



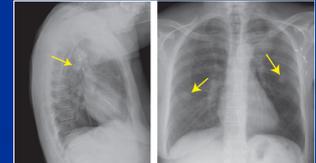


## Radiografia: aplicações

- Ver através dos tecidos
- Examinar ossos, cavidades, objetos engolidos
- Com modificações, pode ser utilizado para examinar tecidos macios
  - Pulmões, vasos sanguíneos, intestinos

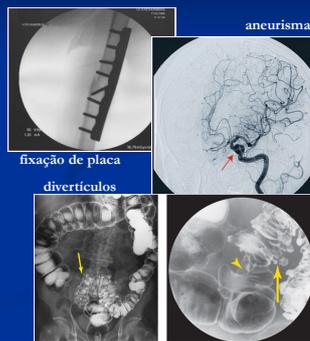
## Imagens estáticas (imagens radiográficas)

- Esqueleto
- Tórax
- Mamografia
- Raio-X dental

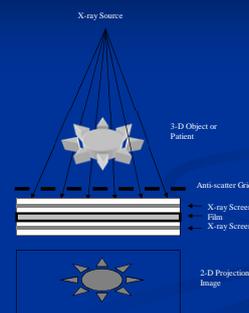


## Imagens dinâmicas (imagens fluoróscópicas)

- Durante intervenções
- Angiografia
- Gastrointestinal
- Urografia
  - Rim
  - Bexiga



## Princípio básico



## Aparelho de radiografia



## Raios-X

- Descobertos por Wilhelm Röntgen em 1895
- Experimentos com tubos catódicos
  - Raios atravessavam materiais, diferentes atenuações
  - Capturados em filmes fotográficos
- Primeira imagem
- Uso clínico poucos meses depois



## Raios-X

- Radiação eletromagnética (fótons) de onda curta

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}$$

$E$  : energia do fóton ( $\sim 10^3$  eV)

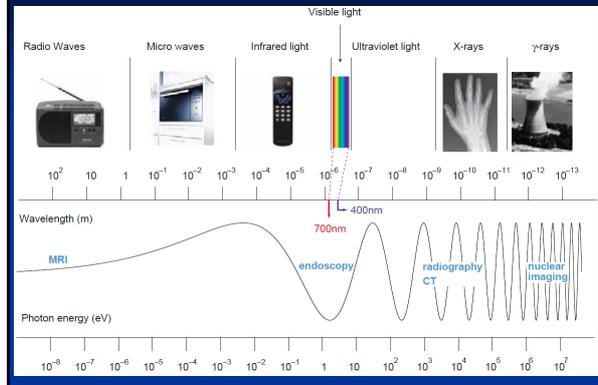
$h$  : constante de Planck

$f$  : frequência do fóton

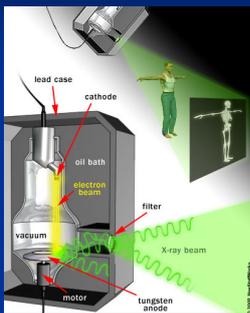
$c$  : velocidade da luz

$\lambda$  : comprimento de onda ( $\sim 10^{-10}$  m)

## Espectro eletromagnético

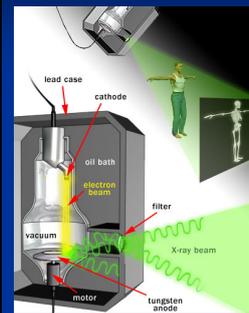


## Tubo de raios-X



- Par de eletrodos dentro de um tubo de vidro (vácuo)
- Catodo
  - Filamento aquecido
  - Quando quente, libera elétrons
- Anodo
  - Feito de tungstênio
  - Carregado positivamente
  - Atrai os elétrons pelo vácuo

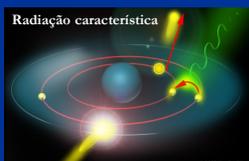
## Máquina de radiografia



- Diferença de tensão extremamente alta
- Elétrons cruzam o tubo com muita energia cinética
- Elétrons colidem com átomos de tungstênio do anodo

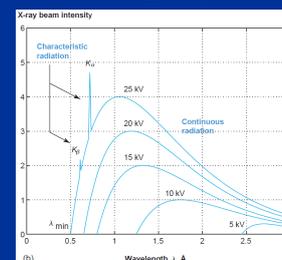
## Colisão de elétrons no anodo

- Interação dos elétrons com os átomos de tungstênio
  - Um elétron do átomo é expelido  $\rightarrow$  radiação característica
  - Elétron é desacelerado e desviado  $\rightarrow$  Bremsstrahlung
- A energia perdida pelo elétron é liberada na forma de um fóton de raio-x

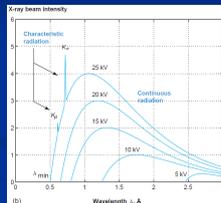
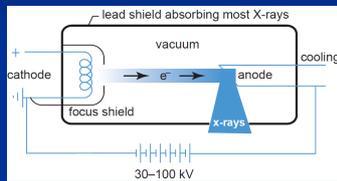


## Energia liberada

- Bremsstrahlung (espectro contínuo de raio-X)
- Radiação característica (picos)

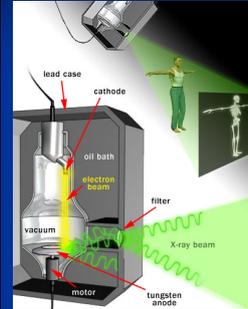


## Feixe de raios X: intensidade e energia



- ↑ corrente no catodo: ↑ intensidade do feixe
- ↑ tensão catodo/anodo: ↑ energia do feixe

## Proteção



- Colisões geram muito calor
  - Anodo gira para feixe não atingir sempre a mesma área
  - Resfriamento c/ banho de óleo



- Escudo de chumbo
  - Raios X não escapam
  - Janela deixa alguns fótons escaparem: feixe estreito

## Interação do feixe de raios-X com a matéria

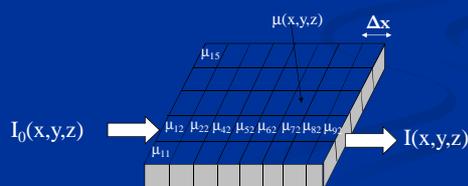
- Tecido macio
    - Átomos pequenos
    - Não absorvem bem os fótons
  - Ossos
    - Átomos de cálcio são grandes
    - Absorvem bem os fótons de raio X
- } **Contraste!**

## Interação de um feixe de raios-X com um tecido

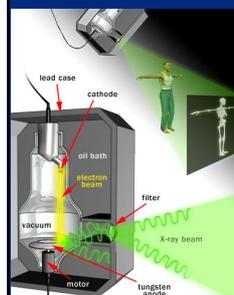
- Espalhamento Rayleigh:
  - Fóton é absorvido, outro fóton com mesma energia é liberado, mas com desvio
  - Acontece em energia baixa
- Absorção fotoelétrica:
  - Fóton é absorvido, elétron é liberado
  - Predomina em energia baixa
- Espalhamento Compton:
  - Fóton é absorvido, são liberados um elétron + um fóton de menor energia
  - Predomina em energia média
- Produção de par:
  - Fóton → elétron + pósitron → dois fótons
  - Acontece em energia alta

## Atenuação

- A intensidade de raio X no detector ( $I$ ) é uma fração da intensidade emitida ( $I_0$ )
  - Um tecido:  $I = I_0 \exp(-\mu \Delta x)$
  - Vários tecidos:  $I = I_0 \exp(-\mu_1 \Delta x_1 - \mu_2 \Delta x_2 - \mu_3 \Delta x_3)$



## Formação da imagem



- Fótons que atravessam o corpo do paciente são registrados pelo detector
- Médicos vêem o “negativo”
  - Áreas com maior exposição (menor absorção) aparecem escuras
  - Material duro (ossos) aparecem claros

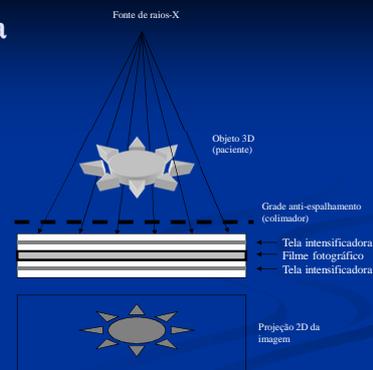


## Detectores

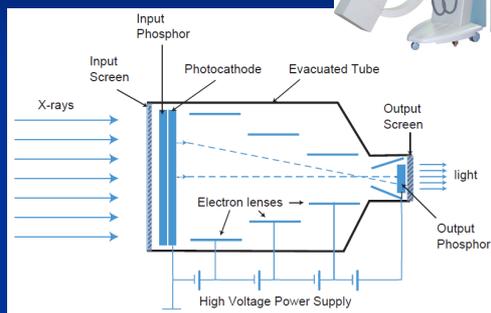
- Radiografia analógica
  - Combinação filme-tela
  - Intensificador de imagem com câmara
- Radiografia digital
  - Placa com phosphors de armazenamento
  - Painel plano com matriz ativa
- Detectores com contagem de fótons
- Imageamento com dupla energia

## Filme-tela

filme entre 2 telas intensificadoras



## Intensificador de imagem

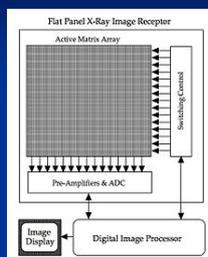


## Placa com phosphors de armazenamento

- Phosphors armazenam energia dos fótons
- Energia armazenada liberada c/ laser
- Tela reutilizável: apagada com luz forte



## Painel plano com matriz ativa



- Placa fluorescente + matriz de fotodiodos
- Matriz de fotocondutores: radiografia direta

