variar.

Variações angulares se relacionam com a espessura da seção reconstruída .

Assim a seção amostrada é muito menor que a mamografia, mas os tecidos são mais expostos.

Voltando a **I** x **B**.....

Formas de captação de uma imagem

Da **I** : Câmeras usuais dentro do range dos comprimentos de onda e frequência da luz visível;

Da **B** : Diversas formas de aquisição dependentes do dispositivo e aplicação precisando na maioria das vezes serem **pré transformadas** antes de utilizadas nas aplicações específicas.

Lembrando das $I \times B$:

Isso quer dizer que se ao invés da **Tomossintese** tivéssemos as fatias da mama por uma **tomografia** as técnicas usadas na obtenção da imagem seriam diferentes, além dos aparelhos usados nas captura das mesmas

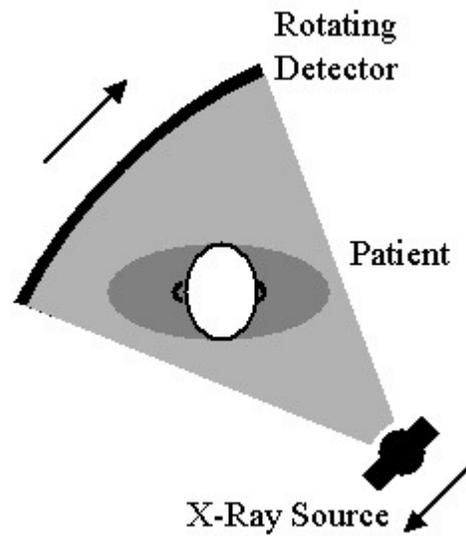
Tomografia Computadorizada - CT

Tomografia computadorizada foi implementada primeiro por *G. N. Hounsfield* e *A. M. Cormack*.

A idéia básica de CT é capturar projeções de raio-x em várias direções diferentes.

Uma imagem da *cross-section* é então calculada usando os dados da projeção aplicando um algoritmo

CT Principio Básico



CT: Reconstrução da Imagem

O cálculo de imagens de CT, i.e., a distribuição espacial dos coeficientes de atenuação do raio-x é chamado de reconstrução de imagem.

Os raios com intensidade I_0 emitidos pela fonte são absorvidos pelo paciente e atenuados para valor particular I .

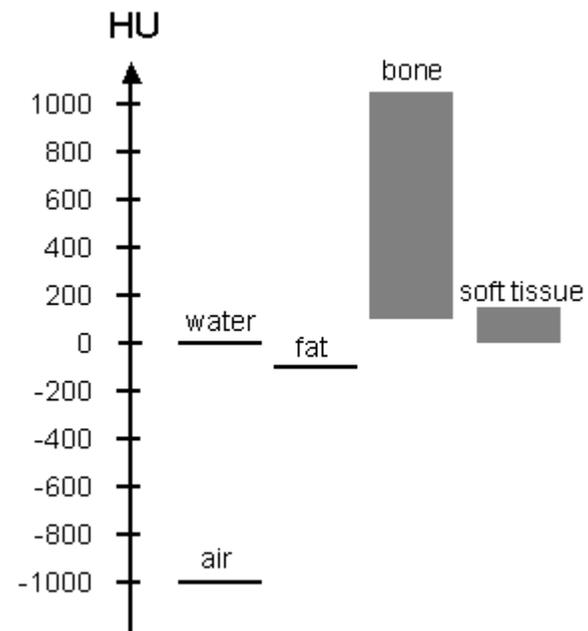
Para cada raio saindo da fonte e indo até o detector, os coeficientes de atenuação $\mu(x, y)$ dos tecidos é integrado sobre a distância s

Uma imagem de CT representa a distribuição dos **coeficientes de atenuação linear μ** com a correspondente seção do corpo humano.

Os coeficientes de atenuação dependem do espectro de energia dos raios-x, que variam de scanner a scanner.

Unidades de Hounsfield (HU).

Tomo = fatia do interior do corpo

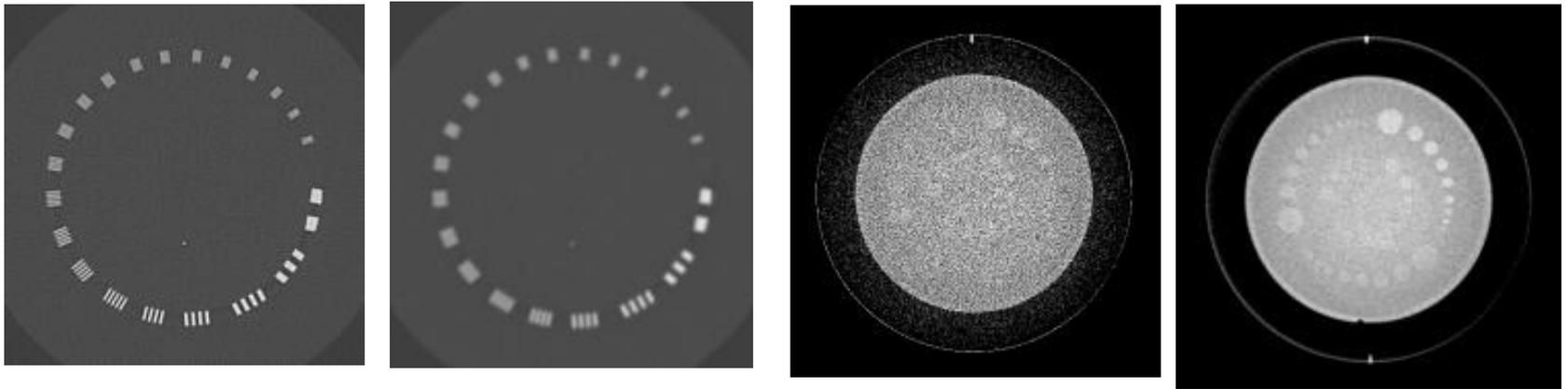


Janelamento da imagem CT.



Para uma particular questão médica, uma certa faixa de interesse da tabela de Hounsfield é selecionada especificando sua largura W e centro C . Isto é mostrado para os valores típicos (a) $C = 500$, $W = 2000$ (janela de osso), (b) $C = -500$, $W = 1500$ (janela pulmonar) e (c) $C = 0$, $W = 300$ (janela de tecido macio).

Resolução

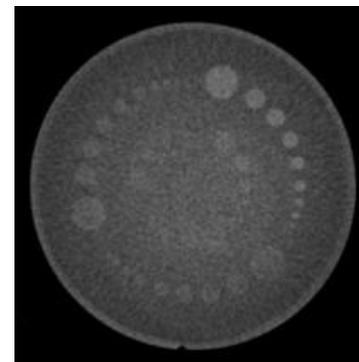
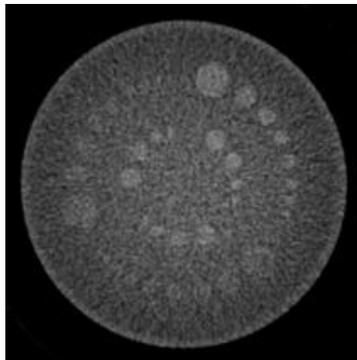
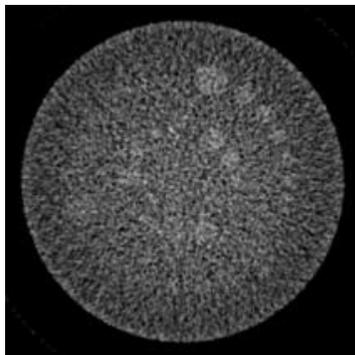


A influência do núcleo do filtro na resolução espacial e ruído na imagem. (a) e (b) mostram um *phantom* de alto contraste reconstruído com (a) um núcleo “duro” e (b) um núcleo “macio”. As linhas finas forma mostradas usando o núcleo duro. (c) e (d) mostra um *phantom* de baixo contraste reconstruída com (c) um núcleo duro e (d) um núcleo macio.

Contraste

O termo "contraste " refere-se às diferenças nas Unidades de *Hounsfield* entre objetos adjacentes ou estruturas. Detalhes pequenos só são visíveis quando eles têm um alto contraste em relação às estruturas circunvizinhas, ao passo que os objetos grandes exigem baixo contraste para distinguir do fundo.

Ruído



(a) fatia de CT de baixo contraste scaneada com $I = 50$ mA e $d = 4$ mm. (b) Ruído da imagem é reduzido aumentando o tubo atual para $mim = 200$ mA. (c) Se as densidades das fatia são aumentadas para $d = 16$ mm, o barulho é reduzido por outro fator de dois.

Artefatos

Artefatos de metal

Artefatos *Beam hardening*

Artefatos de movimento



Aquisição do Conjunto do Volume de Dados

O problema de uma aquisição muito longa ->

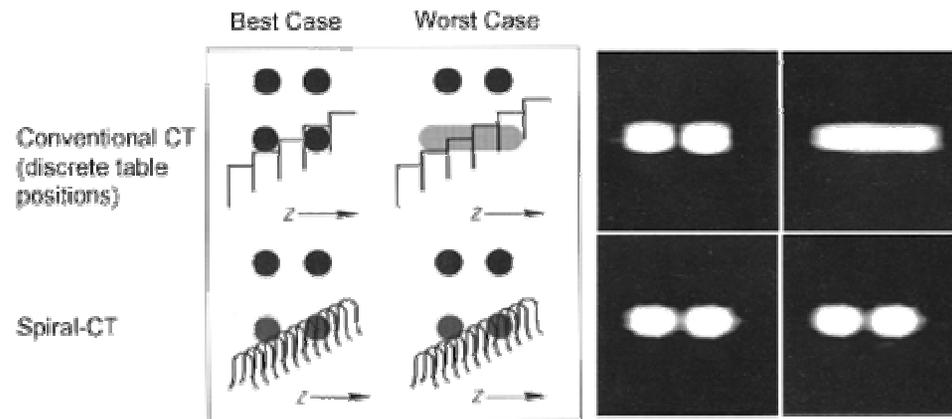
Tomografia computadorizada espiral

No modo de scaneamento espiral, a mesa de apoio paciente é transladada continuamente durante rotação permanente da fonte de raio-x.

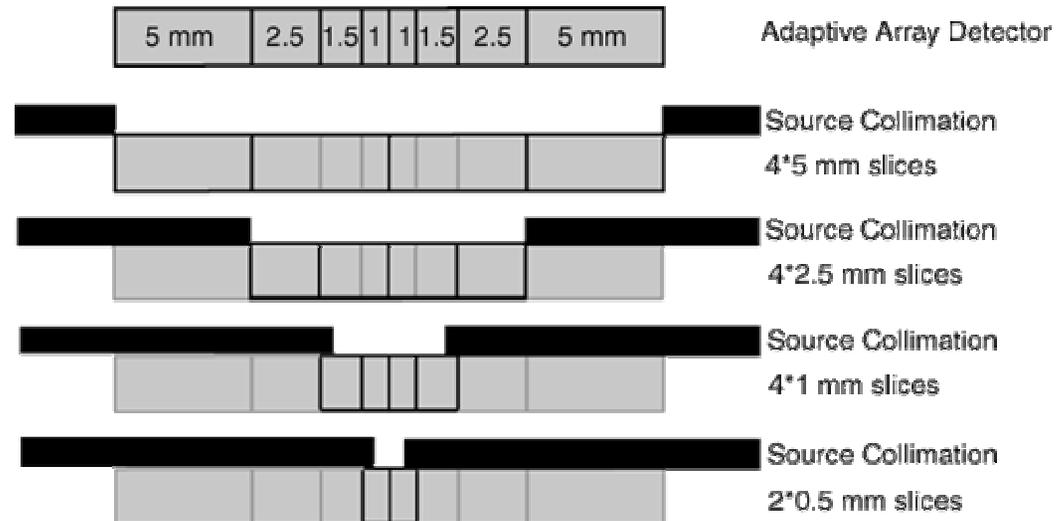
O resultado é uma trajetória espiral do foco em relação ao paciente.

A translação contínua do paciente durante aquisição de dados normalmente introduziria artefatos de movimento.

Outros detalhes



Técnica de multi-fila



Formulação Matemática da CT

Problema central da CT:

Construir uma imagem da seção transversal do corpo através do conhecimento apenas de quando é emitido e recebido em uma dada direção.

Descobrir o que em dentro de uma caixa fechada apenas apalpando a mesma....

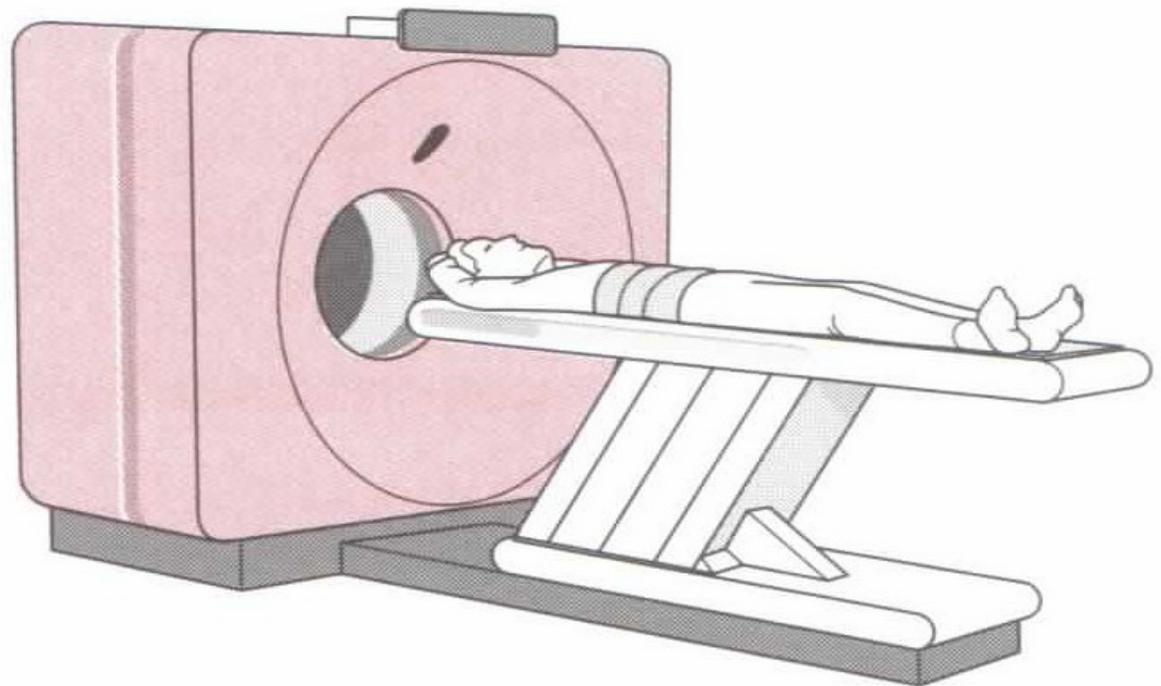
Equipamento de CT

Modos de
escansar
as fatias do
corpo:

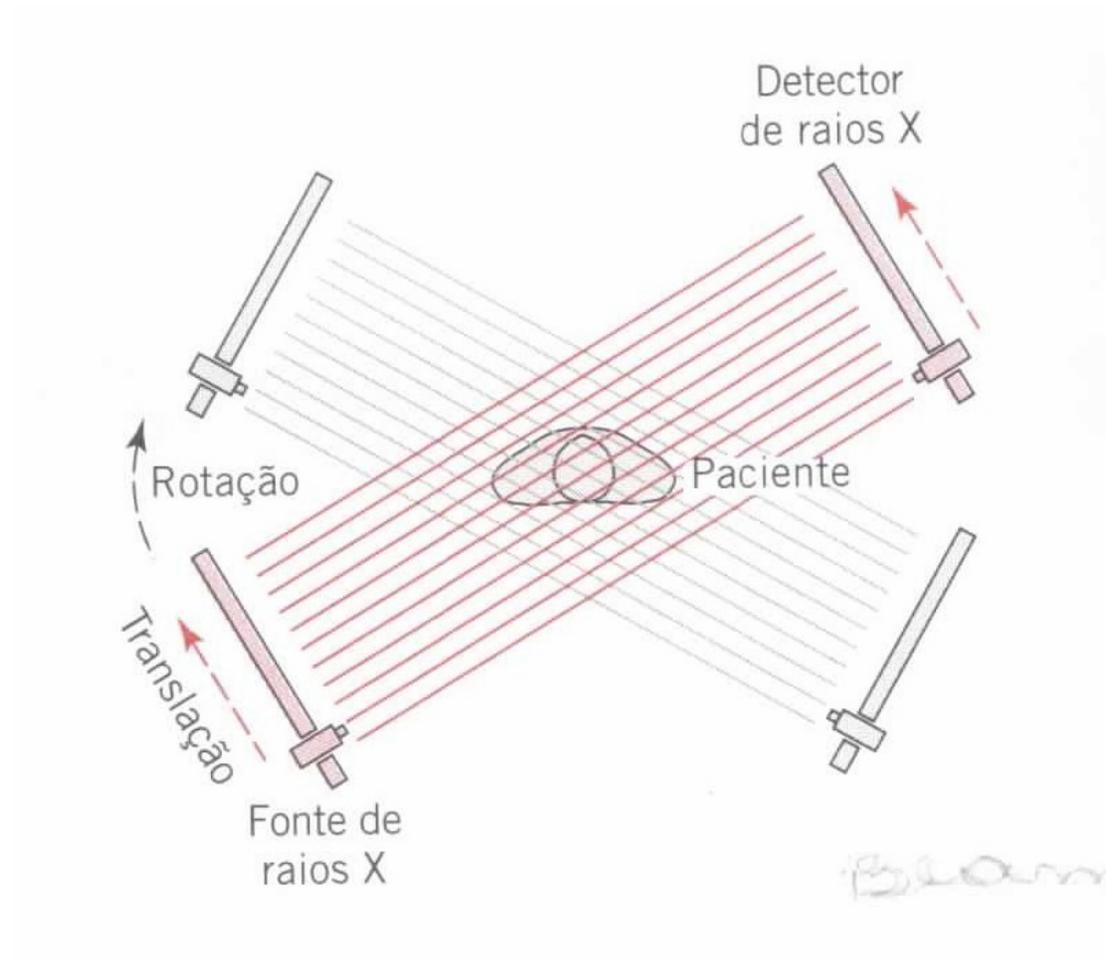
Paralelo
(forma
original)