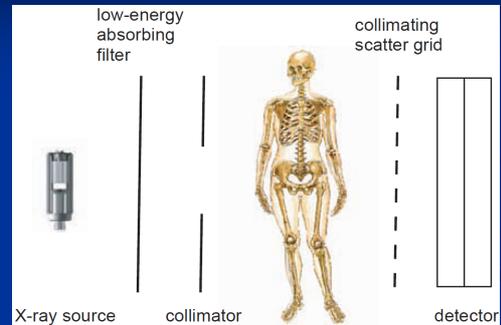
## Detector com contagem de fótons

- Dispensa conversão raio-x → luz
  - “Radiografia direta”
- Mede o número de fótons detectado e a energia de cada fóton
- Tecnologia imatura

## Imageamento com dupla energia

- Duas radiografias, capturando espectros de energia diferentes
- Processando-se os dados, têm-se duas imagens
  - Ex: osso & tecido macio

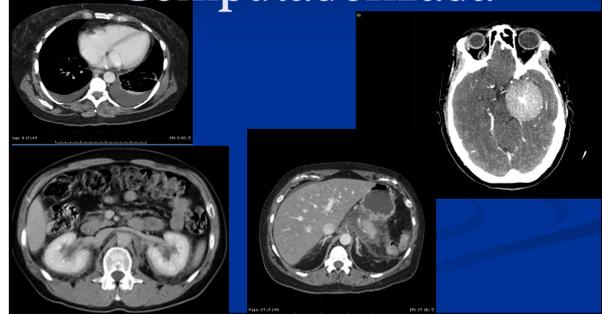
## Filtros e colimação



## Raios X são radiação ionizante

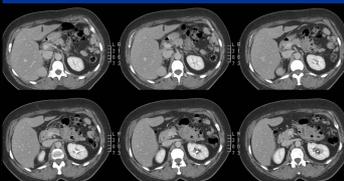
- Raios X fazem átomos liberarem elétrons
- Átomos carregados eletricamente = Íons
- Cargas elétricas causam reações químicas nas células
  - Quebram cadeias de DNA
  - Células morrem: várias doenças
  - Células desenvolvem mutação: câncer
  - Mutação em espermatozoides ou óvulos: malformação de fetos
- Raio X não pode ser usado com frequência
- Outra limitação: sobreposição de órgãos na imagem

## Tomografia Computadorizada



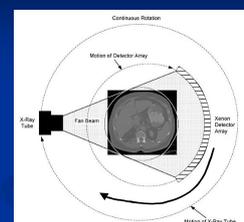
## Tomografia Computadorizada: Introdução

- Imagens axiais da atenuação de raio-X no corpo
- Tomos: corte / grafia: escrever
- Em inglês: CT ou CAT-scan



## Princípio

- Tubo de raios-X
- Atenuação no paciente
- Detecção em linha
- Repetido para vários ângulos



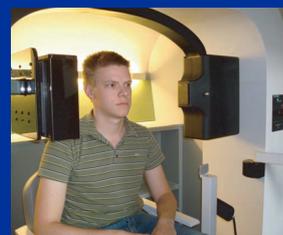
- Reconstrução da imagem no computador

## Scanners de propósito geral



## Tomografia oral e maxilofacial

- Giro no plano horizontal
- No consultório



## Tomografia intervencionista

- Braço em forma de O



## Sistema portátil dedicado para imageamento intra-operativo da cabeça

- Cavidades aéreas
- Base do crânio
- Ossos temporais



## Tomografia de mama



## Contraste em TC

- Discrimina densidades de tecido 1000 vezes melhor que técnicas com filme
- Contraste associado a diferentes coeficientes de atenuação do material estudado
- Detecta diferenças de densidade de menos de 1%

## Cérebro

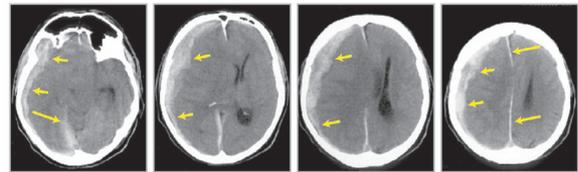


Figure 3.37 Subsequent CT slices through the brain show a subdural hemorrhage as a hyperdense region along the inner skull wall (short arrows). This blood collection causes an increased pressure on the brain structures with an important displacement of the midsagittal line (long arrows). (Courtesy of Professor G. Wilms, Department of Radiology.)

## Tórax

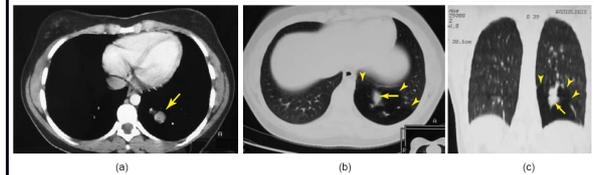
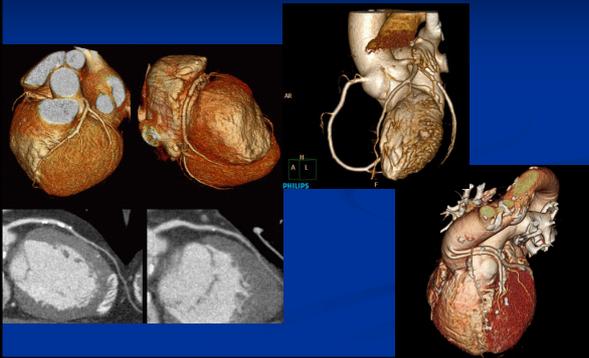
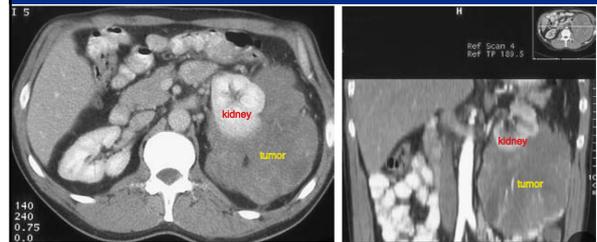


Figure 3.38 CT of the chest. (a) Mediastinal and (b) lung window/level settings, and (c) coronal reformed image. The images show a congenital malformation of the lung located in the left lower lobe. Notice the two components of the lesion: a dense multilobular opacity (arrow) surrounded by an area of decreased lung attenuation (arrow heads). (Courtesy of Professor J. Verschakelen, Department of Radiology.)

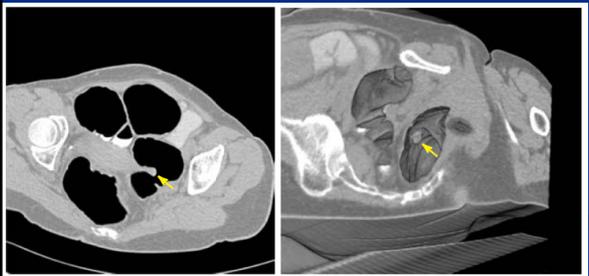
## Coração



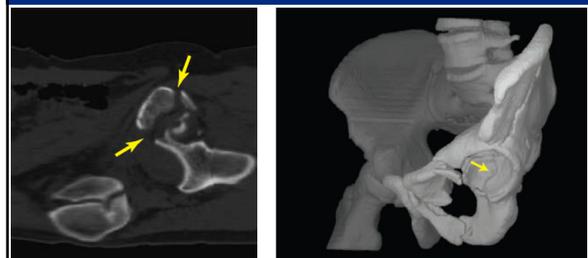
## Rins



## Intestinos: colonoscopia virtual (ou colonografia)



## Fraturas

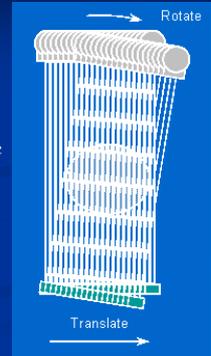


## Evolução dos sistemas

- 1a geração
- 2a geração
- 3a geração
- 4a geração

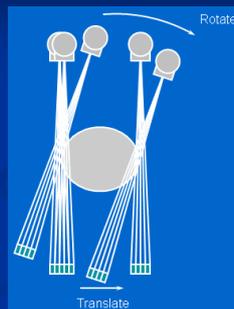
## Sistemas de primeira geração

- Único detector
- Aquisição:
  - Fonte e detector móveis
  - Transladam ao longo do paciente
  - Giram ao redor do paciente
- Muito lento
  - Leva minutos p/ 1 corte



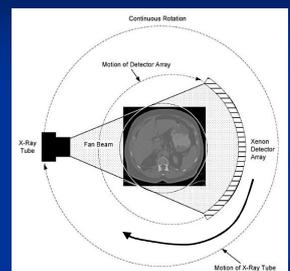
## Sistemas de segunda geração

- Vários detectores
  - Pode girar em passos maiores
- Feixe estreito (10°)
  - Translação ainda é necessária
- Lento: 20s por corte



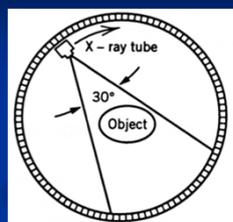
## Sistemas de terceira geração

- Modelo mais comum
- Feixe largo
- 500 a 1000 detectores
- Tubo e detectores giram
  - Não há translação
- Muito mais rápido
  - Chegam a 2 rotações por seg.
- Movimento dos detectores causa artefato



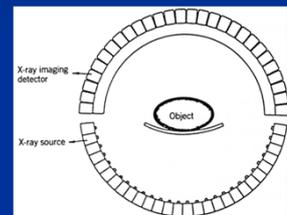
## Sistemas de quarta geração

- Feixe largo
- Detectores estáticos
  - 360°
  - Somente o tubo gira
  - Evita os artefatos da 3a geração