ou

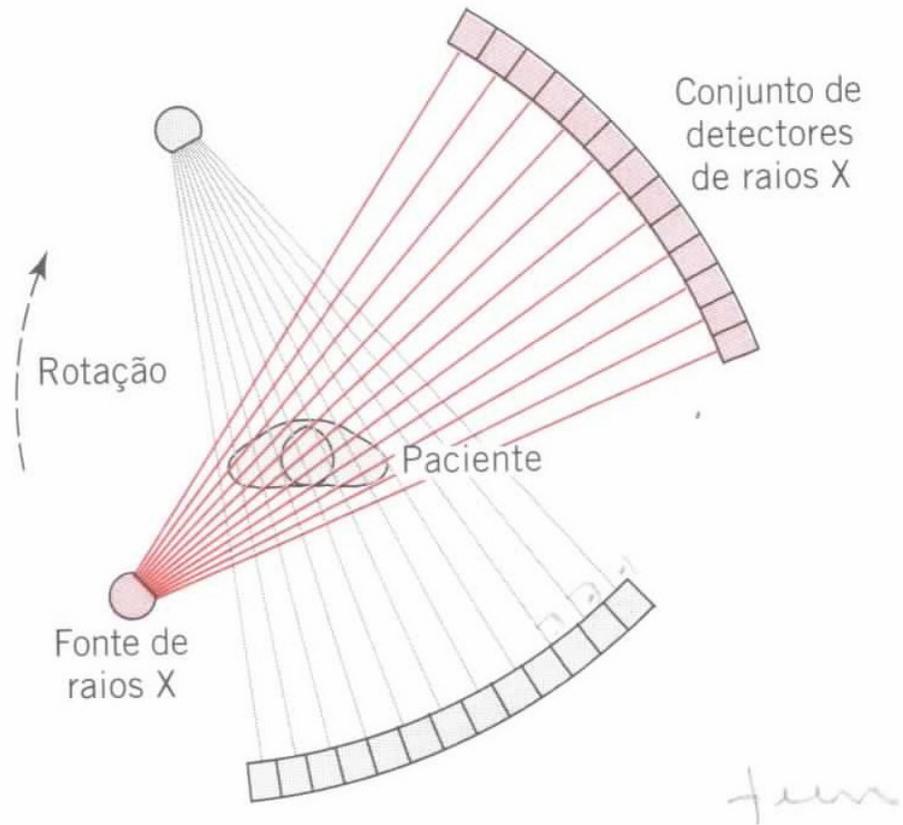
Leque
(*fun* forma
atual)



Paralelo



leque ou *fun*



Características da tomografia

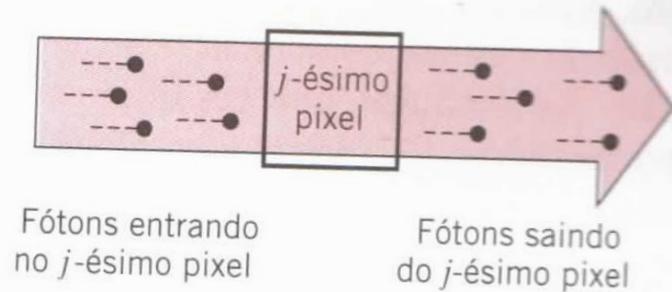
Da maquina de 1971:

Tomadas 160 medidas paralelas

Utilizados 180 ângulos espaçados de 1 grau

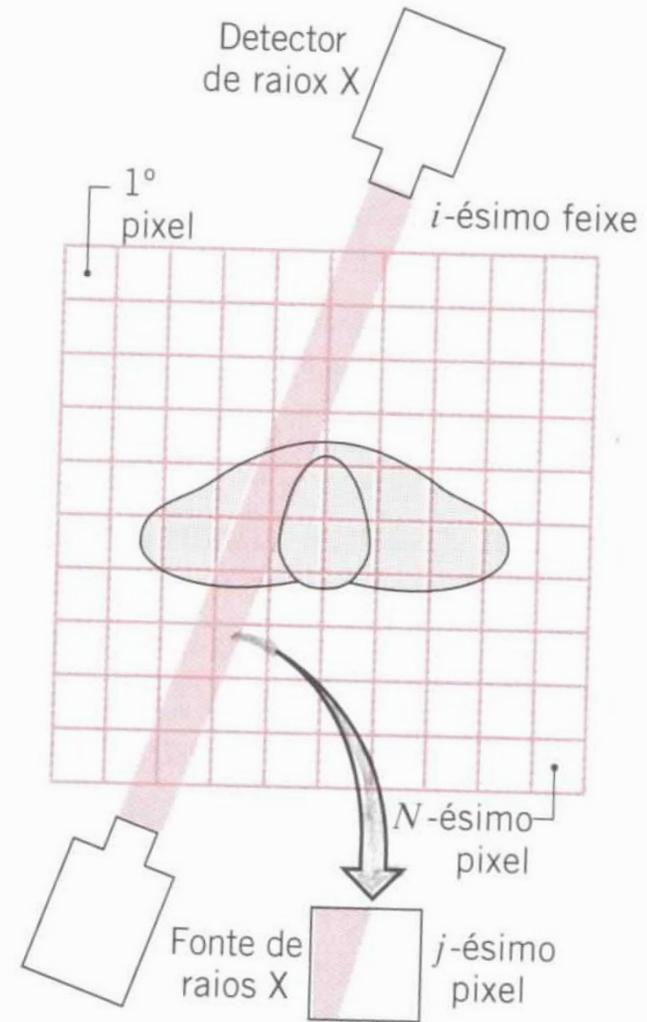
$160 \times 180 = 288000$ medidas de intensidade do feixe

Exemplo de sistema de emissão e absorção



$$x_j = \ln \left(\frac{\text{número de fótons entrando no } j\text{-ésimo pixel}}{\text{número de fótons saindo do } j\text{-ésimo pixel}} \right)$$

$$x_j = -\ln \left(\text{fração de fótons que passa pelo } j\text{-ésimo pixel sem ser absorvida} \right)$$

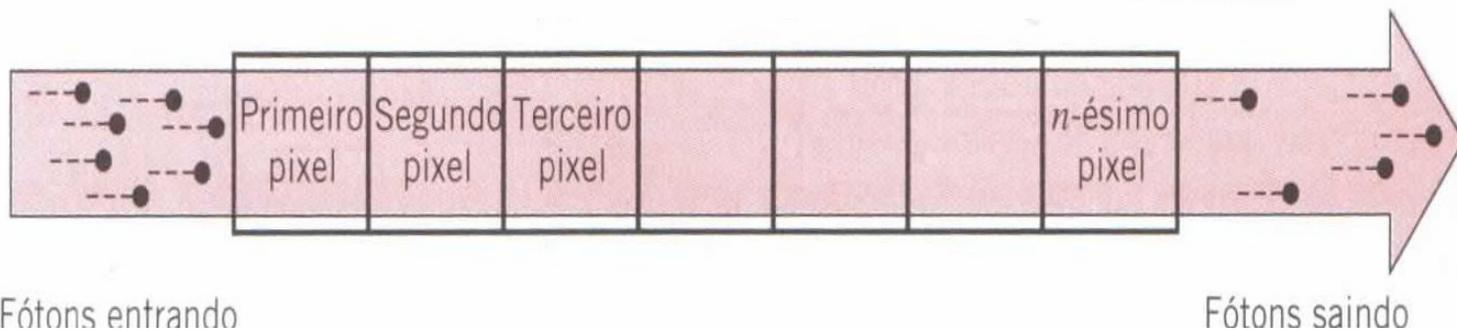


$$x_1 + x_2 + \dots + x_n = \ln \left(\frac{\text{número de fótons entrando no primeiro pixel}}{\text{número de fótons saindo do } n\text{-ésimo pixel}} \right)$$

$$= -\ln \left(\text{fração de fótons que passa pela linha de } n \text{ pixels sem ser absorvida} \right)$$

$$b_i = \ln \left(\frac{\text{número de fótons do } i\text{-ésimo feixe entrando no detector sem ter a seção transversal no campo de visão}}{\text{número de fótons do } i\text{-ésimo feixe entrando no detector com a seção transversal no campo de visão}} \right)$$

$$= -\ln \left(\text{fração de fótons do } i\text{-ésimo feixe que passa pela seção transversal sem ser absorvido} \right)$$



$$\left(\begin{array}{l} \text{fração de fótons do} \\ \text{feixe que passa pela} \\ \text{fileira de pixels sem} \\ \text{ser absorvida} \end{array} \right) = \left(\begin{array}{l} \text{fração de fótons do} \\ \text{feixe que passa pela} \\ \text{seção transversal sem} \\ \text{ser absorvida} \end{array} \right)$$

$$x_{j_1} + x_{j_2} + \dots + x_{j_i} = b_i$$

Se definirmos

$$a_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{se } j = j_1, j_2, \dots, j_i \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases}$$

então poderemos escrever esta equação como

$$a_{i1}x_1 + a_{i2}x_2 + \dots + a_{iN}x_N = b_i$$

$$a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + \dots + a_{1N}x_N = b_1$$

$$a_{21}x_1 + a_{22}x_2 + \dots + a_{2N}x_N = b_2$$

$$\vdots \quad \quad \quad \vdots \quad \quad \quad \vdots \quad \quad \quad \vdots$$

$$a_{M1}x_1 + a_{M2}x_2 + \dots + a_{MN}x_N = b_M$$

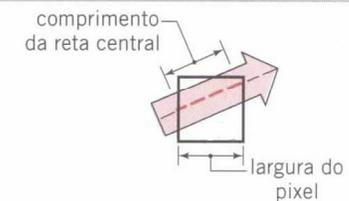
O Método do Centro do Pixel

$$a_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{se o } i\text{-ésimo feixe passa} \\ & \text{pelo centro do} \\ & j\text{-ésimo pixel} \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases}$$



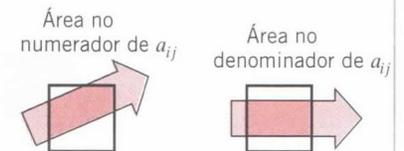
O Método da Reta Central

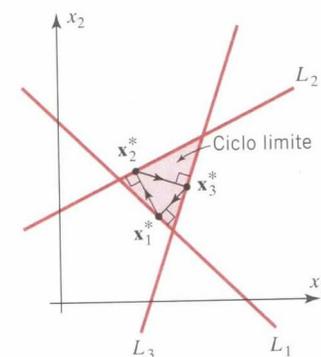
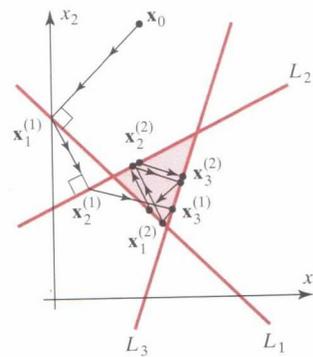
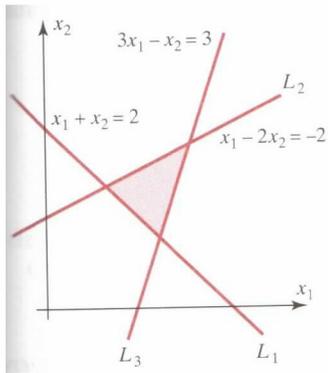
$$a_{ij} = \left(\frac{\text{comprimento da reta} \\ \text{central do } i\text{-ésimo feixe} \\ \text{que fica no } j\text{-ésimo pixel}}{\text{largura do } j\text{-ésimo pixel}} \right)$$



O Método da Área

$$a_{ij} = \left(\frac{\text{área do } i\text{-ésimo feixe que fica no } j\text{-ésimo pixel}}{\text{área do } i\text{-ésimo feixe que ficaria no } j\text{-ésimo pixel se} \\ \text{o } i\text{-ésimo feixe atravessasse o pixel paralelamente}} \right)$$

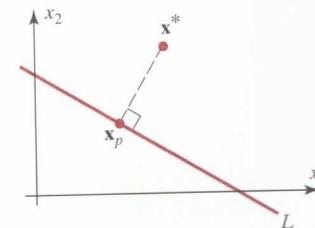




Teorema 11.13.1 Fórmula da Projeção Ortogonal

Sejam L uma reta em \mathbb{R}^2 de equação $\mathbf{a}^T \mathbf{x} = b$ e \mathbf{x}^* um ponto qualquer de \mathbb{R}^2 (Figura 11.13.10). Então a projeção ortogonal \mathbf{x}_p de \mathbf{x}^* sobre L é dada por

$$\mathbf{x}_p = \mathbf{x}^* + \frac{(b - \mathbf{a}^T \mathbf{x}^*)}{\mathbf{a}^T \mathbf{a}} \mathbf{a}$$



$$L_1: \mathbf{a}_1^T \mathbf{x} = b_1$$

$$L_2: \mathbf{a}_2^T \mathbf{x} = b_2$$

$$L_3: \mathbf{a}_3^T \mathbf{x} = b_3$$

onde

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{a}_1 = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{a}_2 = \begin{bmatrix} 1 \\ -2 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{a}_3 = \begin{bmatrix} 3 \\ -1 \end{bmatrix},$$

$$b_1 = 2, \quad b_2 = -2, \quad b_3 = 3$$

obtemos, pelo Teorema 11.13.1, a expressão

$$\mathbf{x}_k^{(p)} = \mathbf{x}_{k-1}^{(p)} + \frac{(b_k - \mathbf{a}_k^T \mathbf{x}_{k-1}^{(p)})}{\mathbf{a}_k^T \mathbf{a}_k} \mathbf{a}_k, \quad k = 1, 2, 3$$

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_N \end{bmatrix}, \quad \mathbf{a}_i = \begin{bmatrix} a_{i1} \\ a_{i2} \\ \vdots \\ a_{iN} \end{bmatrix}, \quad i = 1, 2, \dots, M$$

TABELA 1

	x_1	x_2
\mathbf{x}_0	1,00000	3,00000
$\mathbf{x}_1^{(1)}$	0,00000	2,00000
$\mathbf{x}_2^{(1)}$	0,40000	1,20000
$\mathbf{x}_3^{(1)}$	1,30000	0,90000
$\mathbf{x}_1^{(2)}$	1,20000	0,80000
$\mathbf{x}_2^{(2)}$	0,88000	1,44000
$\mathbf{x}_3^{(2)}$	1,42000	1,26000
$\mathbf{x}_1^{(3)}$	1,08000	0,92000
$\mathbf{x}_2^{(3)}$	0,83200	1,41600
$\mathbf{x}_3^{(3)}$	1,40800	1,22400
$\mathbf{x}_1^{(4)}$	1,09200	0,90800
$\mathbf{x}_2^{(4)}$	0,83680	1,41840
$\mathbf{x}_3^{(4)}$	1,40920	1,22760
$\mathbf{x}_1^{(5)}$	1,09080	0,90920
$\mathbf{x}_2^{(5)}$	0,83632	1,41816
$\mathbf{x}_3^{(5)}$	1,40908	1,22724
$\mathbf{x}_1^{(6)}$	1,09092	0,90908
$\mathbf{x}_2^{(6)}$	0,83637	1,41818
$\mathbf{x}_3^{(6)}$	1,40909	1,22728

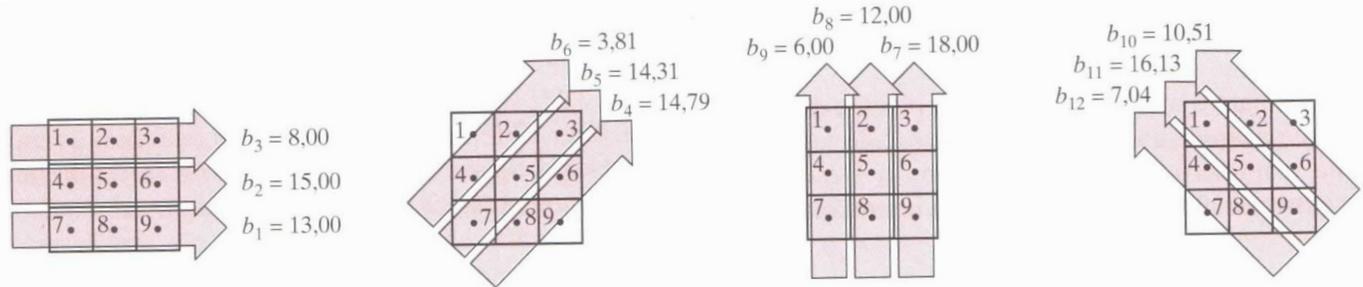


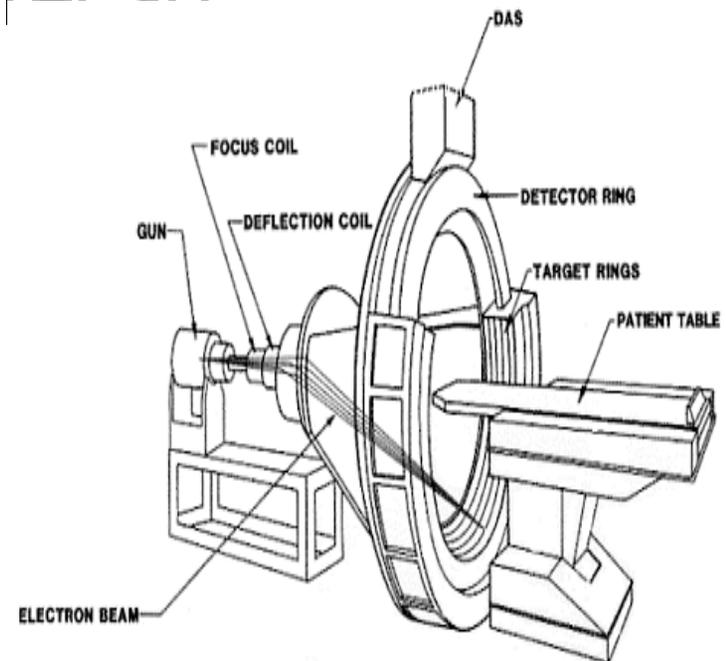
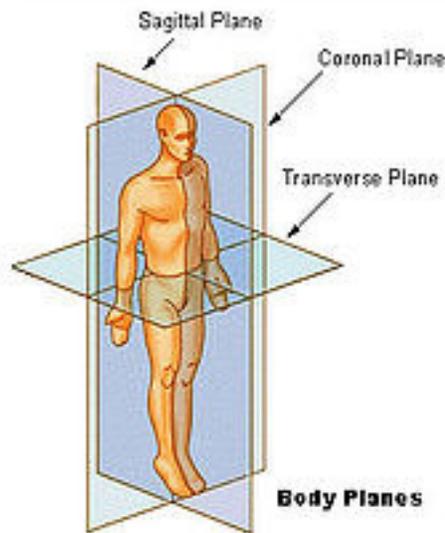
TABELA 2

		Densidades de Pixel								
		x_1	x_2	x_3	x_4	x_5	x_6	x_7	x_8	x_9
Primeira Rodada de Iterações	x_0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	$x_1^{(1)}$	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	4,33	4,33	4,33
	$x_2^{(1)}$	0,00	0,00	0,00	5,00	5,00	5,00	4,33	4,33	4,33
	$x_3^{(1)}$	2,67	2,67	2,67	5,00	5,00	5,00	4,33	4,33	4,33
	$x_4^{(1)}$	2,67	2,67	2,67	5,00	5,00	5,37	4,33	4,71	4,71
	$x_5^{(1)}$	2,67	2,67	3,44	5,00	5,77	5,37	5,10	4,71	4,71
	$x_6^{(1)}$	0,49	0,49	3,44	2,83	5,77	5,37	5,10	4,71	4,71
	$x_7^{(1)}$	0,49	0,49	4,93	2,83	5,77	6,87	5,10	4,71	6,20
	$x_8^{(1)}$	0,49	0,84	4,93	2,83	6,11	6,87	5,10	5,05	6,20
	$x_9^{(1)}$	-0,31	0,84	4,93	2,02	6,11	6,87	4,30	5,05	6,20
	$x_{10}^{(1)}$	-0,31	0,13	4,22	2,02	6,11	6,16	4,30	5,05	6,20
	$x_{11}^{(1)}$	1,06	0,13	4,22	2,02	7,49	6,16	4,30	5,05	7,58
	$x_{12}^{(1)}$	1,06	0,13	4,22	0,58	7,49	6,16	2,85	3,61	7,58
	$x_{12}^{(2)}$	2,03	0,69	4,42	1,34	7,49	5,39	2,65	3,04	6,61
	$x_{12}^{(3)}$	1,78	0,51	4,52	1,26	7,49	5,48	2,56	3,22	6,86
	$x_{12}^{(4)}$	1,82	0,52	4,62	1,37	7,49	5,37	2,45	3,22	6,82
	$x_{12}^{(5)}$	1,79	0,49	4,71	1,43	7,49	5,31	2,37	3,25	6,85
	$x_{12}^{(10)}$	1,68	0,44	5,03	1,70	7,49	5,03	2,04	3,29	6,96
	$x_{12}^{(20)}$	1,49	0,48	5,29	2,00	7,49	4,73	1,79	3,25	7,15
	$x_{12}^{(30)}$	1,38	0,55	5,34	2,11	7,49	4,62	1,74	3,19	7,26
	$x_{12}^{(40)}$	1,33	0,59	5,33	2,14	7,49	4,59	1,75	3,15	7,31
	$x_{12}^{(45)}$	1,32	0,60	5,32	2,15	7,49	4,59	1,76	3,14	7,32

Histórico

- 1956 1916 - Reprodução de imagens projetadas de raio X.
- Allan McLeod Cormack desenvolveu a teoria 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.
- 1963 e 64 Trabalhos publicados no *Journal of Applied Physics* sobre *tomografias*.
- 1971 – *Primeiro protótipo e construído/montado na Inglaterra e primeira imagem tomográfica é gerada.*
- 1972 – O Eng. Godfrey N. Hounsfield e o físico Allan McLeod Cormack inventam / lançam a máquina *tomografia computadorizada*.
- 1973 – *Primeira CT do Cranio (USA).*
- 1974 – *Primeiro CT do Corpo (USA)*
- 1979 – *Nobel de medicina para Cormak e Hounsfield pela invenção do CT.*

Embora adquiridas no plano transversal pode, ser visualizadas depois de reconstruídas em qualquer direção



As radiografias são convertidas por um computador em “cortes” tomográficos, construindo assim imagens internas da estrutura do corpo através de uma série de seções.

Um feixe de raios X do calibre de um lápis gira ao redor do paciente formando uma imagem a partir de pequenos blocos de tecidos (voxels), cada um com um determinado valor de absorção conforme as características do tecido escaneado.

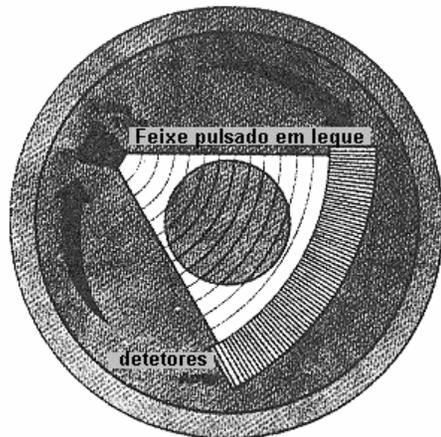
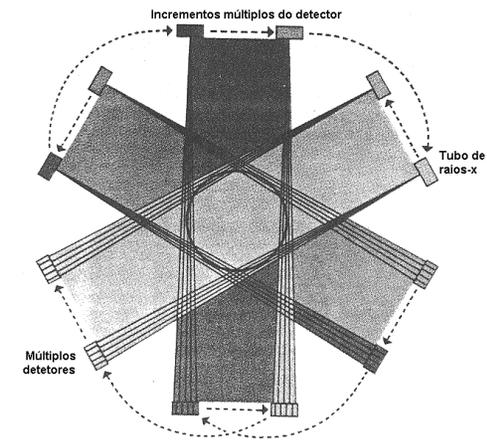
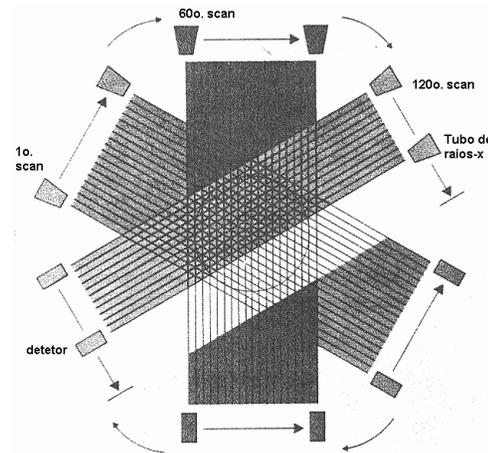
As seções são armazenadas na forma de uma matriz de pixels e **voxels**.

A TC utiliza um aparelho de raios X que gira em volta do corpo fazendo radiografias transversais.

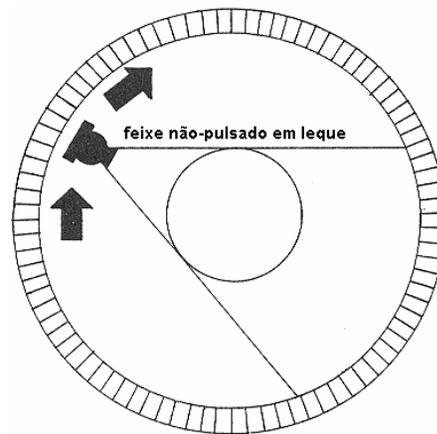
Os tomógrafos atuais possuem alta velocidade de varredura (*scanning*), que variam entre 1s em tomógrafos convencionais e a até 20ms em alguns tomógrafos.

Gerações dos Tomógrafos

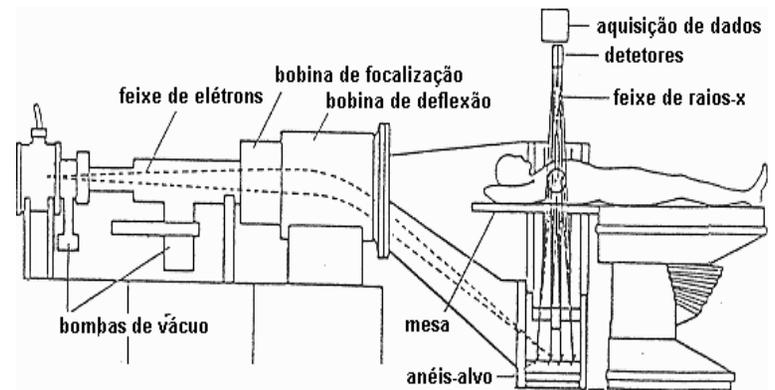
- Primeira Geração
- Segunda geração
- Terceira Geração
- Quarta Geração
- Quinta geração



Scan contínuo de 360°



Anel estacionário de detetores (360°)



Projeção

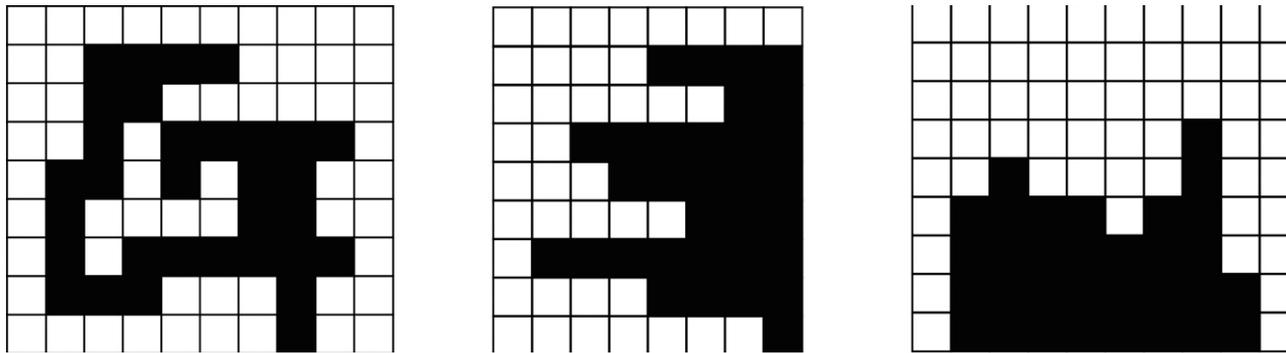


Imagem binária e suas projeções horizontais e verticais.

Backprojection ou problema inverso

O termo *backprojection* refere conseguir calcular a distribuição de todos os valores medidos ao longo do raio de projeção correspondente.

Backprojection é simplesmente obter a imagens do que gerou as projeções (estruturas internas).

Atualmente as imagens CT são reconstruídas através da aplicação da forma discreta do Fourier Slice Theorem = Transformada de Radon (ou filtro *backprojection*).

Idéia do Fourier Slice Theorem

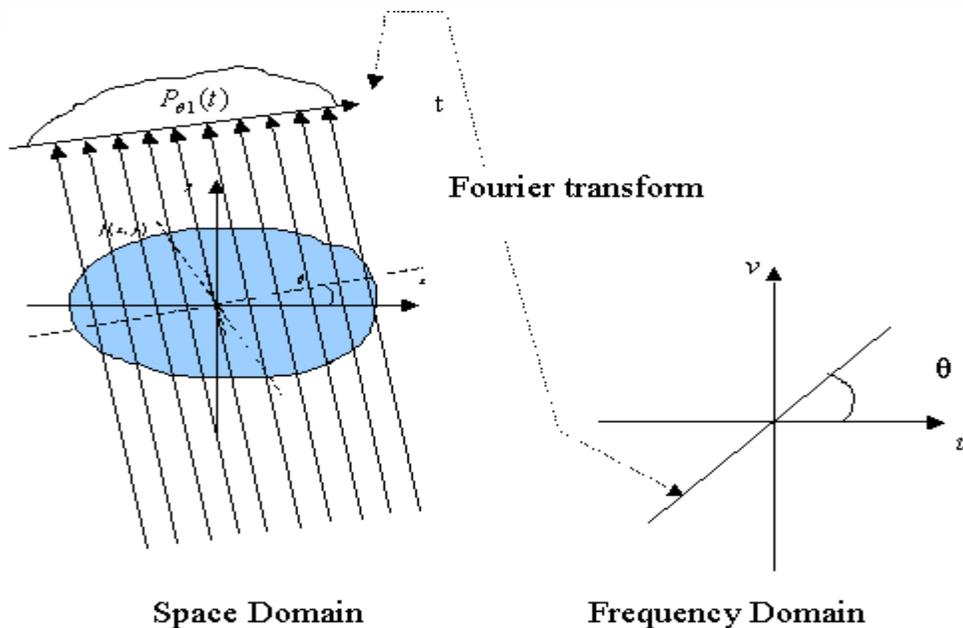
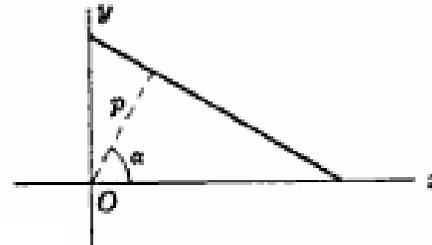
Cada linha de raio pode ser escrita como:

FORMA NORMAL DA EQUAÇÃO DA RETA

8.6

$$x \cos \alpha + y \sin \alpha = p$$

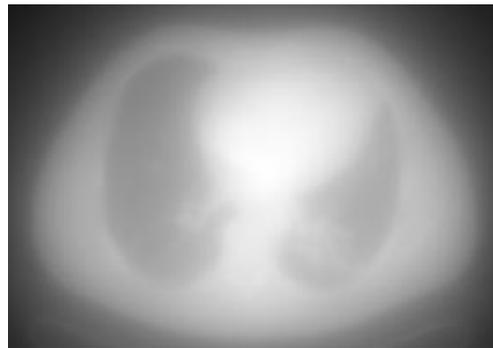
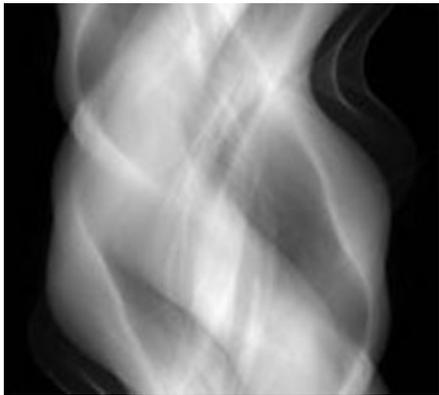
onde p = distância perpendicular da origem O à reta
e α = ângulo de inclinação da perpendicular com eixo x positivo.



Space Domain

Frequency Domain

Fourier slice theorem

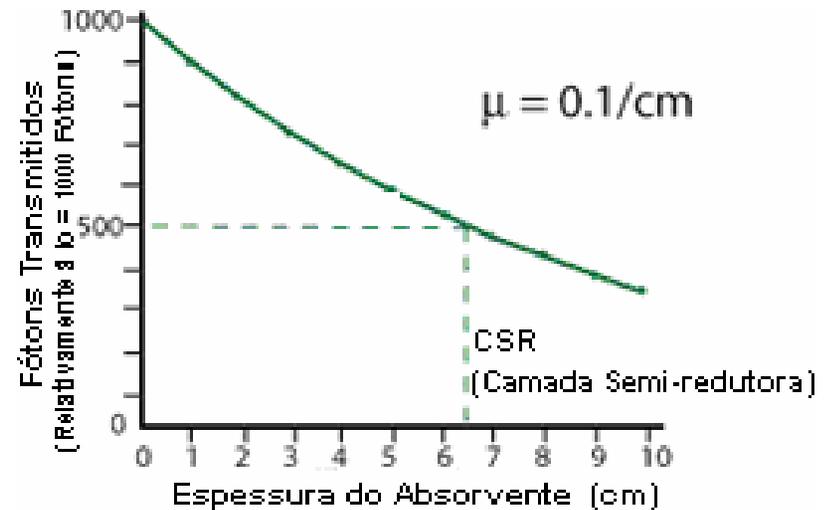
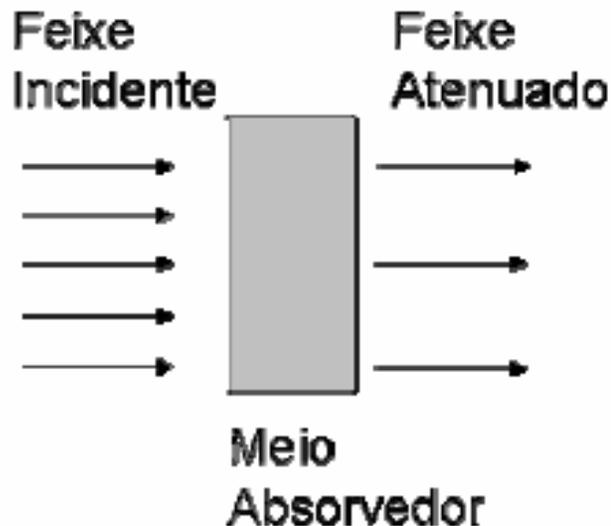


(Johann Radon, 1917)
Radon transform

Tomosynthesis (T)

Princípios de Funcionamento

Atenuação: Uma fonte de energia incide em um lado do corpo/tecido, e a energia que atinge/passa para o outro lado do tecido é colida/medida.