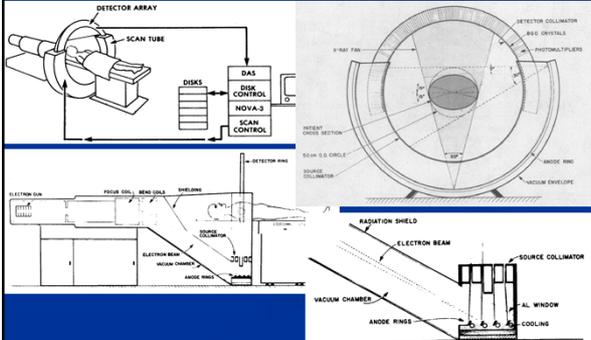
## Reconstrutor Espacial Dinâmico (Mayo Clinic, 1982)

- Para imagens de órgãos em movimento
- Múltiplas fontes
  - Pulsadas em sucessão
- Objetos dinâmicos:
  - Imagens em milissegundos
- Objetos estáticos:
  - Melhor resolução e contraste



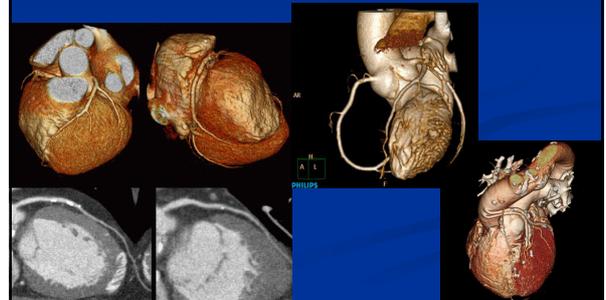
## CT estático: Boyd et al. 1979

- Fonte não se move: um eletroímã faz o feixe de elétrons varrer o anel
- Adquire cortes paralelos (3D) em milissegundos: imagens dinâmicas



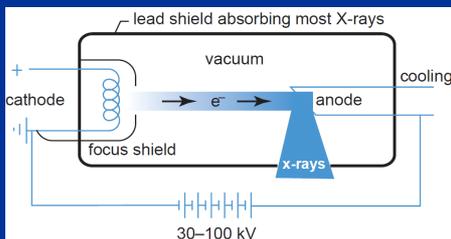
## TC cardiovascular

- Volumes renderizados a partir de vários cortes



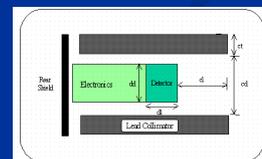
## Geração do feixe de raio-X

- Mesmo princípio que na radiografia



## Detecores de radiação

- Dispositivo cuja saída é um sinal elétrico proporcional à incidência de raio-X
- Classes de detectores:
  - Detectores de cintilação
  - Detectores de ionização de gás



## Parâmetros importantes em detectores de radiação

- Eficiência: capacidade de absorção e conversão dos raios-X em sinais elétricos
- Tempo de resposta: tempo de recuperação após detectar um fóton, para detectar novo fóton
- Linearidade: faixa dinâmica de detecção

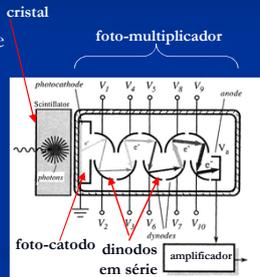
## Detecores de cintilação

- Cristais produzem flashes de luz quando absorvem fótons de raio-X
- A luz dos cristais é convertida em sinais elétricos
- Dois tipos mais usados:
  - Detectores pareados cristal-fotomultiplicador
  - Detectores pareados cristal-fotodiodo



## Detector de cintilação pareado cristal-fotomultiplicador

- Cristal pareado com tubo fotomultiplicador
- Cristal emite luz quando absorve fótons
- Elétrons são gerados quando a luz produzida no cristal atinge o foto-catodo do tubo
- Os elétrons são multiplicados por dinodos em série, gerando uma corrente elétrica
- Alguns tipos tem ótimo tempo de resposta



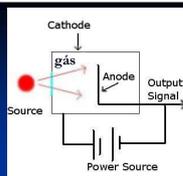
## Detector de cintilação pareado cristal-fotodiodo

- Cristal pareado com um fotodiodo
- Cristal emite luz quando absorve fótons
- O diodo gera uma corrente fraca quando absorve a luz vinda do cristal
- A corrente é amplificada por um pré-amplificador de baixo ruído
- Tecnologia mais recente, desempenho satisfatório



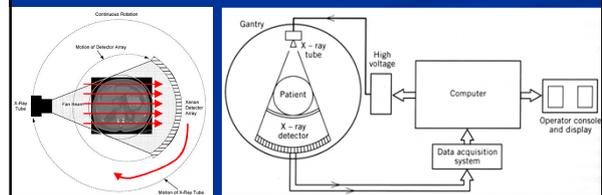
## Detectores de ionização de gás

- Gás xenon pressurizado
- Anodo: placa de tungstênio
- O gás é ionizado quando fótons incidem
  - Gás fornece uma corrente proporcional à energia
- Desvantagem: baixa eficiência de detecção
- Vantagens:
  - Simplicidade
  - Tamanho pequeno: maior resolução espacial



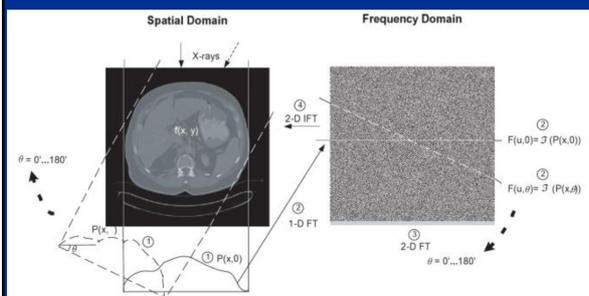
## Reconstrução da imagem

- Várias projeções são adquiridas, rotacionando o tubo e/ou detectores
- Sinal elétrico é digitalizado por um conversor A/D
- Dados são processados por um computador
- Imagem reconstruída com algoritmos computacionais



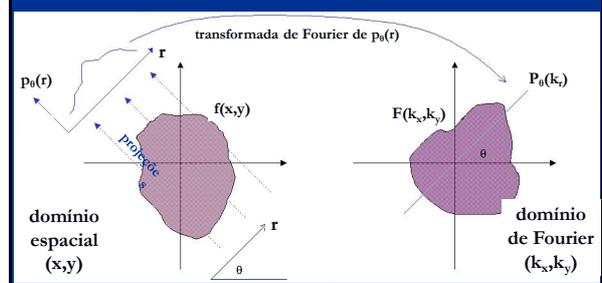
## Reconstrução de imagens a partir de projeções

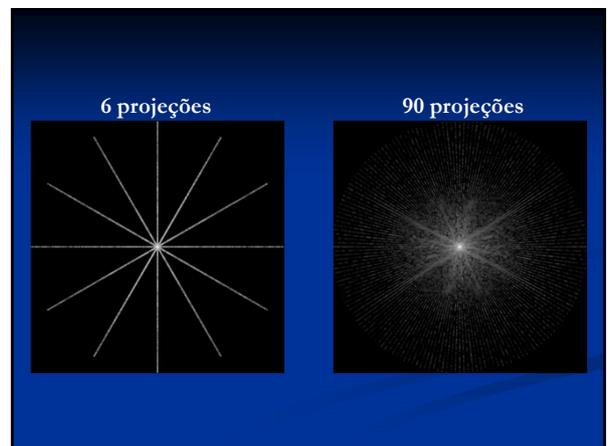
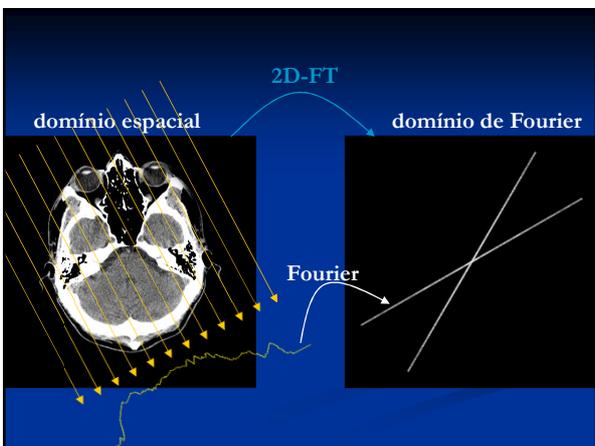
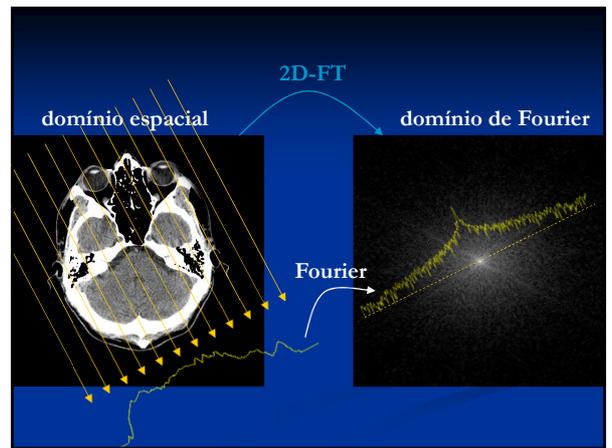
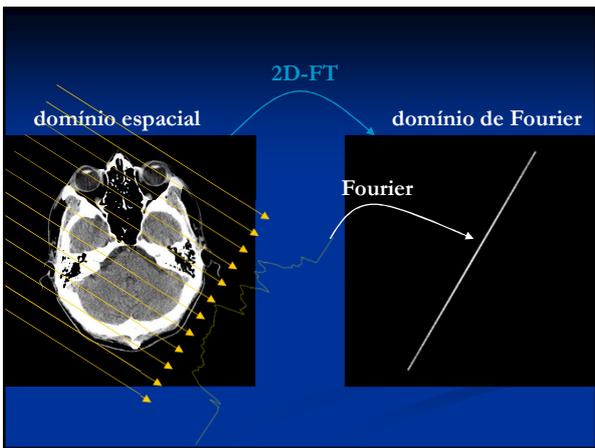
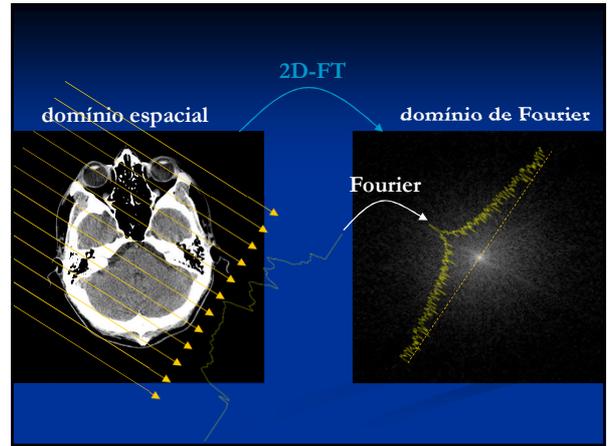
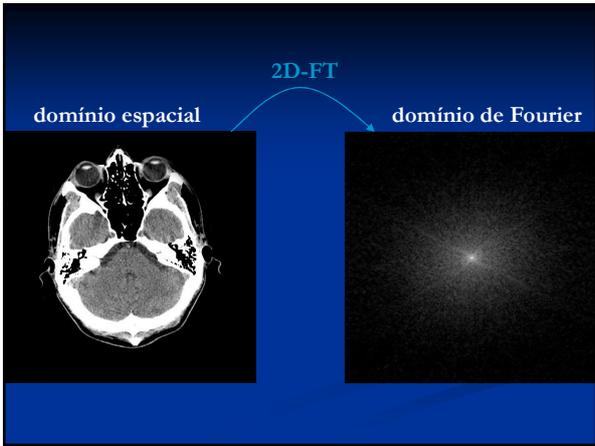
- Princípio básico: teorema da projeção de Fourier



## Teorema de projeção de Fourier

- A transformada de Fourier da projeção de uma imagem é igual à linha da transformada de Fourier da imagem que é paralela a linha de projeção e que passa pela origem.





**projeções** **imagem reconstruída**

$2D-FT^{-1}$

- Antes de fazer a 2D-FT inversa é preciso:
  - Interpolar os dados em um grade uniforme
  - Ponderar os dados: maior peso para altas frequências

## Reconstrução a partir de projeções

- Usando um algoritmo chamado retro-projeção filtrada
- Tenta fazer o processo inverso ao da aquisição

### Retro-projeção (processo inverso ao da projeção)

**aquisição  
(projeção)**

**reconstrução  
(retro-projeção)**

**objeto borrado**

### Retro-projeção: exemplo

$p(r, \theta)$  (sinograma)

imagem original

projeção "retro-projetada"

imagem reconstruída

video

imagem original

projeção "retro-projetada"

imagem reconstruída

$r$   $\theta$

### Porque o objeto aparece borrado?

- A densidade de amostragem nas baixas frequências é maior que nas altas frequências
- As componentes de alta frequência da imagem aparecem atenuadas: efeito "passa-baixas"
- Solução: amplificar as altas frequências para compensar a atenuação
  - Filtro passa-altas

### Retro-projeção filtrada

- Filtrar as projeções com filtro passa-altas antes de fazer a retro-projeção

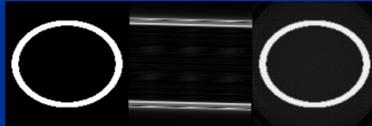
a. Using 3 views      b. Using many views

## Exemplo

- Vídeo: Retro-projeção

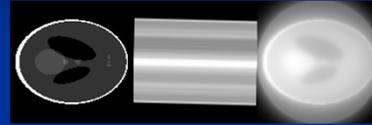


- Vídeo: Retro-projeção filtrada

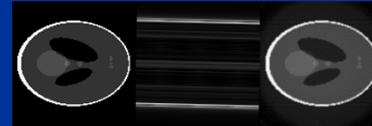


## Exemplo

- Vídeo: Retro-projeção

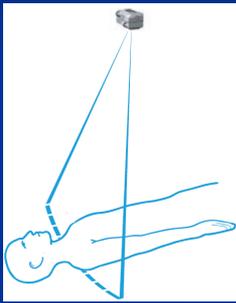


- Vídeo: Retro-projeção filtrada



## Tomografia 3D

corte único

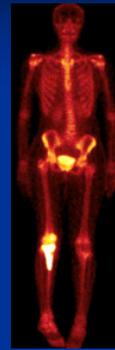


multi-corte

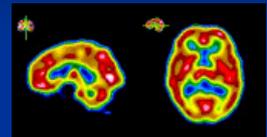


## Medicina Nuclear

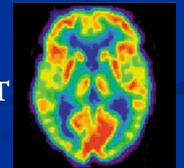
Cintilografia planar



SPECT



PET

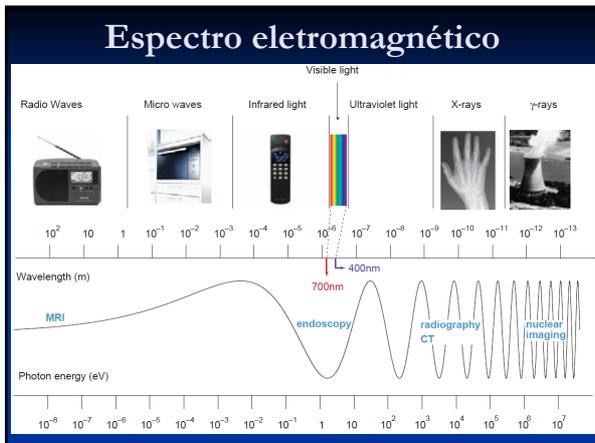


## Aplicações

- Tumores
- Aneurismas
- Fluxo sanguíneo inadequado aos tecidos
- Funcionamento inadequado de órgãos
  
- Raio-X e tomografia mostram a anatomia
- Medicina nuclear mostra os processos fisiológicos
  - Ex: região com mais atividade metabólica, região com maior ou menor fluxo de sangue, etc.

## Princípio básico

- Elementos radioativos são incorporados à moléculas metabolizáveis → injetados no corpo
  - Tipos diferentes para cada função bioquímica
  - Radiação com fótons de alta energia: raios gama
- Regiões com maior metabolismo acumulam maior concentração do elemento radioativo
  - Emitem mais radiação
- A radiação é captada por detectores



## Cintilografia planar ou convencional

- Detecção feita em uma placa plana
- Projecção do objeto 3D em uma placa 2D
- Detectores cristal-fotomultiplicador p/ localização
- Colimadores: só são detectados raios perpendiculares à placa
- Regiões que emitem mais radiação em destaque



## Colimação

- Radiografia e tomografia:
  - Posição da fonte é conhecida
  - Cada fóton está associado a uma linha de projecção (ligando fonte e ponto de detecção)
- Medicina nuclear
  - Posição da fonte é desconhecida
  - É fundamental usar colimação

## Colimadores

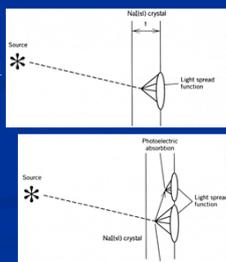
- Furos paralelos
  - Mais comuns
  - Boa resolução e sensibilidade
  - Sem distorção geométrica
- Furos angulados
  - Convergentes: para regiões pequenas
  - Divergentes: para regiões grandes
  - Aumentam ou diminuem as imagens
- Colimadores pinhole
  - Apenas um ou poucos furos
  - Para regiões muito pequenas

## Cintilografia Planar: Funcionamento

- Fótons emitidos do corpo são alinhados pelos colimadores
- A radiação alinhada atinge o cristal em um ponto
- O cristal emite uma cintilação ao redor desse ponto
- A luz do cristal é percebida pelos fotomultiplicadores
- O computador anota a intensidade e a localização de cada flash detectado
- Essa informação é usada para produzir a imagem

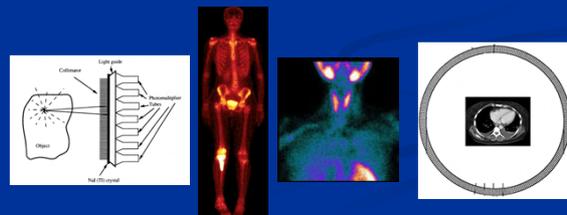
## Resolução

- Quanto mais tubos detectores, melhor a resolução
- O colimador é o fator mais importante para resolução
- Limite: resolução intrínseca do cristal
  - Luz se espalha ao atravessar o cristal
  - Espalhamento Compton e absorção fotoelétrica dentro do cristal causam distorção
- Resolução típica: 3 a 5 mm



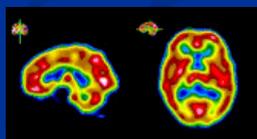
## Limitações

- Na cintilografia planar, as imagens são uma projeção 2D de um objeto 3D (como no raio X)
- A solução da tomografia computadorizada pode ser usada também na medicina nuclear: SPECT



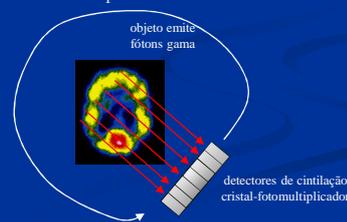
## Cintilografia SPECT

- SPECT
  - Single photon emission computed tomography
  - Tomografia computadorizada por emissão de fóton único