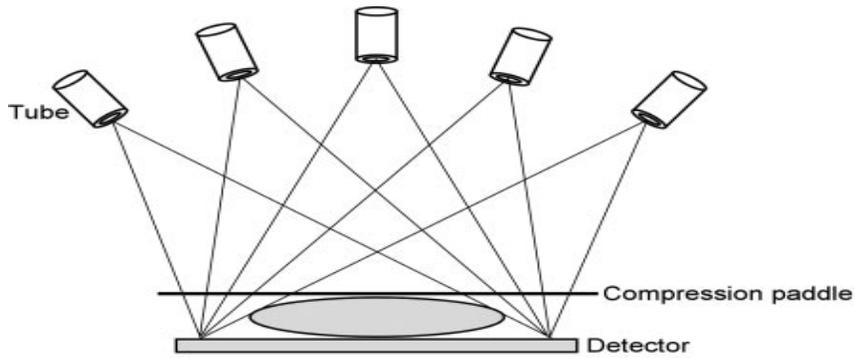
I_0 = Intensidade inicial do feixe, ou seja, do coeficiente de energia.

μ = Coeficiente de atenuação ou meio absorvedor

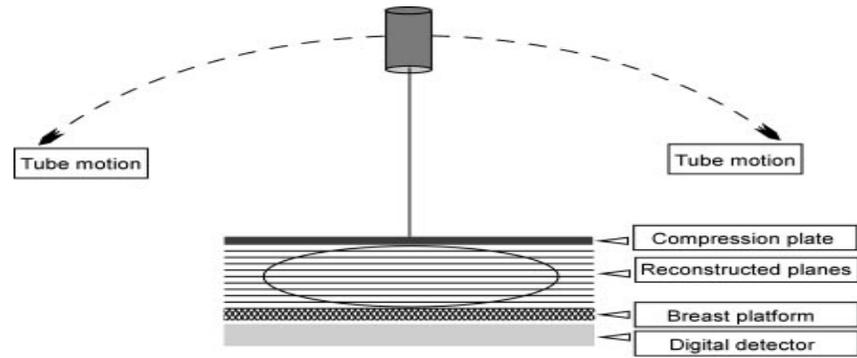
x = A espessura do corpo.

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

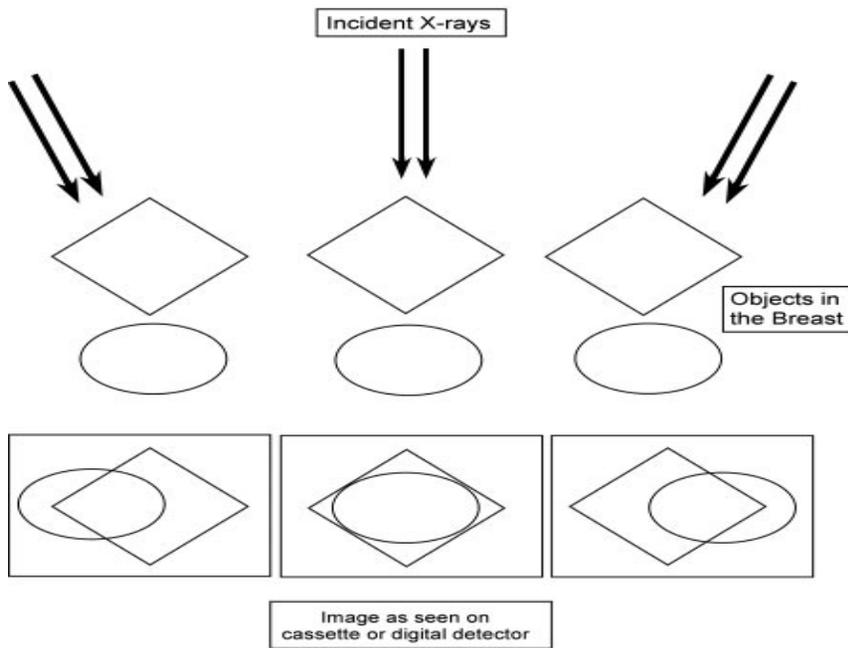
Tomosynthesis (T)



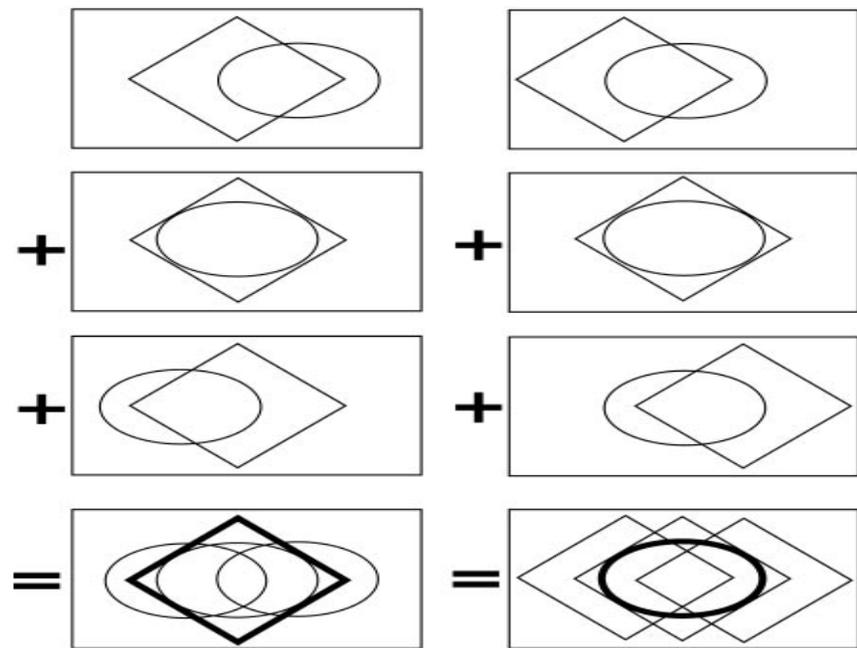
a.



b.



c.



d.

Reconstrução das fatias.

Algoritmo *Shift-and-add for reconstruction*

(também conhecido como shift-and-sum):

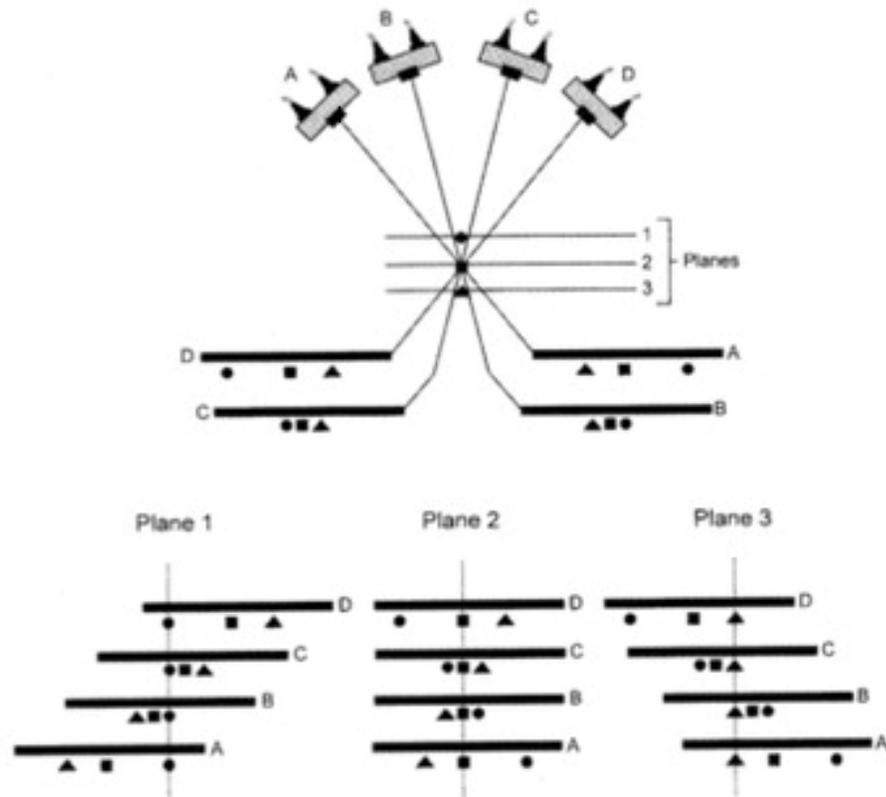
Suponha 3 fatias (1,2 e 3)

adquiridas em 4 posições

(A,B,C e D):

As imagens adquiridas são deslocadas e adicionadas para produzir as fatias.

Assim os elementos que ocorrem na seção se tornam nítidos e os demais atenuados.



Equipamento disponível no CEPEM (Rio de Janeiro)

<http://www.cepem.med.br/imprensa.asp>

SAÚDE

CÂNCER
DE MAMA
COMO E POR QUE
PREVENIR



resumindo:

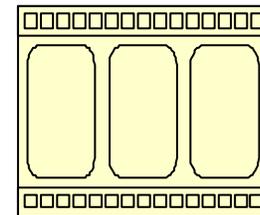
A tomossintese é, essencialmente, uma modificação de uma mamografia digital para permitir a aquisição de uma imagem tridimensional do volume (3D) de uma secção.

As imagens são reconstruídos em que por meio de algoritmos de reconstrução diferentes (mais simples) que os utilizados na tomografia computadorizada (TC).

Mesmo esses exames (tão semelhantes) mostram aspectos diferentes do mesmo órgão.

Filme de captura dos tomos e reconstrução

<http://www.clear.rice.edu/elec431/projects96/DSP/bpanalysis.html>



Voltando a $I \times B$

Isso significa que para cada pixel amostrado se tem :

Em duas B s,

muito semelhantes conteúdos diversos.

Voltando a **I** x **B**.....

Quanto a **inteligibilidade** a cena:

Da **I** :

É algo inteligível normalmente ao ser humano, e algo do seu dia a dia. Sendo facilmente reconhecidas as melhorias e processamentos feitos.

Quanto a **inteligibilidade** a cena:

Da **B** :

É algo muito dependente da especialidade para a qual foi desenvolvido.

É preciso de um especialista na aplicação para reconhecer a adequação das melhorias, segmentações, etc....

Quanto ao conteúdo

Da **I** : Mostrado a refletância do ponto da cena captura a luz que atinge aquele ponto.

Da **B** : É algo muito dependente do tipo de imagens usado. Pode ser a densidade ao raio X, a velocidade do som no meio, a condutividade elétrica, etc....

Como funciona e difere da mamografia

Na tomossíntese é usada uma fonte de raio-x móvel e um detector digital.

O tubo de raios X, na tomossíntese, move-se em arco de círculo expondo os seios diversas vezes e fazendo diversas aquisições.

As imagens são adquiridas em 11 seções em vários ângulos (por exemplo de $-7,5^\circ$ a $7,5^\circ$ ou de -25° a 25°), enquanto a mama é comprimida nos planos usuais (crânio-caudal e médio-lateral oblíqua).

O número de imagens e os ângulos podem variar.

Variações angulares se relacionam com a espessura da seção reconstruída .

Assim a seção amostrada é muito menor que a mamografia, mas os tecidos são mais expostos.

Voltando a **I** x **B**.....

Formas de captação de uma imagem

Da **I** : Câmeras usuais dentro do range dos comprimentos de onda e frequência da luz visível;

Da **B** : Diversas formas de aquisição dependentes do dispositivo e aplicação precisando na maioria das vezes serem **pré transformadas** antes de utilizadas nas aplicações específicas.

Lembrando das **I** x **B**:

Isso quer dizer que se ao invés da **Tomossintese** tivéssemos as fatias da mama por uma **tomografia** as técnicas usadas na obtenção da imagem seriam diferentes, além dos aparelhos usados nas captura das mesmas

Voltando a I x B.....

Importância da **B**:

Auxílio ao Diagnóstico Médico:

Exames Não Invasivos:

Ressonância Magnética

Ultrasson

Medicina Nuclear (PECT, SPECT)

Etc.

Exames Invasivos

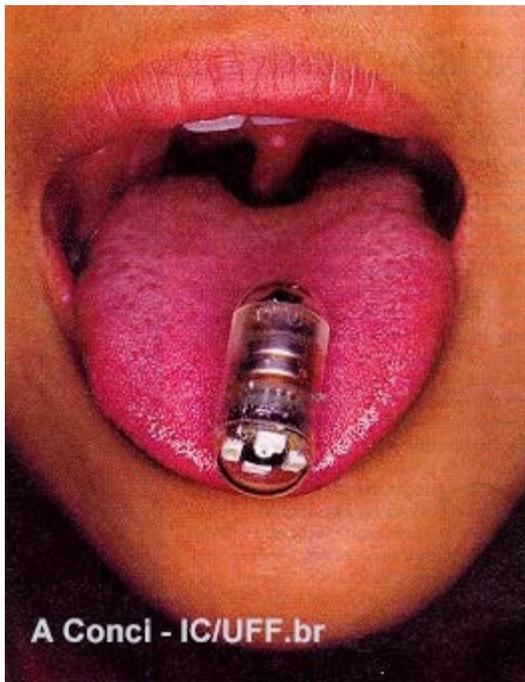
Videoscopias

Cirurgias exploratórias

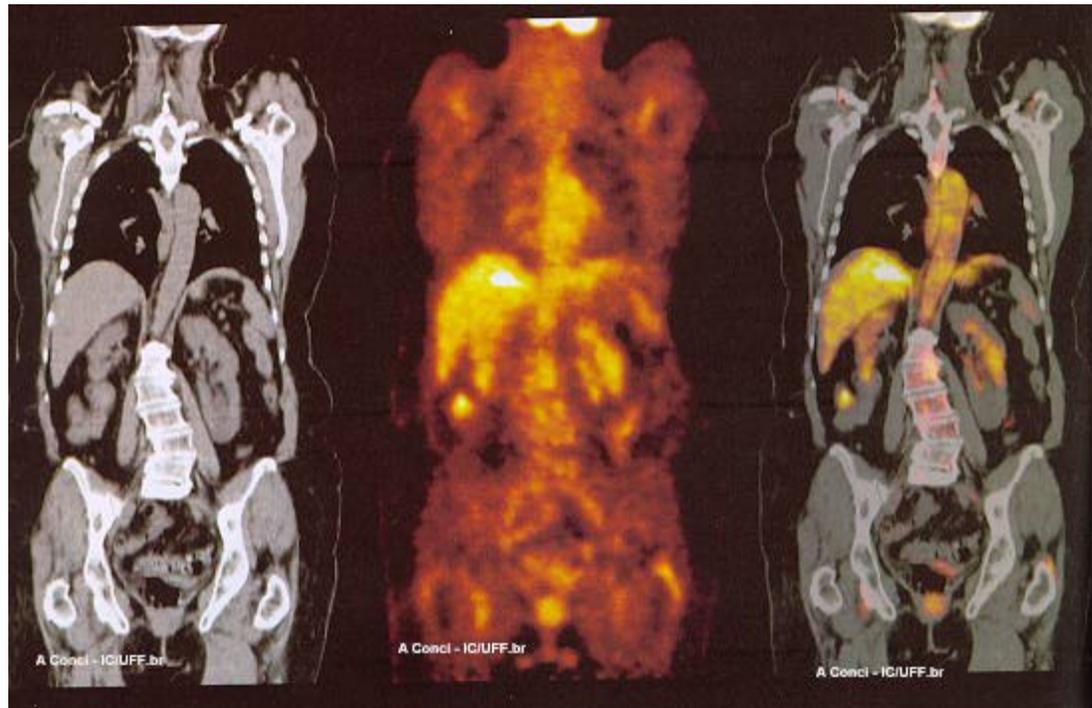


Cada exame tem uma aplicação: então porque não combiná-los?

Pílula endoscópica



Fusão de Exames

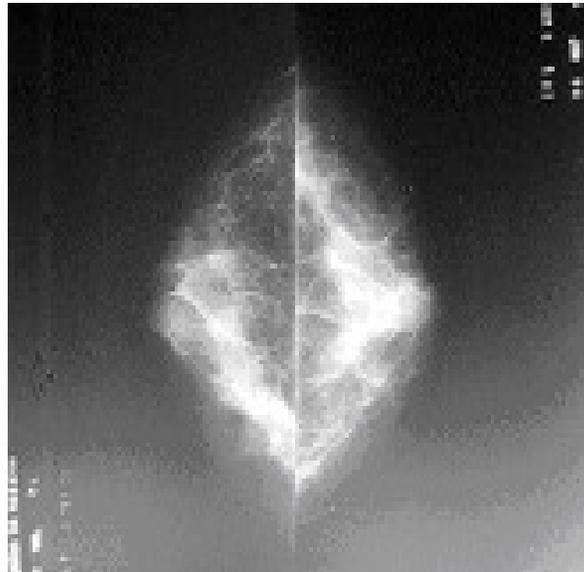


Exames Não Invasivos:

Exemplo de aplicação para detecção de tumores malignos ou benignos



Mamogramas:
incidência médio-
lateral e
craniocaudal
(ambas da mesma
pessoa).