## Princípio de funcionamento

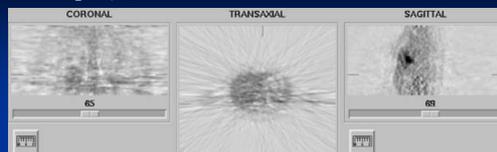
- Regiões com maior metabolismo acumulam maior quantidade de elemento radioativo: tecido emite fótons gama
- Colimadores alinham os fótons com a placa de detecção
- Detectores cristal-fotomultiplicador medem a radiação em cada ângulo: projeções
- Placa detectora gira em volta do paciente



## Reconstrução

- Imagem reconstruída no computador
  - Fonte de raios gama: dentro do paciente
  - Dados ruidosos
  - Algoritmos iterativos

### ■ Retroprojeção filtrada

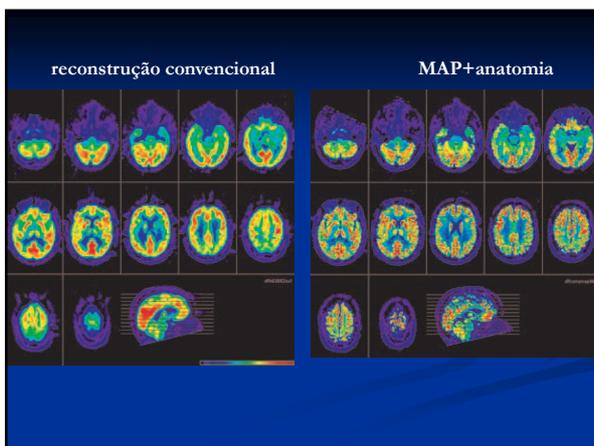
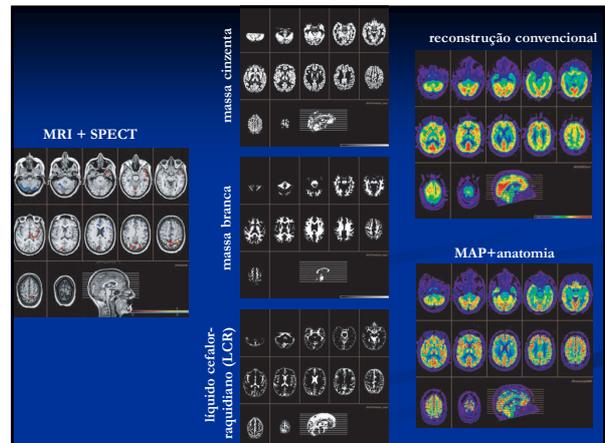


### ■ Algoritmo iterativo (ML-EM)

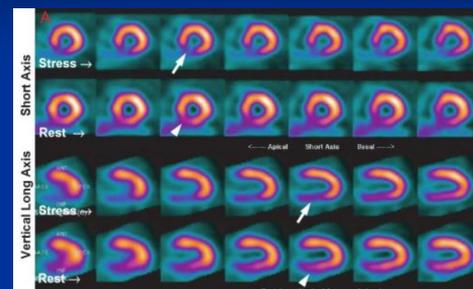


## Reconstrução iterativa com informação anatômica

- Obter imagem anatômica com alta resolução
- Segmentar diferentes tipos de tecidos
- Supor que pixels pertencentes a um mesmo tecido têm atividade radioativa semelhante



## Perfusão miocárdica: SPECT 3D



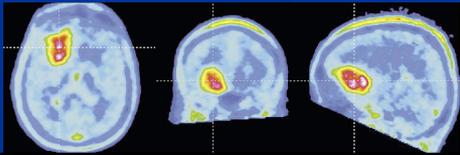
## Considerações

- A aquisição é muito parecida com a da cintilografia planar
  - Os mesmos elementos radioativos podem ser usados
  - A resolução é a mesma: baixa
- De 15 a 20 segundos para adquirir cada projeção
  - Tempo total do exame: 15 a 20 minutos
- Sensitividade baixa
  - Só 0,015% da radiação emitida passa pelos colimadores e chega aos cristais

## Aquisição de dados

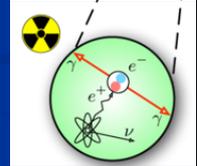
- O hardware de detecção de fótons é bem diferente do usado na tomografia
  - Tomografia: grande quantidade de fótons detectada em pouco tempo
  - Medicina nuclear: pequena quantidade de fótons detectada durante um intervalo maior de tempo
- Detectores otimizados para sensitividade
- Colimação diminui a sensitividade

## Tomografia por emissão de pósitrons: PET

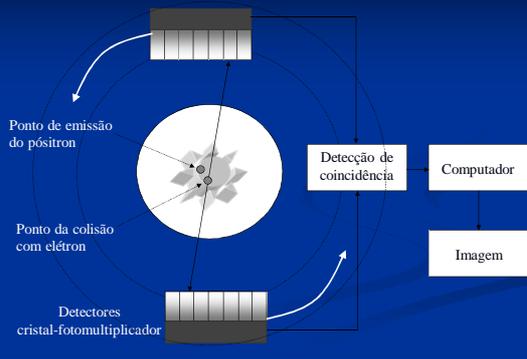


## Emissão de pósitrons

- Injetam-se no paciente moléculas com elementos radioativos
  - Mais comum: fluoro-deoxi-glicose → açúcar, indica atividade metabólica
- Decaimento radioativo
  - Isótopo emite um pósitron (“elétron” com carga positiva)
- O pósitron se choca com um elétron
  - As duas partículas são destruídas
  - Um par de fótons gama é produzido
  - Os dois fótons se movem em direções opostas



## Princípio de funcionamento

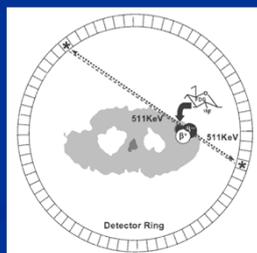


## Colimação em PET

- Dispensa colimação mecânica
- Par de fótons detectado com circuito eletrônico de coincidência
- Origem dos fótons está ao longo da linha que conecta os pontos de detecção
  - Colimação eletrônica
- Maior sensibilidade

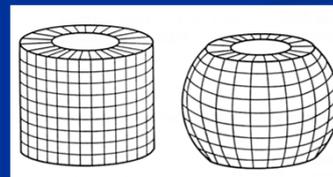
## Anel de detectores

- Mesmo princípio, mas não é preciso girar os detectores
- Todas as projeções são adquiridas simultaneamente

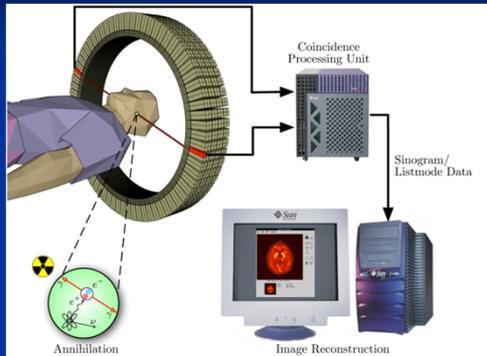


## Sistemas cilíndricos e esféricos

- Volume 3D simultaneamente
- Podem ser feitos em tamanho menor, para determinadas parte do corpo. Ex: cabeça, seio
  - Quanto mais próximo do objeto, melhor resolução

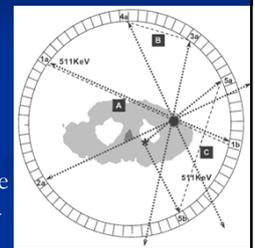


## Diagrama de blocos



## Detecção simultânea de fótons

- A técnica depende da detecção simultânea de um par de fótons se movendo em direções opostas
- Fótons que não chegarem em pares opostos (dentro de uma janela de poucos nanossegundos) são ignorados



## Resolução espacial

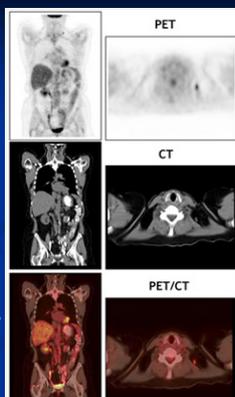
- A detecção simultânea garante que os fótons foram emitidos em algum lugar ao longo da linha formada pelo par de detectores
  - Quanto mais detectores, melhor resolução
- PET: melhor resolução da medicina nuclear
- Limitação:
  - Colisão pósitron-elétron não ocorre no mesmo ponto de onde o pósitron foi emitido
  - Limite de resolução: 2 a 3 mm

## Radionuclídeos

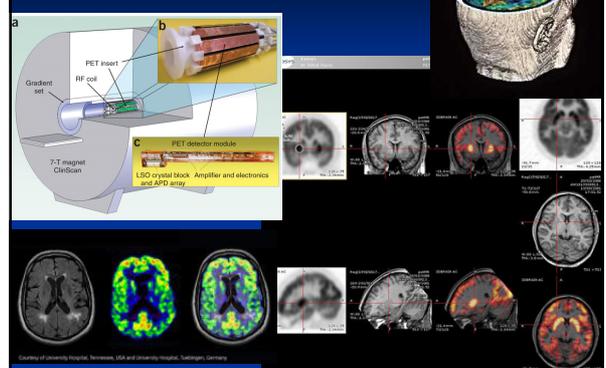
- Muitos radionuclídeos que emitem pósitrons têm baixo número atômico
  - Outra grande vantagem do PET
  - Meia-vida curta: baixas dosagens
- Muitos têm forte afinidade fisiológica com o corpo humano:  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$ 
  - Relacionados com processos metabólicos

## Aparelho TC/PET

- Exames de tomografia computadorizada e PET são feitos no paciente durante a mesma seção, na mesma máquina
- Ajuda a associar pontos de atividade metabólica com regiões dos órgãos estudados