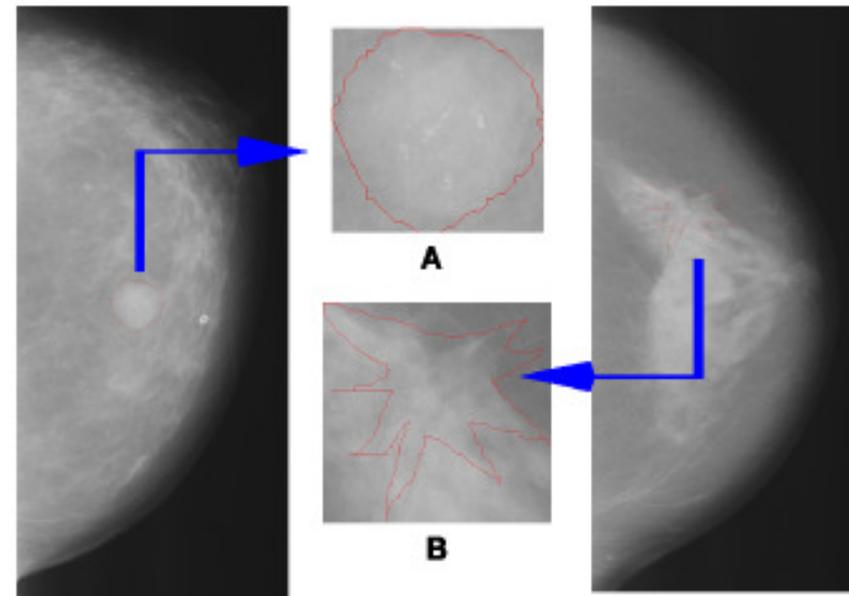
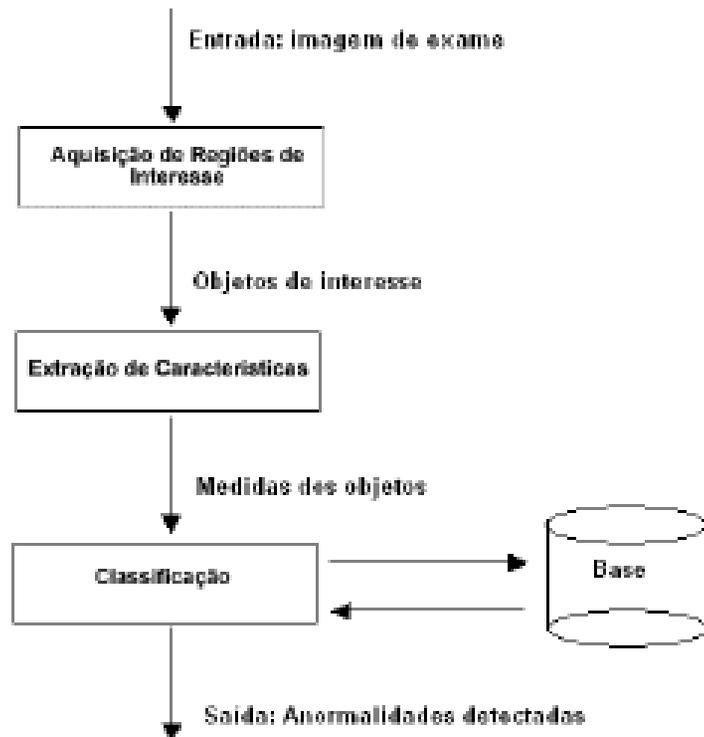


Exemplo: detecção de tumores malignos ou benignos

Métodos Computacionais de Auxílio à Detecção e Diagnóstico

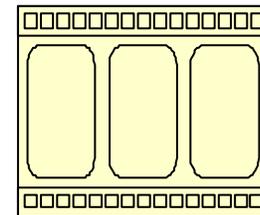
CAD/CADx - Computer-Aided Detection

CADx - Computer-Aided Diagnosis)



Filme de captura dos tomos e reconstrução

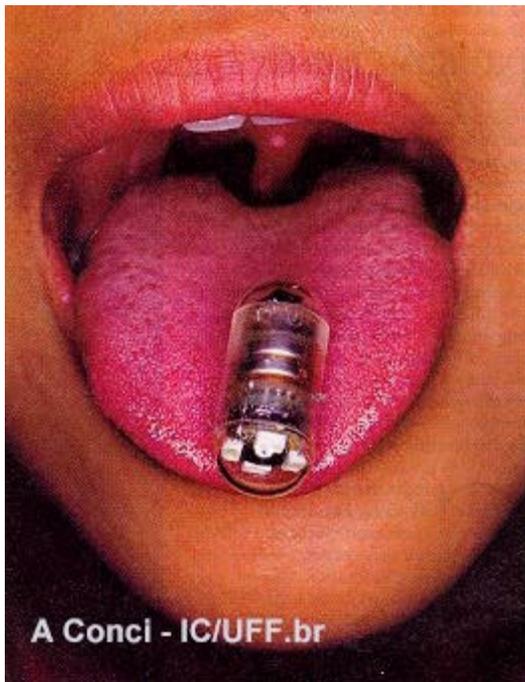
<http://www.clear.rice.edu/elec431/projects96/DSP/bpanalysis.html>



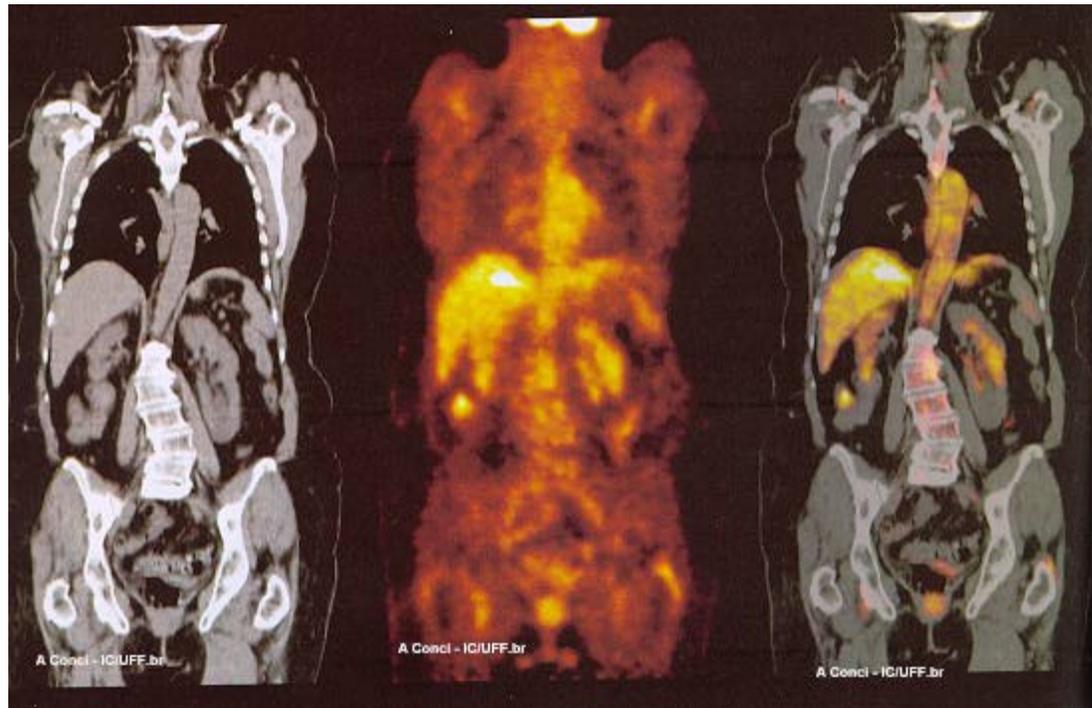


Cada exame tem uma aplicação: então porque não combiná-los?

Pílula endoscópica



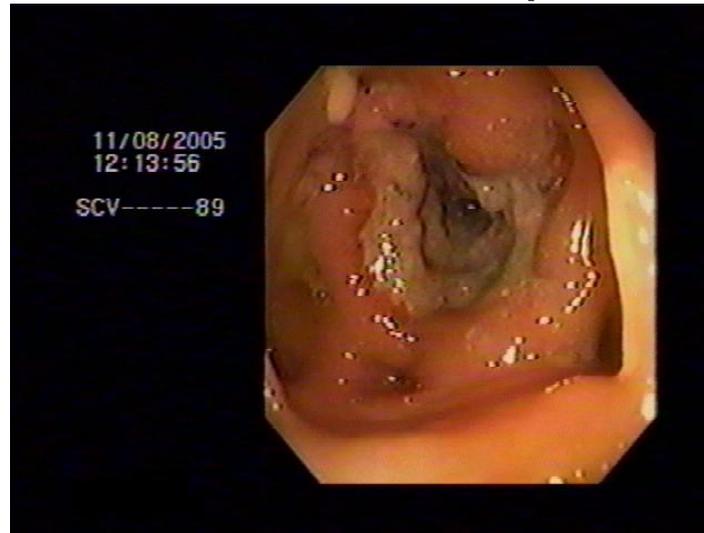
Fusão de Exames



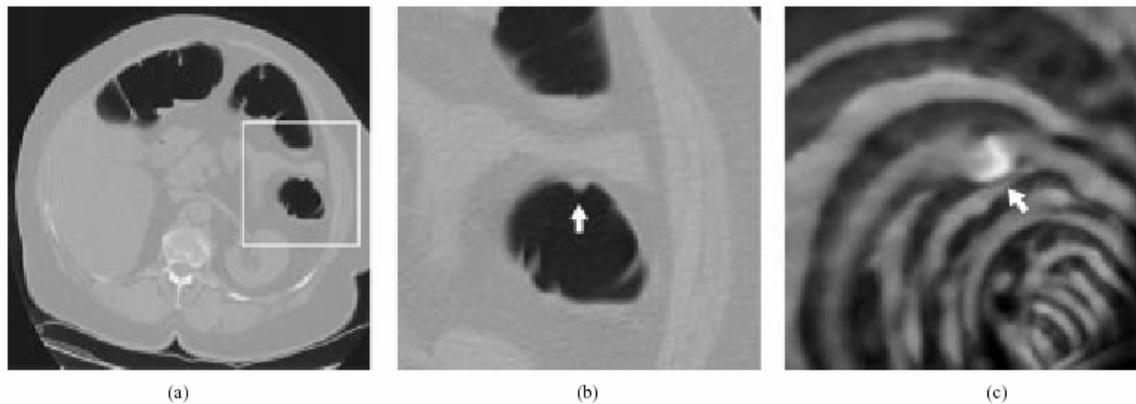
Exames com diversos graus de
“Invasividade”:

Importância da **B**: Desenvolvimento de processos :
colonoscopia real X virtual

Colonoscopia de um paciente com ferimento de aproximadamente 4cm.



Colonoscopia virtual

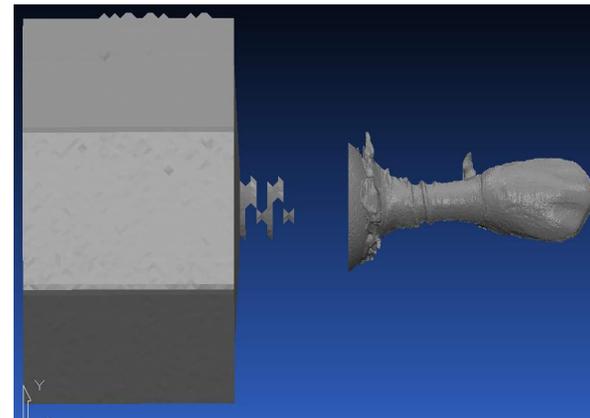


Importância da **B**:

Modelagem de próteses

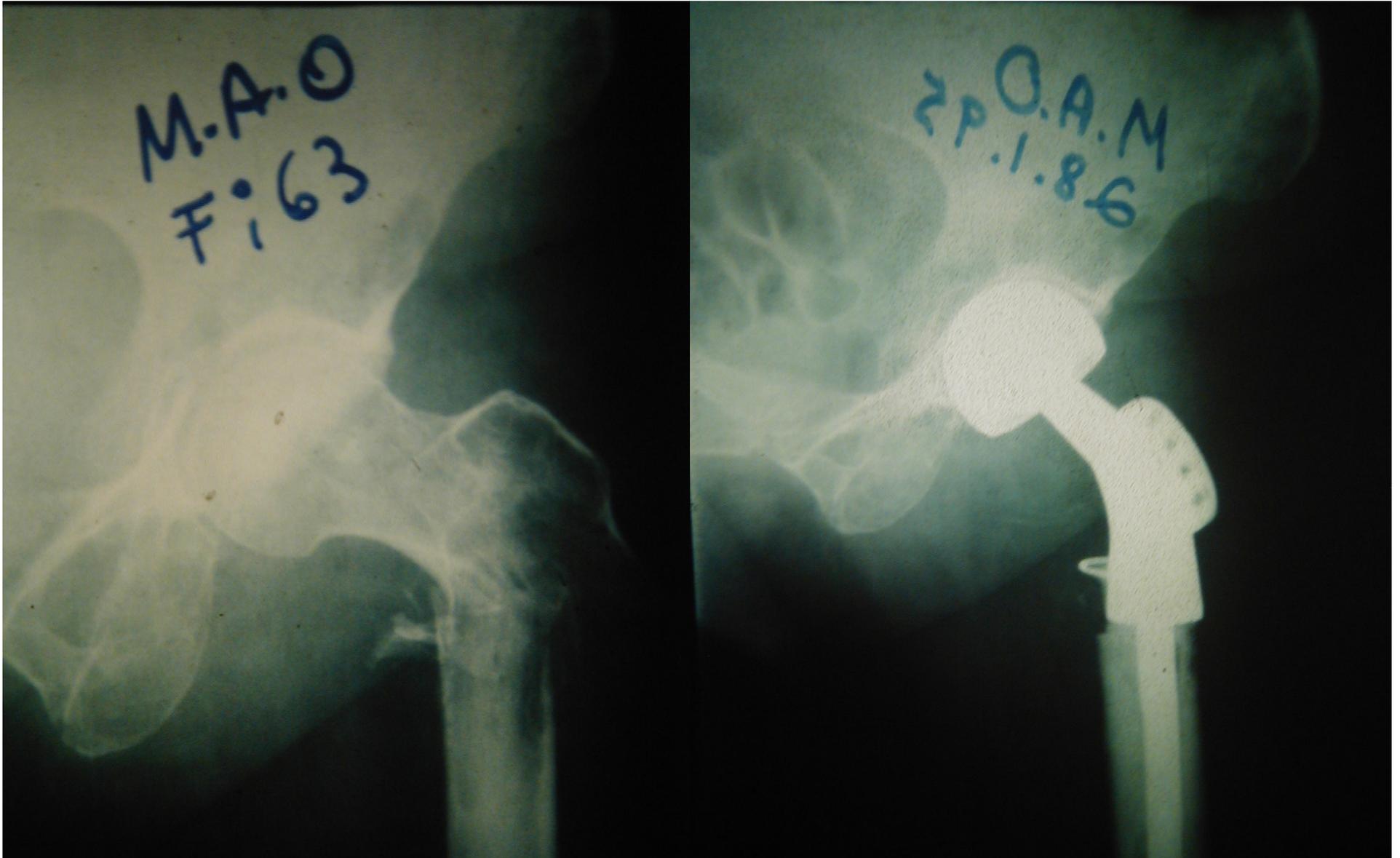
Estudo de implante dentário:

- Copiar a região complexa que é a coroa do dente utilizando a engenharia reversa.
- Analisar dois tipos de implantes e fazer um protótipo em cores para avaliar as tensões de cada implante.



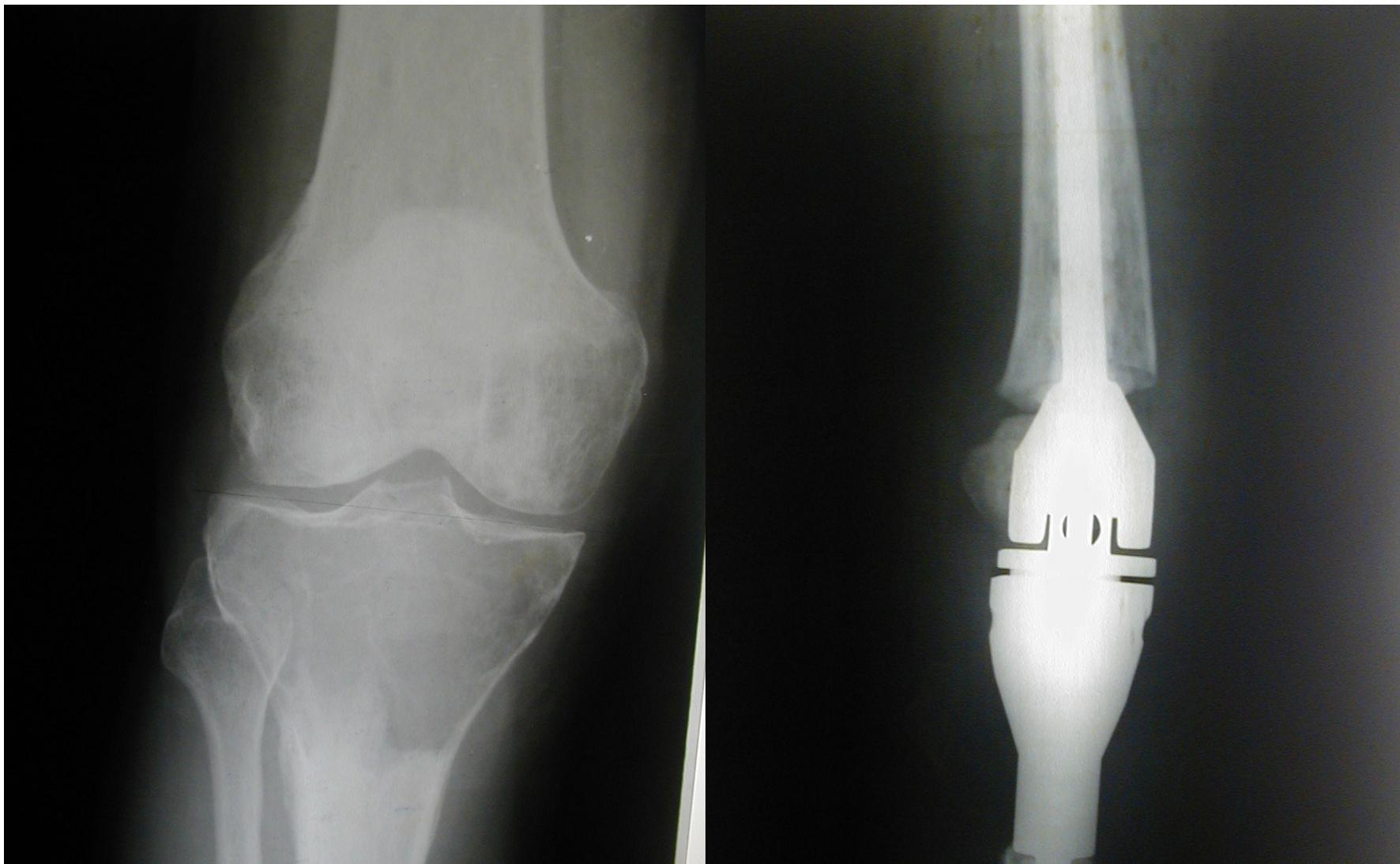
Importância da **B**:

Artroplastias: endopróteses não convencionais



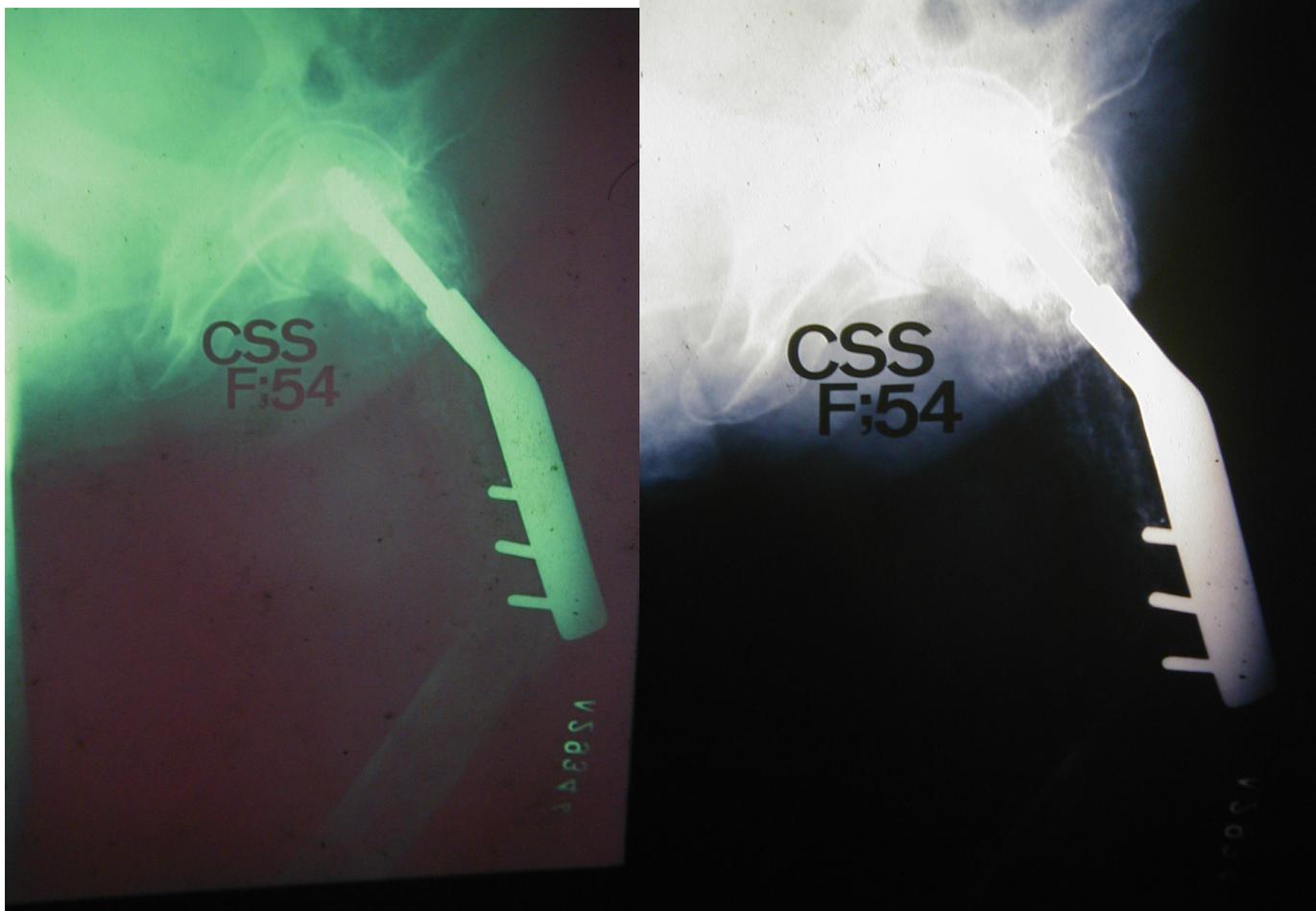
Importância da **B**:

Endopróteses não convencionais de joelho



Importância da **B**:

Endopróteses não convencionais Bi - Articuladas

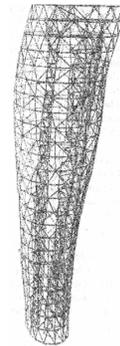


Importância da **B**:

Técnica usando a idéia da engenharia reversa:

A partir das diversas fatias das imagens de TC:

- reconhecer os contornos dos ossos,
- fazer a prótese em 3d adequada ao paciente;
- modelá-la e analisá-la por elementos finitos;
- e construí-la por materiais bio compatíveis.



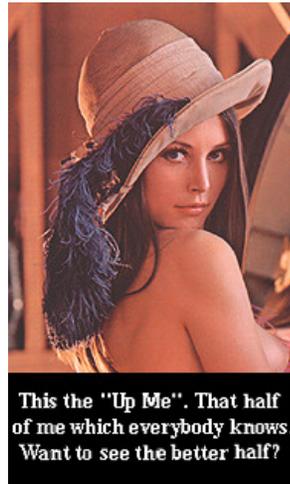
Importância da **B**:

SUS: procedimento de experimentação no corpo do paciente



A importância da I ?

Essa precisa falar ?



Processamento Imagens (I) x Processamento I. Biológicas (B)

**Técnicas computacionais e algoritmos
básicos:**

Histograma

Filtros

Etc....

x

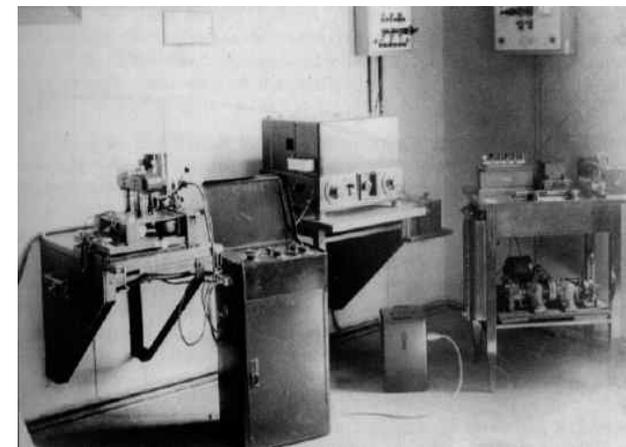
**sinais
imagens**

Sinais biológicos

Utilizando um galvanômetro refletor de Kelvin, um médico de Liverpool, Inglaterra, chamado **Richard Caton** (1842-1926), foi o primeiro a descobrir a existência de alterações de **corrente elétrica** do cérebro de animais (coelhos e macacos). Em 1875.



Até 1890, Caton realizou diversos experimentos e descobriu alguns fatos notáveis sobre essa atividade



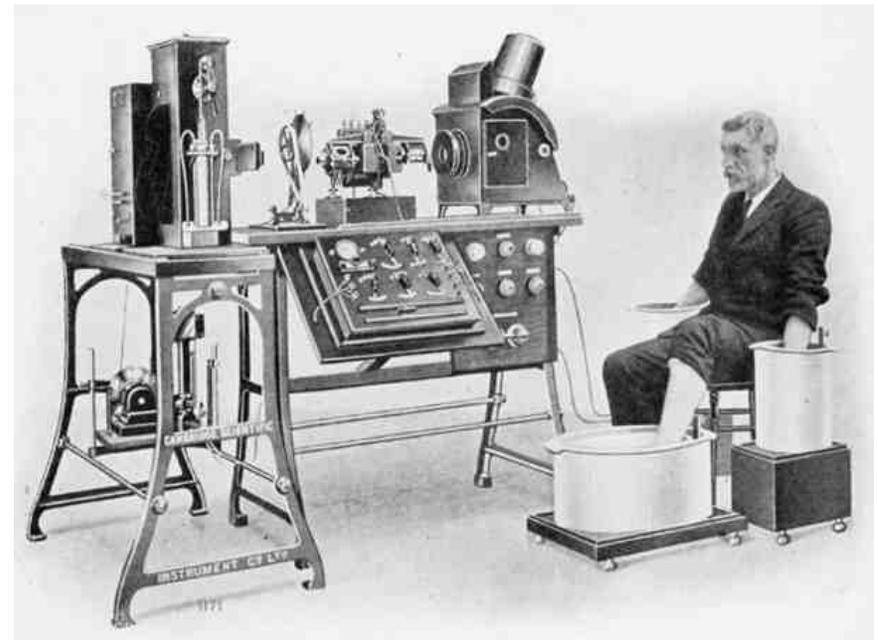
Cérebro - E E G
Eletro Encéfalo Grama

EEG

Em 1929, **Hans Berger** (1873-1921), que trabalhava na Universidade de Jena (Alemanha), anunciou que era possível registrar as correntes elétricas geradas no cérebro humano, sem a necessidade de abrir o crânio, e mostrá-las em registro em papel.

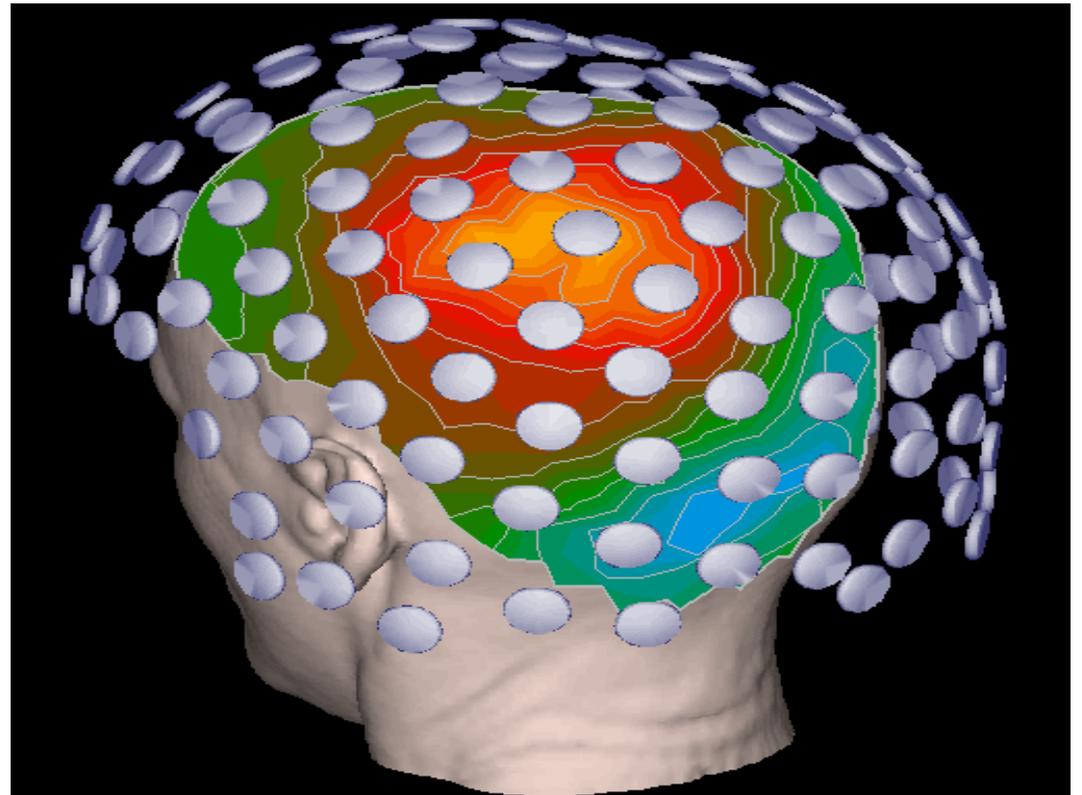
Berger denominou a esta nova forma de registro fisiológico de Eletro Encefalo Grama (ou EEG);

Também mostrou que existiam dois ritmos dominantes, que ele determinou **alfa** (de 8 a 10 ciclos por segundo) e **beta** (de 12 a 20 ciclos por segundo).



Histórico MAPEAMENTO TOPOGRAFICO - EEG :

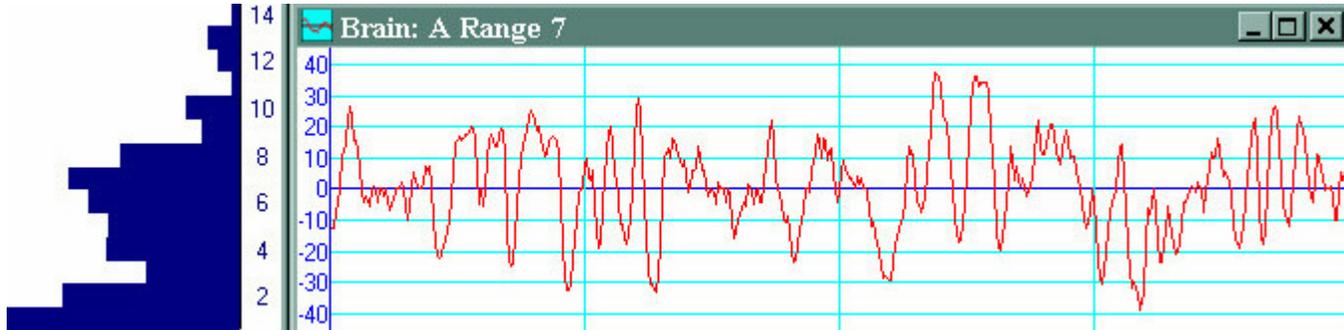
W. Gray Walter, em 1936, provou que se fosse usado um grande número de eletrodos sobre a pele da cabeça, era possível identificar atividade elétrica normal e anormal em determinadas áreas do cérebro