## PET + Ressonância magnética



# Ultrassonografia



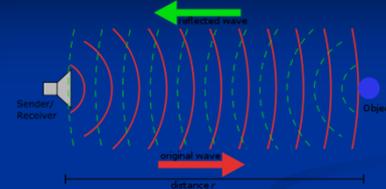
# Ultrassonografia

- Seguro, transportável e barato
- Não requer infraestrutura especial
- Tempo real
- Método mais usado quando clinicamente útil
- Limitado a:
  - Tecido macio, fluidos, pequenas calcificações
  - Próximo a superfície
  - Requer janela acústica: não atravessa ossos

# Histórico

- Usado clinicamente a mais de meio século
  - Primeiro uso p/ diagnóstico em 1942
  - Primeiras imagens na década de 50
  - Grandes melhorias nas décadas de 80 e 90

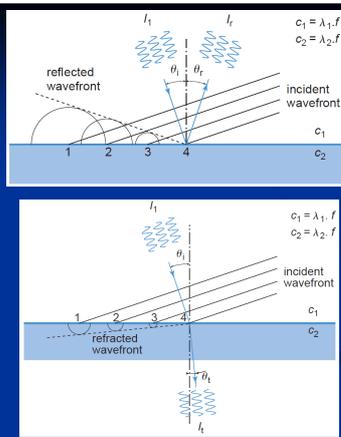
# Ultrassonografia



- Mede a refletividade acústica
- Atraso ↔ distância
- Deslocamento em frequência (efeito Doppler): indica a velocidade do alvo
  - Fluxo sanguíneo

# Propagação

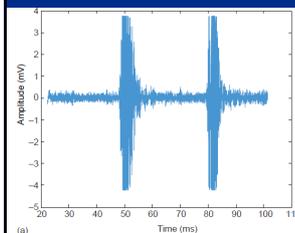
- Na interface entre 2 tecidos
  - Reflexão
  - Refração



# Reflexões de espalhamento

objeto homogêneo na água:

objeto não-homogêneo na água:



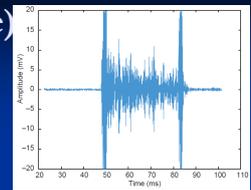
Reflexões ocorrem principalmente nas interfaces, mas também no interior de um tecido não-homogêneo

## Imageamento

- Pulsos são utilizados para obter informação espacial.
- A aquisição dos dados pode ser feita de três formas diferentes:
  - Modo A
  - Modo M
  - Modo B

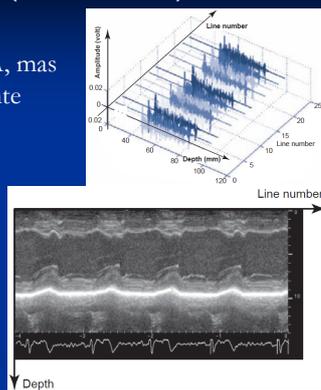
## Modo A (amplitude)

- Princípio do “eco pulsado”
- Pulso é transmitido pelo transdutor
- Ondas refletidas são medidas pelo transdutor
  - Atraso → distância
  - Amplitude → refletividade acústica
- Sinal medido é chamado de sinal de RF por causa da faixa de frequência (faixa dos MHz)



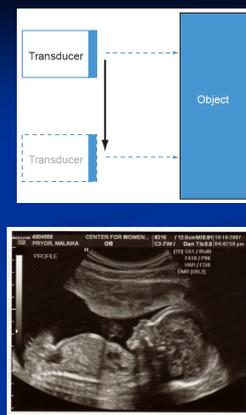
## Modo M (movimento)

- Equivale ao modo A, mas medido repetidamente
- Usado para objetos dinâmicos
  - Ex: visualizar contração do miocárdio



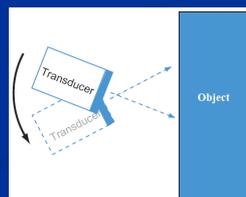
## Modo B (brilho)

- Modo mais usado
- Transdutor é transladado
- Imagem 2D:
  - obtida com uma série de aquisições modo A
- Vídeo:
  - obtido com uma série de aquisições modo M



## Janela acústica

- Osso tem alto coeficiente de atenuação
- Ondas de som chegam ao coração por entre as costelas → “janela acústica”
  - Pequena!
- Transdutor é inclinado ao invés de transladado



## Tempo de aquisição

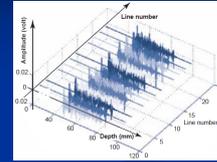
- Profundidade: 20 cm
  - Ir e voltar: 40 cm
- Velocidade do som no tecido: 1540 m/s
- Tempo de aquisição de cada linha: 267  $\mu$ s
- Imagem com 120 linhas:
  - Tempo de aquisição = 32 ms
- Framerate: 30 fps

## Resolução temporal

- Para melhorar: reduzir o número de linhas
  - Piora resolução espacial
- Scanners mais modernos adquirem múltiplas linhas simultaneamente
  - Taxas de 70 a 80 fps são alcançadas

## Reconstrução

- Transforma isto:

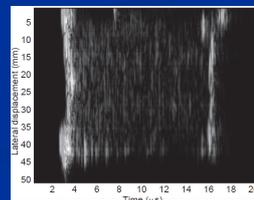
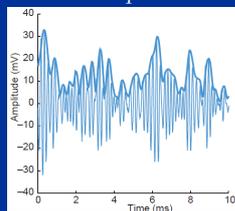


- Nisto:



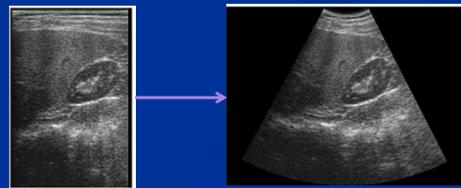
## Detecção de envoltória

- As oscilações de alta frequência (MHz) não são relevantes
  - Removidas pela detecção de envoltória
- Filtro em quadratura ou transform. de Hilbert



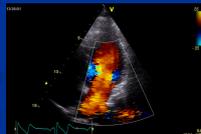
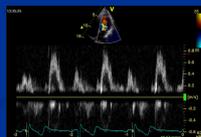
## Conversão do escaneamento

- Usada quando a imagem é obtida inclinando o transdutor
  - Problema: amostras em uma grade polar
- Solução: interpolar para uma grade retangular
- Também chamado de “reconstrução de setor”



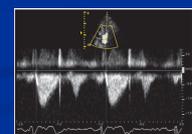
## Imageamento Doppler

- Usado para visualizar velocidade:
  - Fluxo sanguíneo
  - Movimento do miocárdio
- Abordagens:
  - Doppler de onda contínua
  - Doppler de onda pulsada
  - Fluxo a cores



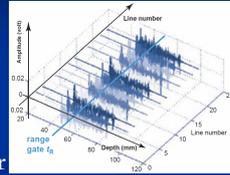
## Doppler de onda contínua

- Onda senoidal transmitida continuamente
- Reflexão medida por um 2º cristal
- Não fornece informação sobre profundidade
- Freq. recebida é comparada com a transmitida
  - Deslocamento em frequência → velocidade
- Freq. Doppler na faixa audível
  - Som agudo: alta velocidade
  - Som grave: baixa velocidade



## Doppler de onda pulsada

- Posição espacial específica
- Pulsos transmitidos com determinada frequência de repetição
- Não usa o princípio Doppler
  - Supõe que o sinal recebido não sofreu deslocamento em frequência:  $f_R = f_T$
  - Movimento resulta em variação no atraso do pulso recebido



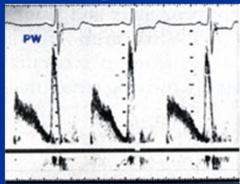
## Onda pulsada vs. onda contínua

- Doppler de onda pulsada:
  - Distribuição de velocidades para um pixel
  - Não é capaz de medir velocidades altas (>1.5 m/s)
  - Usada para descobrir onde está o fluxo anormal
- Doppler de onda contínua:
  - Não há localização espacial
    - Distribuição de velocidades ao longo de toda uma linha
  - Usada para medir a velocidade de pico do fluxo

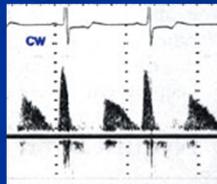
## Onda pulsada vs. onda contínua

- Onda pulsada:
  - Melhor localização espacial do fluxo
  - Fluxo laminar = faixa estreita de velocidades

onda pulsada

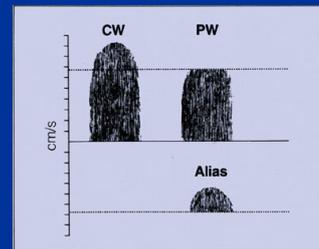


onda contínua



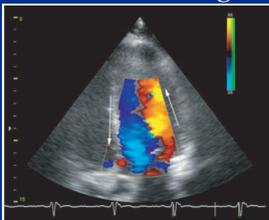
## Onda pulsada vs. onda contínua

- Onda pulsada: sofre com *aliasing* para velocidades altas

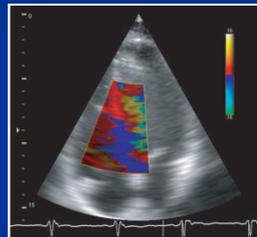


## Fluxo a cores

velocidade do sangue



velocidade do miocárdio



## Fluxo a cores

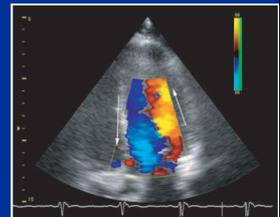
- Semelhante ao Doppler de onda pulsada
- Doppler de onda pulsada:
  - Velocidade calculada a partir de amostras de vários pulsos
  - Mede a distribuição de velocidades
- Fluxo a cores:
  - Velocidade é calculada a partir de somente 2 pulsos
  - Diferença de fase entre 2 reflexões → 1 velocidade