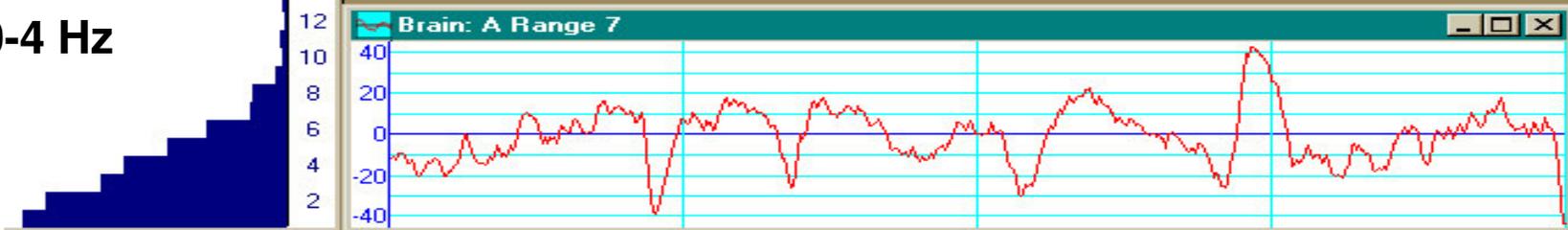
Alfa~ 8-12Hz



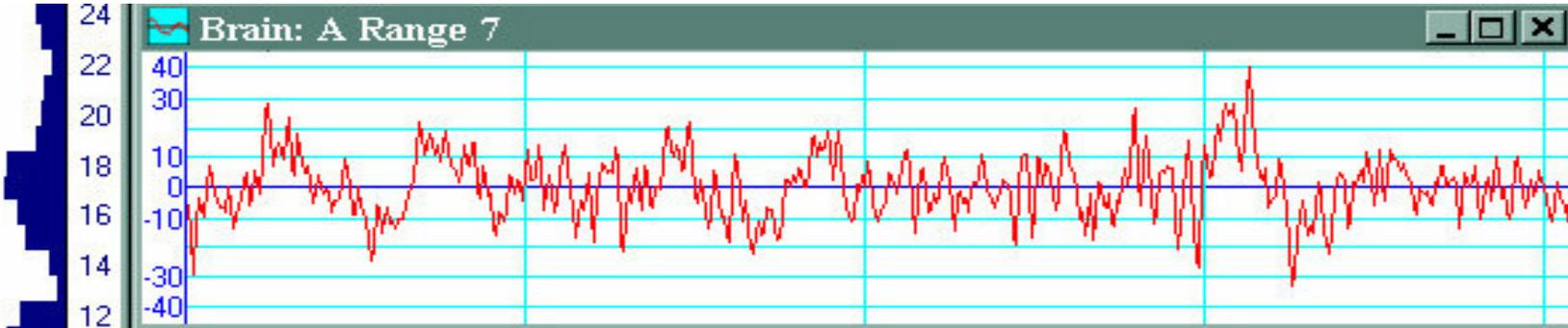
Teta~ 4-8Hz



Delta~ 0-4 Hz



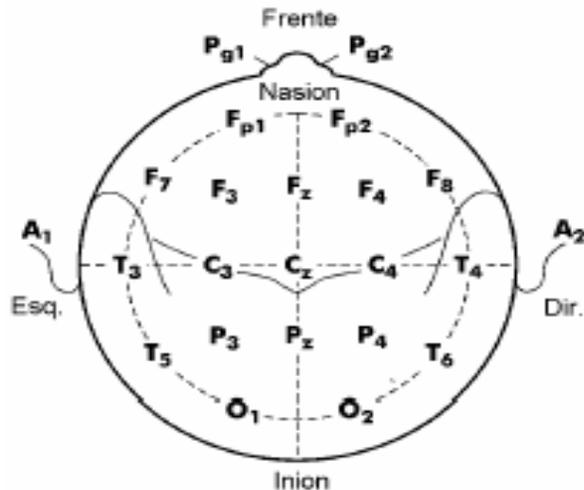
Beta~ 16-20Hz



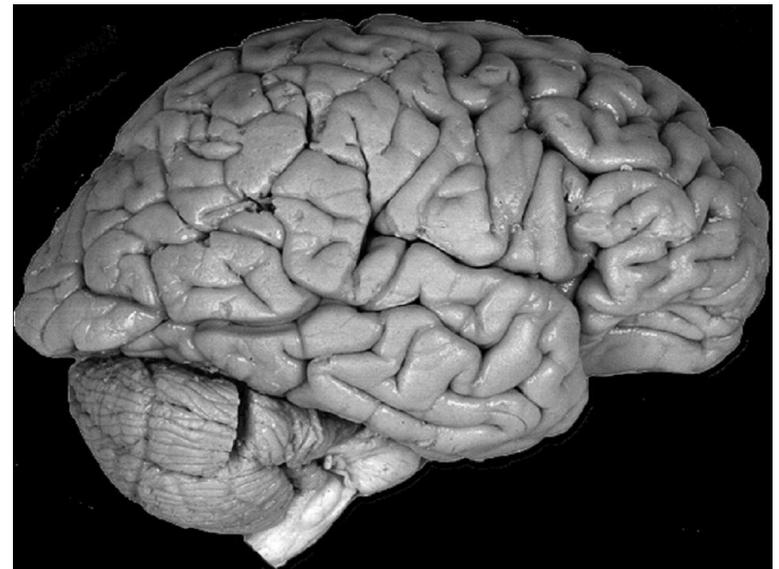
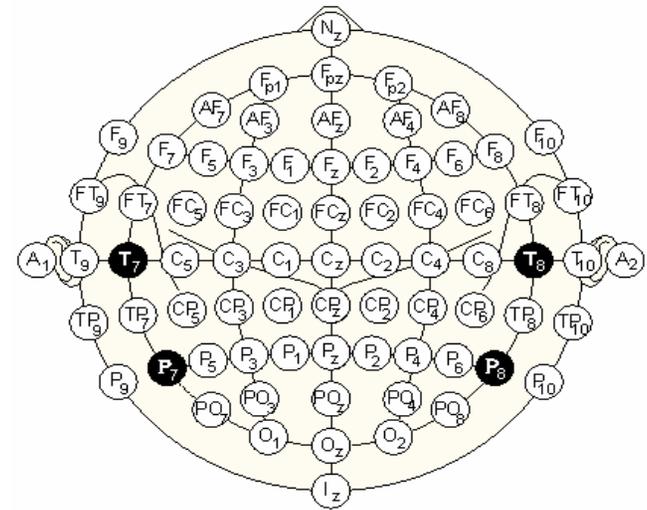
EEG Registro e operação

- A colocação dos eléctrodos de referência.
- A colocação do gel condutor.
- A calibração dos eléctrodos.
- A amplificação a que os registos ficam sujeitos.
- Os filtros utilizados.
- A resolução do sinal (no EEG digital limitada pela resolução do CAD – conversor analógico/digital).
- A taxa de aquisição do registo.

Sistema Internacional de posicionamento de eletrodos 10-20 (Hebert Jasper – 1958)

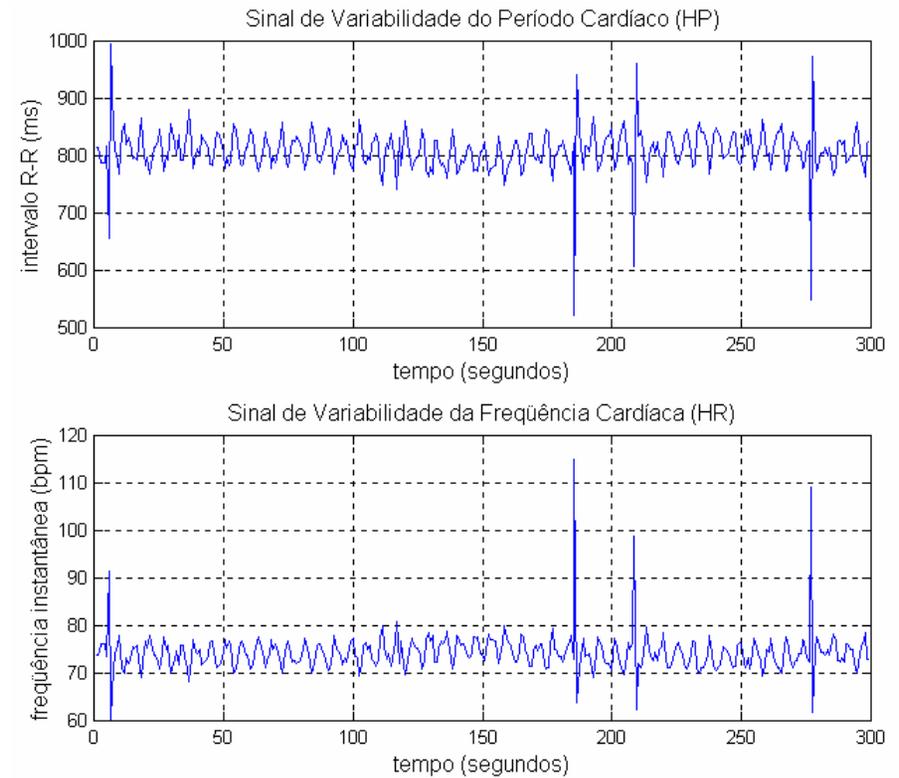
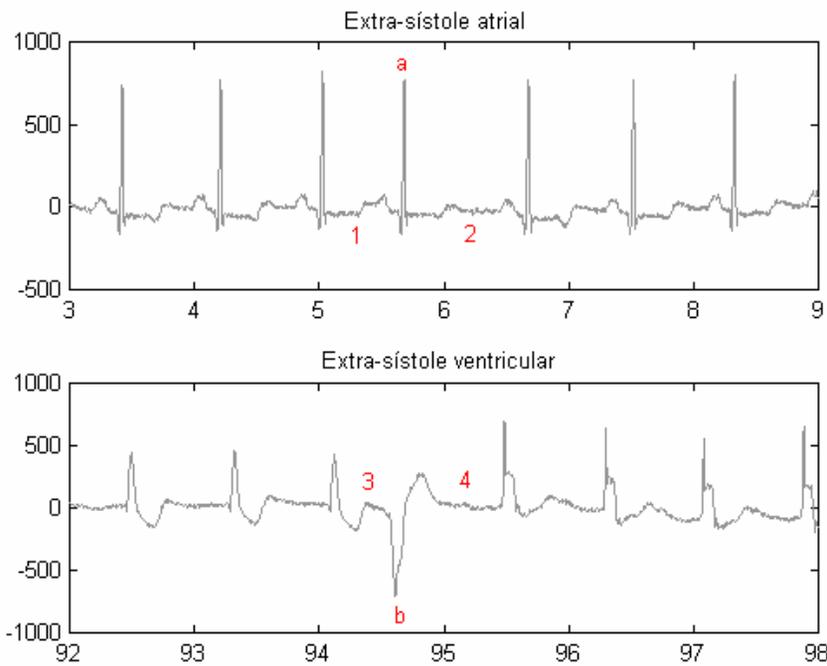


O sistema 10-10 de colocação de eletrodos.



Eletro Cardio Grama - ECG

Coração



Músculos - > eletromiograma
- EMG

Eletrooculograma – EOG

Magneto encefalo grama – MEG

Etc...

Análise de coerência
potencial evocado
complexidades
mobilidade

Complexidade do Sinal
Mobilidade do Sinal
Dimensão de Higuchi

Complexidade do Sinal

Mobilidade do Sinal

6.2.1 SIGNAL COMPLEXITY AND SIGNAL MOBILITY

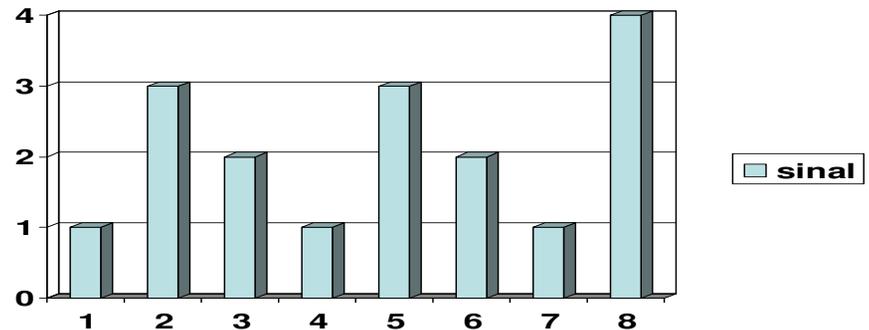
These two features can quantitatively measure the level of variations along a **signal**. They are often used in the analysis of biomedical signals to quantify the first- and second-order variations in signals. **Signal** mobility addresses the normalized first-order variations of the **signal**, while **signal complexity** deals with the second-order variations. Consider a biomedical **signal** $x_i, i = 1, \dots, N$. Let **signal** $d_i, i = 1, \dots, N - 1$ represent the vector of the first order variations in x such that

$$d_i = x_i - x_{i-1} \quad (6.1)$$

Moreover, define the **signal** $g_i, i = 1, \dots, N - 2$ as the vector of the second-order variations in x such that

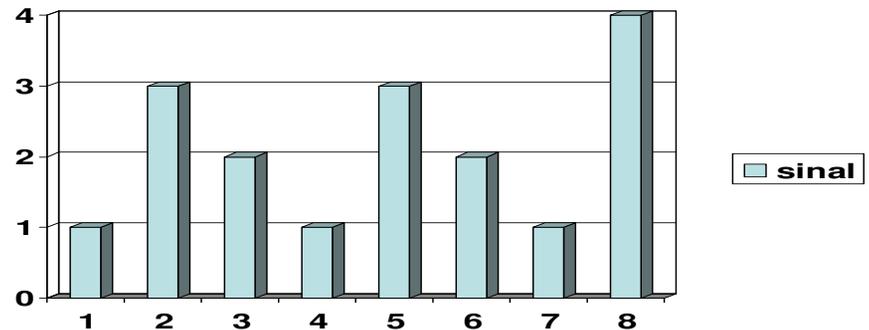
$$g_i = d_i - d_{i-1} \quad (6.2)$$

Exemplificando:



- Se o sinal for definido pela série :
 - » 1, 3, 2, 1, 3, 2, 1, 4
- Então $N=8$
- A variação de primeira ordem será:
 - » 2,-1,-1, 2,-1,-1, 3
- E a variação de segunda ordem será:
 - » -3, 0, 3, 0, 3, 0, 4

Exemplificando:



- Se o sinal for definido pela série :
 - » 1, 3, 2, 1, 3, 2, 1, 4
- Então $N=8$
- A variação de primeira ordem será:
 - » 2,-1,-1, 2,-1,-1, 3
- E a variação de segunda ordem será:
 - » -3, 0, 3, 0, 3, 0, 4

Usando o sinal, sua variação de primeira e segunda ordem calcula-se os seguintes 3 números:

$$S_0 = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N}},$$

$$S_1 = \sqrt{\frac{\sum_{i=2}^{N-1} d_i^2}{N-1}},$$

$$S_2 = \sqrt{\frac{\sum_{i=3}^{N-2} g_i^2}{N-2}},$$

Calculando para o sinal exemplo teremos:

- Para o Somatório dos sinais consecutivos ao quadrado:
- $(1+9+4+1+9+4+1+16)/8 = 45/8$
- De modo que a primeira expressão resultará: 2,372

Calculando para o sinal exemplo teremos:

- Para o Somatório da diferença dos sinais consecutivos ao quadrado:
- $(4+1+1+4+1+1+1+9)/7 = 21/7$
- De modo que a segunda expressão resultará: 1,732

Calculando para o sinal exemplo teremos:

- Para o Somatório da diferença da diferença dos sinais consecutivos ao quadrado:
- $(9+0+9+9+0+16)/6 = 43/6$
- De modo que a terceira expressão resultará: 2,677

Complexidade do Sinal

$$\text{Signal Complexity} = \sqrt{\frac{S_2^2}{S_1^2} - \frac{S_1^2}{S_0^2}}$$

Calculando para o sinal exemplo teremos:

Complexidade do Sinal

=1,312

Mobilidade do Sinal

$$\text{Signal Mobility} = \frac{S_1}{S_0}$$

Calculando para o sinal exemplo teremos:

Mobilidade do Sinal

= 0,730

Dimensão de Higuchi

6.2.2 FRACTAL DIMENSION

Fractal dimension, which is frequently used in analysis of biomedical signals such as EEGs and ECGs, is a nonlocal measure that describes the **complexity** of the fundamental patterns hidden in a **signal**. Fractal dimension can also be considered a measure of the self-similarity of a **signal**. Assume we have printed a **signal** on a piece of paper and have a number of magnifiers with different zoom powers. First, we look at the entire **signal** without a magnifier and observe the **signal** pattern. Then, we focus only on a portion of the **signal** and use a magnifier. In biological and biomedical signals, we often notice that the observed pattern viewed with the magnifier has a high degree of similarity to the entire **signal**. If we continue focusing on smaller and smaller portions of the **signal** using magnifiers with higher and higher zoom powers, we observe more or less similar patterns. This proves the self-similarity of the biomedical signals. Fractal dimension is a measure that quantitatively assesses the self-similarity of a **signal**. Since almost all biomedical signals are to some degree self-similar, evaluating the fractal dimension allows us to distinguish between the healthy and diseased signals.

Dimensão de (Takeo) Higuchi

In the **signal** processing literature, several methods are introduced to estimate the fractal dimension. Among all the fractal-based **complexity** measures, the Higuchi algorithm is one of the most accurate and efficient methods to estimate self-similarity. Here, we briefly describe the estimation of fractal dimension using the Higuchi algorithm.

From a time-series X with N points, first a set of k subseries with different resolutions are formed; that is, a set of k new time series X_k , are defined as

$$X_k^m : x(m), x(m+k), x(m+2k), \dots, x\left(m + \left[\frac{N-m}{k}\right]k\right) \quad (6.8)$$

where m indicates the initial time indices ($m = 1, 2, 3, \dots, k$). The length of the curve X_k^m , $l(k)$, is then calculated as

Dimensão de Higuchi

Nesta expressão do nosso livro texto há um erro de notação.

A expressão correta é a dada ao lado.

k representa a resolução do sinal da sub série

m representa o início da sub série

não faz sentido ter sub

A. Higuchi's Algorithm

Consider $x(1), x(2), \dots, x(N)$ the time sequence to be analyzed. Construct k new time series x_m^k as

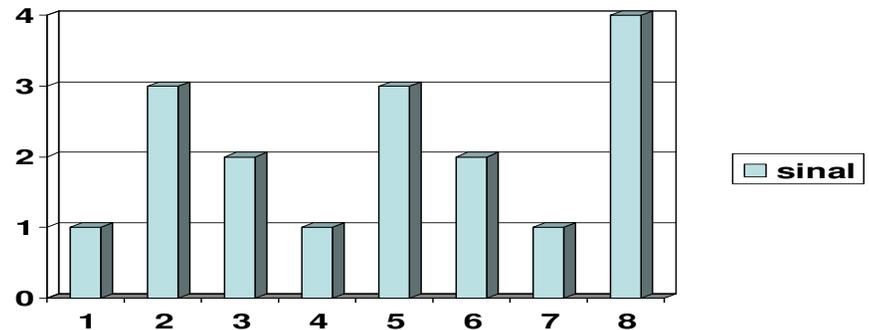
$$x_m^k = \left\{ x(m), x(m+k), x(m+2k), \dots, x\left(m + \left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k\right) \right\}, \quad \text{for } m = 1, 2, \dots, k$$

where m indicates the initial time value, k indicates the discrete time interval between points (delay), and $\lfloor a \rfloor$ means integer part of a . For each of the curves or time series x_m^k constructed, the average length $L_m(k)$ is computed as

$$L_m(k) = \frac{\sum_{i=1}^{\lfloor (N-m)/k \rfloor} |x(m+ik) - x(m+(i-1)k)|}{\left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k} \quad (1)$$

where N is the total length of the data sequence x and $(N-1)/\lfloor (N-m)/k \rfloor k$ is a normalization factor. An average length is computed for all time series having the same delay (or scale)

Exemplificando:

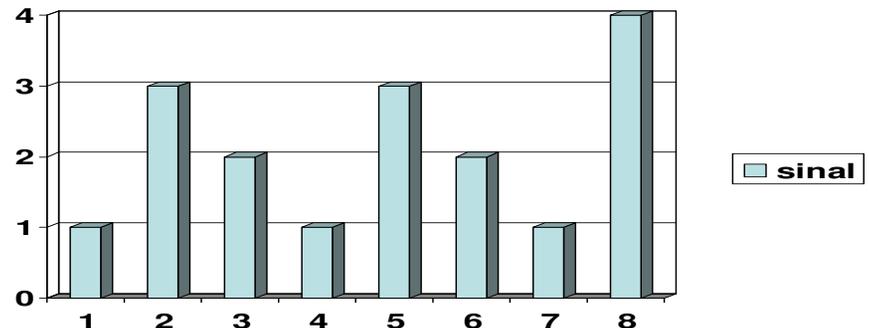


- Se o sinal for definido pela série $x(k,m):=x(1,1)$:
 » 1, 3, 2, 1, 3, 2, 1, 4
- Então $N=8$
- Com resolução $k = 2$ as sub séries possíveis são
- $x(k,m):=x(2,1)$: 1, 2, , 3, 1,
- $x(k,m):=x(2,2)$: 3, 1, 2, 4
- Com resolução $k = 3$ as sub séries possíveis são
- $x(k,m):=x(3,1)$: 1, 1, 1
- $x(k,m):=x(3,2)$: 3, 3, 4
- $x(k,m):=x(3,3)$: 2, 2,

Dimensão de Higuchi

- Depois de se definir as series , passa-se a entende-las como curvas e calcula-se seu comprimento nas diversas resoluções e a partir de todos os possíveis pontos de inicio.
- *os comprimentos das curvas não normalizadas dados pelas somatórias das diferenças entre os valores de elementos consecutivos módulo .*
- *Como os números de elementos das séries e suas distâncias são diferentes, esses comprimentos devem depois ser normalizados*

No exemplo:



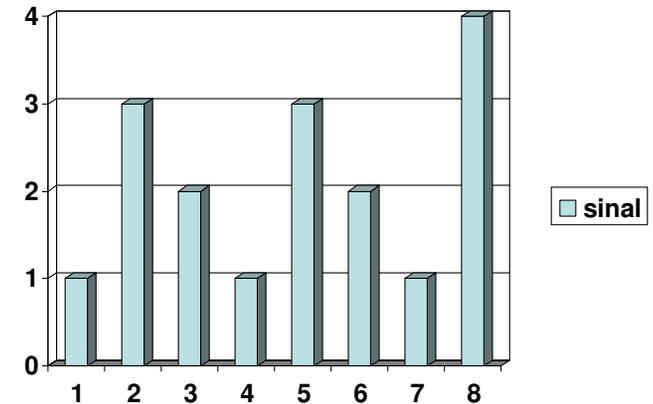
- Para a série de resolução 1 temos o comprimento $L(k,m) := L(1,1)$:
 - » $2+1+1+2+1+1+3 = 11$
- Com resolução $k = 2$ os comprimentos das sub séries possíveis são
- $L(k,m) := L(2,1): 1+1+2 = 4$
- $L(k,m) := L(2,2): 2+1+2 = 5$

- O fator de normalização de cada uma delas é $7/7$; $7/6$ e $7/6$ respectivamente

- Na resolução $k-2$ faz-se uma média de modo que $L(2) = 4,5 \times 7/6 = 5,25$

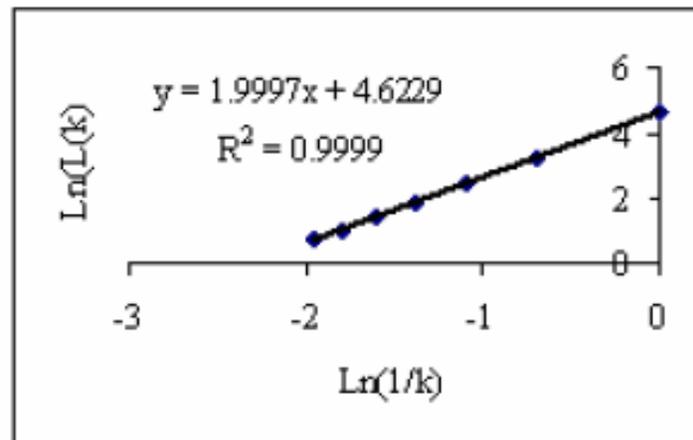
No exemplo:

- com os valores de k e $L(k)$ plota-se os gráficos de $\log L(k) \times \log k$ ou $\ln L(k) \times \ln k$ e ajusta-se a melhor esta para os diversos valores, a inclinação desta reta será a dimensão fractal pelo algoritmos de Higuchi, ou dimensão de Higuchi

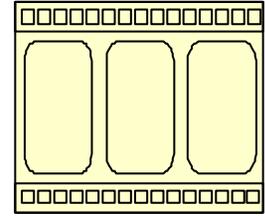


k	$L(k)$	$\ln(k)$	$\ln L(k)$	$\log(k)$	$\log L(k)$
1	11	2,39	0	1,04	0
2	5,25	1,65	0,693	0,72	0,301

A dimensão é obtida de gráficos como



Filme de registro



Em Imagens o principal algoritmo é:

REGISTRO

REGISTRO DE IMAGENS

Consider a mapping T that maps the coordinates (x, y) in image I to the coordinates (x', y') in image I' . We define a nonlinear mapping using the following set of quadratic equations:

$$\begin{aligned}x' &= c_{11}x + c_{12}y + c_{13}xy + c_{14}x^2 + c_{15}y^2 \\y' &= c_{21}x + c_{22}y + c_{23}xy + c_{24}x^2 + c_{25}y^2\end{aligned}\tag{6.35}$$

In Equation 6.35 any choice of the coefficients c_{ij} 's identifies a unique mapping T between the coordinates of the two images I and I' . If $c_{13} = c_{14} = c_{15} = c_{23} = c_{24} = c_{25} = 0$, the above mapping becomes a simple linear mapping between the two images.

In order to identify the mapping, all we need to do is to find the values of c_{ij} 's. This is often done using the coordinates of a set of *tie points*, or *markers*, in both images. In other words, we use the coordinates of a set of objects whose locations in both images are known to find the optimal mapping. The exact locations of these tie points in both images are often visually identified by an expert. In registration of CT with other images, sometimes certain markers (e.g., metal pins) that can be

REGISTRO DE IMAGENS - cont

traced in all imaging systems are attached to the head. The coordinates of these points are then used to find c_{ij} 's, as described later.

As can be seen in Equation 6.35, the number of coefficients to be identified is ten. This means that ten equations are needed to solve for all coefficients. Since each tie point provides two equations, altogether five tie points are required to uniquely identify the mapping. It is important to note that even though Equation 6.35 is nonlinear with respect to x and y , the equations are linear with respect to c_{ij} 's. More specifically, after substituting for x, y, x' , and y' with the coordinates of the tie points, the resulting set of equations is linear with respect to c_{ij} 's. This allows use of simple matrix methods of solving for linear equations to find the coefficients.

If the number of tie points is less than five, it is common practice to assume that some of the above coefficients are zero. This results in a simpler mapping between the two images. An example of this scenario is provided below.

REGISTRO DE IMAGENS - cont

We are to coregister two images using three tie points. Having only three tie points means we can solve for only six coefficients. Hence we apply a mapping as below:

$$\begin{aligned}x' &= c_{11}x + c_{12}y + c_{14}x^2 \\y' &= c_{21}x + c_{22}y + c_{25}y^2\end{aligned}\tag{6.36}$$

Assume that the following tie points are given:

I	\leftrightarrow	I'
(5,1)		(4,3)
(10,3)		(7,2)
(3,2)		(5,2)

This creates the following set of linear equations:

$$\begin{aligned}4 &= 5c_{11} + c_{12} + 25c_{14} \\3 &= 5c_{21} + c_{22} + c_{25} \\7 &= 10c_{11} + 3c_{12} + 100c_{14} \\2 &= 10c_{21} + 3c_{22} + 9c_{25} \\5 &= 3c_{11} + 2c_{12} + 9c_{14} \\2 &= 3c_{21} + 2c_{22} + 4c_{25}\end{aligned}\tag{6.37}$$

REGISTRO DE IMAGENS - cont

The resulting set of equations is linear. One can rewrite these equations in the matrix form as follows:

$$\begin{bmatrix} 5 & 1 & 25 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 5 & 1 & 1 \\ 10 & 3 & 100 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 3 & 9 \\ 3 & 2 & 9 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 3 & 2 & 4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_{11} \\ c_{12} \\ c_{14} \\ c_{21} \\ c_{22} \\ c_{25} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 4 \\ 3 \\ 7 \\ 2 \\ 5 \\ 2 \end{bmatrix} \quad (6.38)$$

Equation 6.38 can be solved using simpler matrix calculations, that is, by multiplying both sides of the equation by the inverse of the square matrix on the left side of the equation, as follows:

$$\begin{bmatrix} c_{11} \\ c_{12} \\ c_{14} \\ c_{21} \\ c_{22} \\ c_{25} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 5 & 1 & 25 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 5 & 1 & 1 \\ 10 & 3 & 100 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 3 & 9 \\ 3 & 2 & 9 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 3 & 2 & 4 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 4 \\ 3 \\ 7 \\ 2 \\ 5 \\ 2 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} 0.7368 \\ 1.6316 \\ -0.0526 \\ 0.3125 \\ 2.3438 \\ -0.9063 \end{bmatrix}$$

Processamento Imagens (I) x
Processamento I. Biológicas (B)

Custo de aquisição das imagens.

Imagens usuais (I)

Câmeras Tradicionais



4320 x 3240

Câmera Digital Sony Dsc-w530
Panorâmica 14.1 Mp Zoom 4x

♥ | Curtir 30

R\$ 246⁰⁰

13 996 800 pixels



Câmeras Tradicionais



**Câmera Digital Sony Dsc-w530
Panorâmica 14.1 Mp Zoom 4x**

♥ | Curtir 30

R\$ 246⁰⁰

13 996 800 pixels

56897 pixels

=

R\$1,00

E as B....

Vejam os agora um das formas de aquisição de imagens biológicas **mais baratas** e acessíveis possíveis !

Forward Looking Infra Red



The World Leader in Thermal Imaging

Brasil

► Select a country

[Relação com Investidores](#) | [Trabalhe conosco](#)



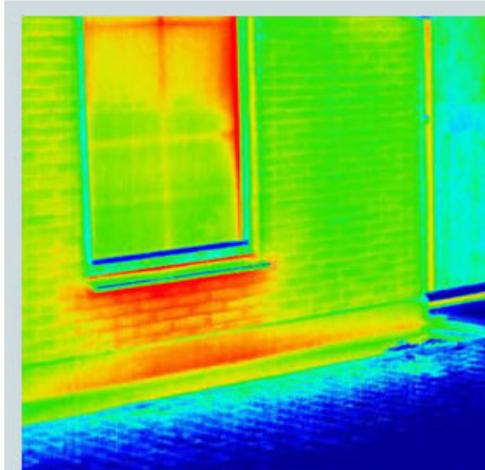
Visão Térmica para Governo

Sistemas de Visão Térmica para Aerotransportado
Visão Térmica para Uso Marítimo
Visão Térmica Terrestre para Uso Militar
Proteção de Forças Militares
Câmeras Térmicas para Sistemas Não-Tripulados (VANTs)



Câmeras Térmicas para Segurança e Defesa

Câmeras Térmicas para Segurança (CFTV)
Forças Policiais e Segurança Pública
Câmeras Térmicas para Uso Marítimo
Visão Noturna para Veículos
Sensores Refrigerados e Não-Refrigerados (OEM)



Termografia Industrial e Científica

Indústria da Construção
Termovisor para Manutenção Preditiva
Mecânica
Termografia: Pesquisa e Desenvolvimento
Termografia Médica e Veterinária
Termografia: Manutenção de Edificações
Câmera Infravermelha: Automação
Câmera Infravermelha: Detecção de Fugas de

FLIR i3

amazon.com
and you're done.™

Thermal Imaging Camera

US\$1195,00



Quantos pixels?

60x60 = 3600 pixels

Web

Imagens

US\$ 1195 = 2 446.4043 Brazil reais

Valores fornecidos somente a título informativo - [leia informações sobre a conversão de moedas.](#)



56897 pixels \equiv R\$1,00

amazon.com[®]
and you're done.[™]

1,4 pixels
=
R\$1,00



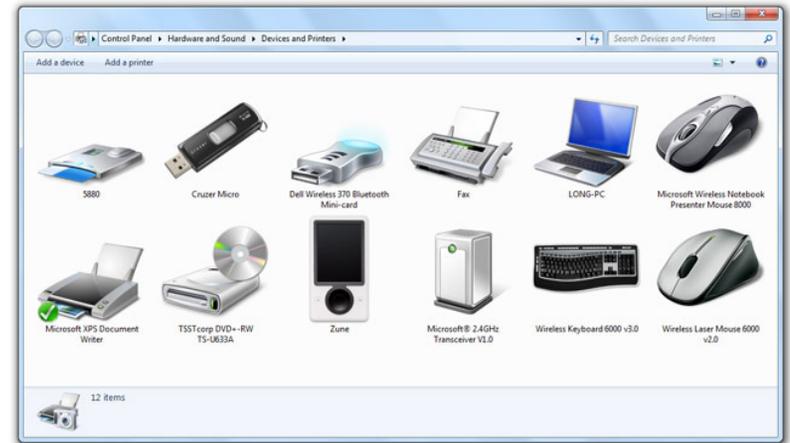
FLIR i7

amazon.com[®]
and you're done.[™]

Thermal Imaging Camera

US\$1925,00

120x120 = 14400 pixels



FLIR T360

amazon.com
and you're done.™

Thermal Imaging Camera

US\$12.450,00



Qual resolução?

320x240 = 76800

pixels



FLIR SC620

US\$30.000,00

640 x 480

=

307200 pixels



Conclusão:

Imagens biológicas, além de caras (\$)

São muito especiais em todos os sentidos:

Dos equipamentos de aquisição, as aplicações,
passando pelas necessidades de
desenvolvimento computacional até o
treinamento das equipes que as utilizam!

Resumindo B é outra coisa.....

Referências:

- [1] Jeong Mi Park, MD , Edmund A. Franken, Jr, MD , Megha Garg, MD Laurie L. Fajardo, MD , Loren T. Niklason, PhD , **Breast Tomosynthesis: Present Considerations and Future Applications**, **RadioGraphics 2007; 27:S231–S240 , Published online 10.1148/rg.27si075511**
- [2] Brice J. Will new DR technologies offer alternative to CT?
Part2. <http://www.auntminnie.com/index.aspx?Sec=sup&Sub=xra&Pag=dis&ItemId=90041>. Updated March 25, 2010. Accessed October 28, 2010.
- [3] Dobbins JT. Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads. *Medical Physics*. 2009;36(6):1956-1967
- [4] NAJARIAN; K.; SPLINTER, R.; *Biomedical Signal and Image Processing*; Ed. 1998.
- [5] COSTA LEITE, C; AMARO JR; E; OTADUY, M.G; *Física Básica da tomografia computadorizada – Principios da formação da Imagem tomográfica*; WEB <www.hcnet.usp.br/inrad>.
- [6] TETZNER, G.C; *Aplicação da Tomografia Computadorizada Industrial na Análise de Rochas – Dissertação de Mestrado*; Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / USP; São Paulo; 2008.
- [7] ASTM; *Standard Guide for Computed Tomography (CT) Imaging*, ASTM Designation E 1441 - 92a. In: *Annual Book of ASTM Standards*; Philadelphia; 1992.
- [8] Wellington, S.L., Vinegar, H.J; *X-ray computerized tomography*. *Journal of Petroleum Technology* 39 (8), 885-898; 1987.
- [9] Withjack, E.M.; *Computed tomography for rock-property determination and fluid-flow visualization*. *SPE Formation Evaluation* 3 (4), 696-704; 1988.
- [9] <http://www.liv.ic.unicamp.br/~bergo/>

obrigada

A **vocês** pela paciência!

A **Jean-Baptiste Joseph Fourier**, 12º filho dos 15 de um alfaiate do interior, que ficou órfão aos 9 anos de mãe e aos 10 de pai. Preso por razões políticas diversas vezes e que graças aos revisores (Monge, Laplace e Lagrange) jamais teve seu trabalho sobre a análise de Fourier publicado. Embora esse trabalho, que apresenta a técnica matemática com maior número de aplicações práticas até hoje constitua a base do **Processamento de Sinais**.

A **Michael Faraday** um dos 4 filhos de um ferreiro pobre , que precisou começar a trabalhar aos 13 anos e sem o qual não haveria eletricidade, computador e internet (o **mundo atual** !)

FIM!