## Fluxo a cores: localização espacial

- O pulso refletido traz informação sobre uma linha inteira
- Analisa-se segmentos dos pulsos separadamente
  - Cada segmento = uma posição espacial
    - Velocidade em cada ponto ao longo da linha
  - Varredura 2D = mapa de velocidades

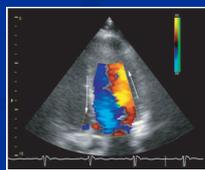
## Fluxo a cores: mapa de velocidade

- A imagem morfológica pode ser obtida a partir dos mesmos dados
- Mapa de velocidades sobreposto à imagem morfológica
  - Vermelho: velocidade na direção do transdutor
  - Azul: velocidade na direção oposta



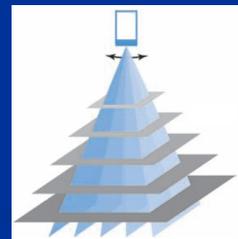
## Fluxo a cores: resolução temporal

- Tempo de aquisição igual a:
  - No. de pulsos para estimativa de velocidade (3 a 7) vezes
  - Tempo de aquisição de uma imagem modo B (32 ms para uma imagem com 120 linhas)
- Total: 100 a 200 ms
- Para melhorar:
  - Reduzir número de linhas (FOV)
  - Velocidades medidas só na região de interesse



## Transdutores para imageamento 3D

- Forma mais fácil: rotacionar ou balançar o transdutor phased-array



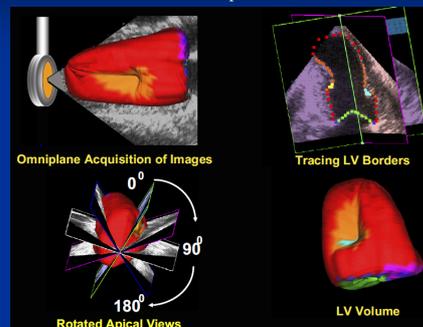
## Imageamento 3D



- Paciente não pode se mover durante movimento do transdutor

## Ecocardiografia 3D

sincronizar pelo ECG

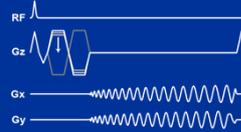


## Agente de contraste: micro-bolhas

- Sangue injetado com bolhas de ar microscópicas:
  - Espalhamento significativo
  - Aumenta a refletividade acústica do sangue
  - Sangue fica mais brilhante que o tecido
- Perfusão de sangue nos órgãos
- Visualização de cavidades com fluido



## Ressonância Magnética



## Ressonância Magnética (RM)

- Radiação não-ionizante
  - Campos magnéticos
  - Pulsos eletromagnéticos
- Bastante utilizada para todas as regiões do corpo
  - Excelente para tecido macio
  - Ruim para ossos
- 10 vezes mais caro que as demais técnicas

## Apelidos

- RM: Ressonância Magnética
- RMN: Ressonância Magnética Nuclear
  - Pois são estudados os núcleos dos átomos
  - A técnica NÃO utiliza elementos radioativos!
  - Nos EUA: NMR (sigla quase não se usa mais)
- MRI: Magnetic Resonance Imaging
  - A sigla MRI é amplamente usada nos EUA

## RM: Histórico

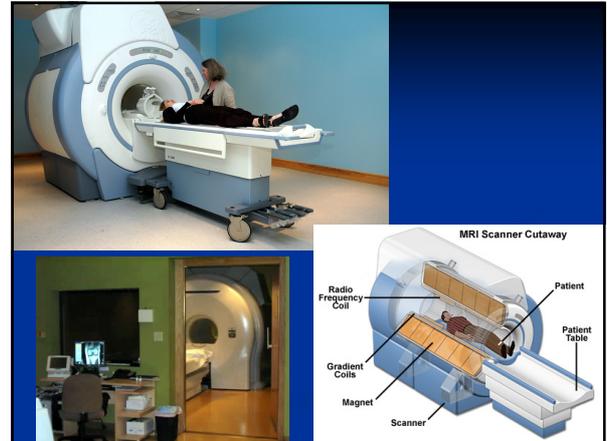
- Criada na década de 40 por Bloch e Purcell para análises químicas e biológicas
  - Avaliava a concentração de diferentes núcleos
  - Nobel de Física (1952)
  - Não era possível localizar espacialmente os núcleos
- Lauterbur – 1973
  - Propôs o uso de gradientes magnéticos para localização espacial → Primeira imagem
  - Permitiu o uso *in vivo*
  - Nobel de Medicina (2003)
- Uso clínico a partir da década de 80

## O que é medido com RM?

- Concentração de núcleos  $^1\text{H}$  no tecido
- Algumas propriedades químicas desses núcleos no tecido ( $T_1$ ,  $T_2$ )
- Existem métodos para medir:
  - Velocidade dos núcleos (fluxo sanguíneo)
  - Função cerebral
  - Perfusão miocárdica
  - etc.

## RM: Limitações

- Aquisição lenta
  - Existem técnicas de aquisição rápida: baixa qualidade
- Incompatibilidade com implantes metálicos e marca-passo
- Custo elevado:
  - ~2 milhões de dólares (nos EUA)



## RM: Riscos e Contra-indicações

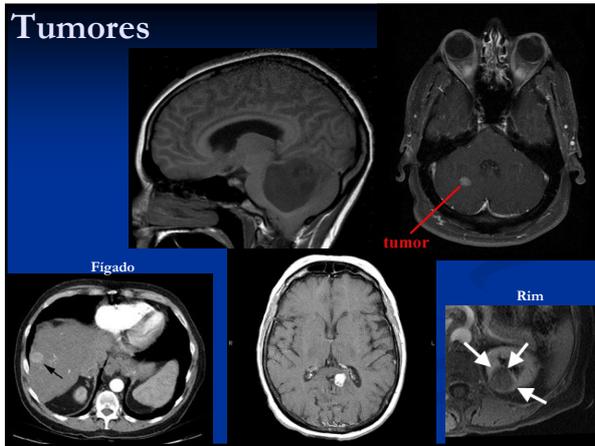
- Claustrofobia
- Pulsos de RF: queimaduras
- Campo magnético variando
  - Ruído sonoro
  - Estimulação de nervos
- Agente de contraste: complicações renais

## RM: Riscos e Contra-indicações

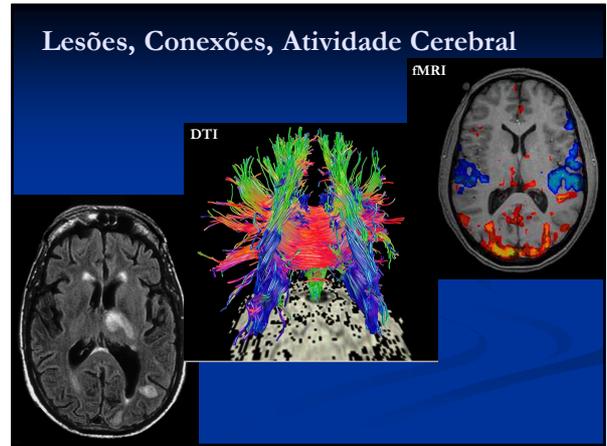
- Campo magnético fortíssimo (0.5T a 7T)
  - Campo magnético da Terra: 30 a 60  $\mu$ T
  - Atrai objetos ferromagnéticos com MUITA força
- Contra indicações:
  - Implantes metálicos, marca-passo, alguns tipos de tatuagem, etc.



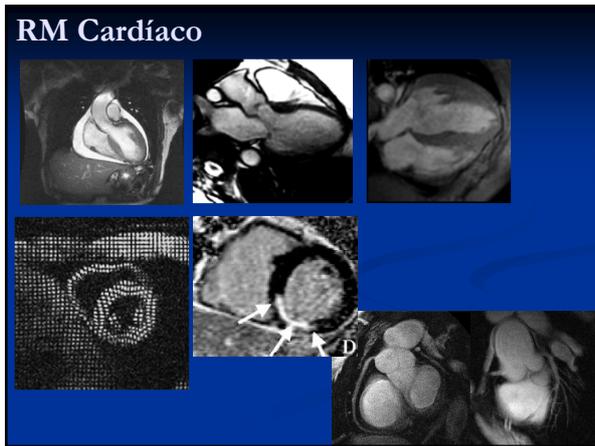
## Tumores



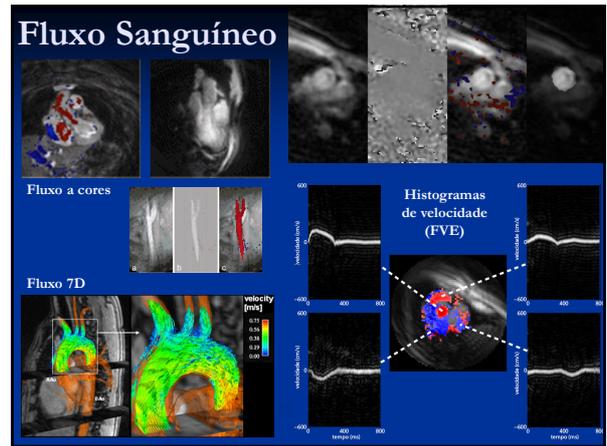
## Lesões, Conexões, Atividade Cerebral



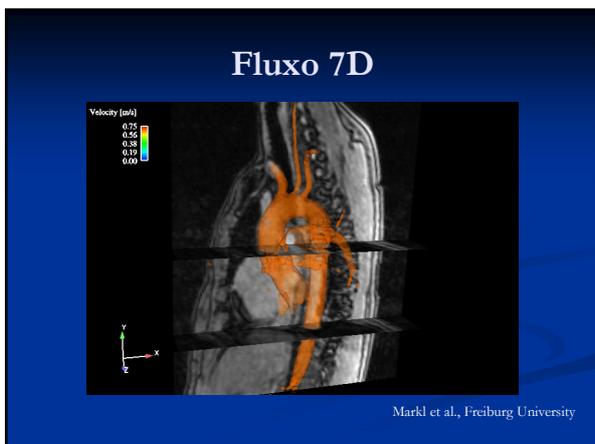
## RM Cardíaco



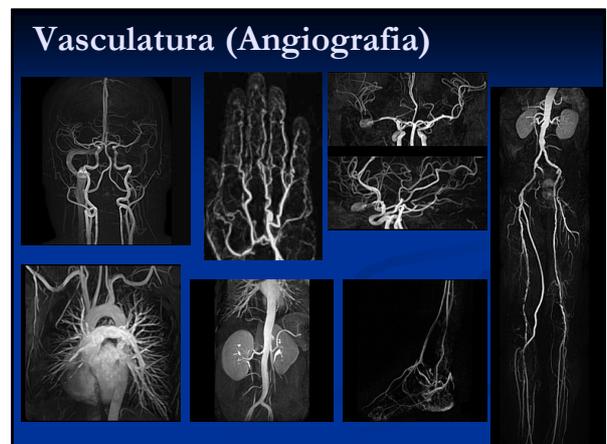
## Fluxo Sanguíneo



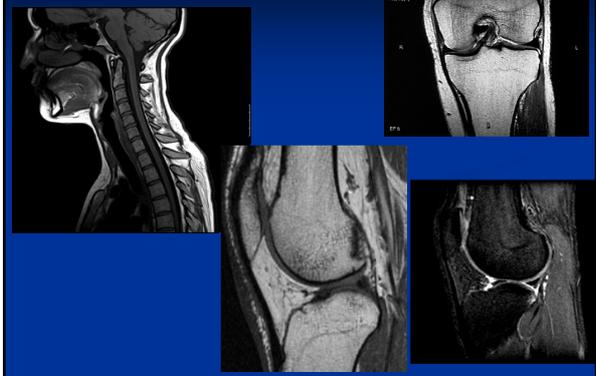
## Fluxo 7D



## Vasculatura (Angiografia)



# Coluna, ligamentos



# Espectroscopia

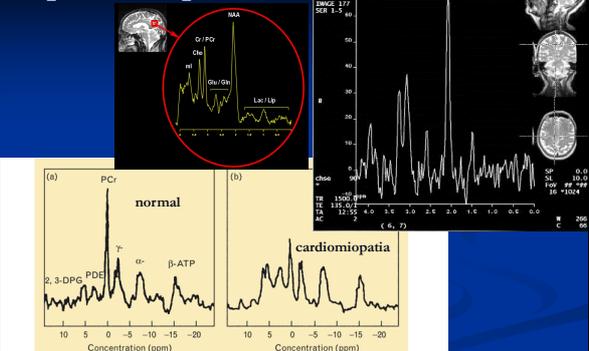
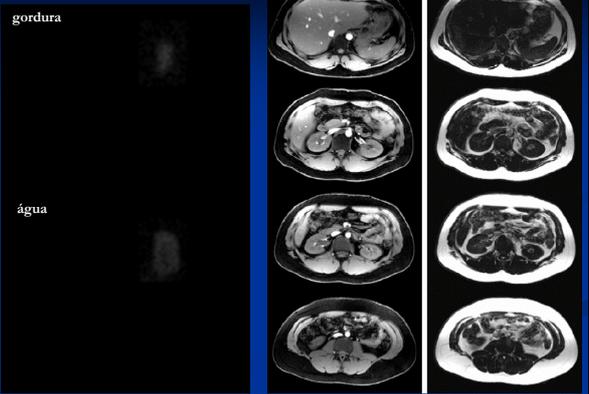


Figure 1. Typical phosphorus-31 magnetic resonance spectra (a) from a volunteer and (b) from a patient with severe dilated cardiomyopathy. In the patient, the phosphocreatine (PCr)-ATP ratio is markedly reduced. 2,3-DPG, 2,3-bisphosphoglycerate; PDE, phosphodiesterase; ppm, parts per million. (Modified from Neubauer et al [6] with permission.)

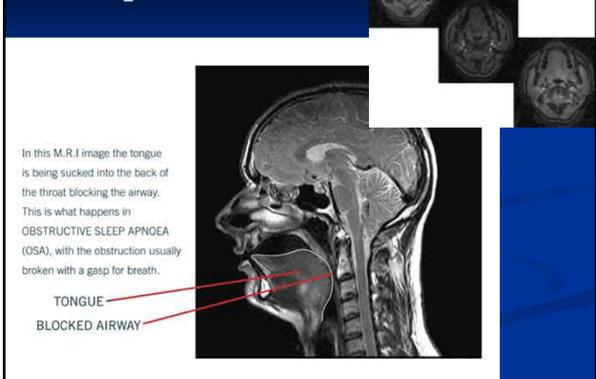
# Intervenção guiada por RM



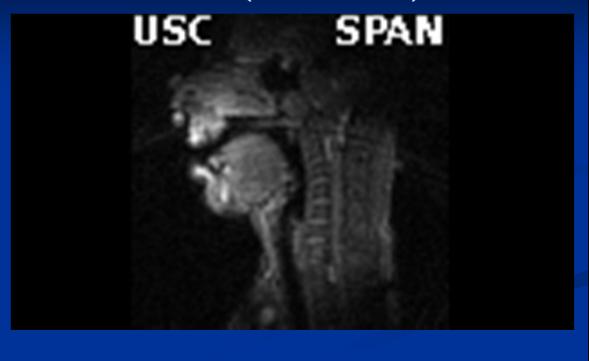
# Obesidade



# Apneia do Sono



# Fala (trato vocal)





### Elastografia

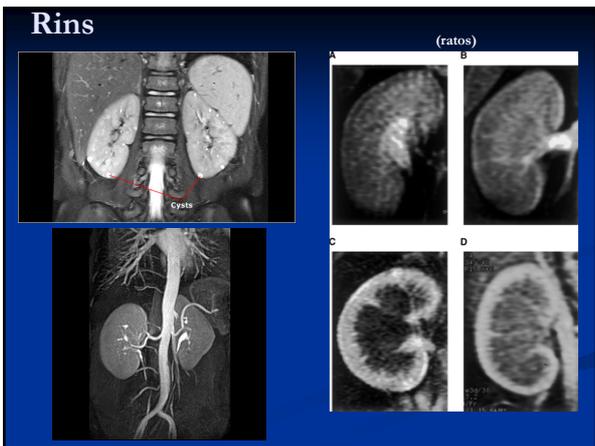
#### Acoustic Driver System for MRE

Acoustic waves at 60Hz  
Imaging time: 15 sec

Shear Stiffness (kPa)

Active Driver

Passive Driver



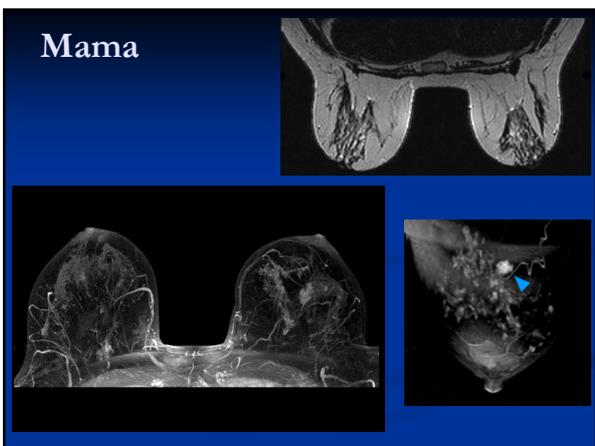
### Pulmões

T2 image

P1q2 Map (kPa)

Regional Fractional Ventilation

www.visionethz.ch/4dmf  
motion@vision.ea.ethz.ch





### Mecanismo de contraste

- Quase sempre se mede a distribuição espacial dos núcleos (prótons) de hidrogênio ( $^1\text{H}$ )
  - Abundância nos tecidos (água)
  - Spin: momento angular na presença de campo magnético
- Qualquer núcleo que possua spin pode ser estudado

### Outros núcleos que podem ser estudados

- Abundantes no corpo: podem ser medidos diretamente
  - Sódio-23 ( $^{23}\text{Na}$ )
  - Fósforo-31 ( $^{31}\text{P}$ )
- Isótopos gasosos: hiper-polarizados\* e depois inalados
  - Hélio-3 ( $^3\text{He}$ )
  - Xenônio-129 ( $^{129}\text{Xe}$ )
  - Imagens dos pulmões
- Administrados em forma líquida (sem hiper-polarização)
  - Oxigênio-17 ( $^{17}\text{O}$ )
  - Carbono-13 ( $^{13}\text{C}$ )
  - Flúor-19 ( $^{19}\text{F}$ )
  - Vasculatura e perfusão dos pulmões

\* Hiper-polarização é a polarização do spin nuclear de um material, muito acima das condições de equilíbrio térmico.

### Frequência de Larmor

- Frequência de precessão do núcleo
- Depende da constante giromagnética do núcleo:
 
$$(\gamma/2\pi) = 42,6 \text{ MHz/T} \quad (\text{para } ^1\text{H})$$
- E depende da intensidade do campo magnético!
 
$$\omega = \gamma B$$

### Elementos de um scanner

- Campo magnético  $B_0$ 
  - Campo muito forte (ex: 3T), uniforme, paralelo a z
- Campo magnético  $B_1$ 
  - Campo fraco (ex: 10  $\mu\text{T}$ ), uniforme, perpendicular a z
  - Oscilatório (60 MHz em um 1,5T, para  $^1\text{H}$ )
  - Criado por um pulso eletromagnético (pulso de RF)
- Gradientes magnéticos:  $G_x, G_y, G_z$ 
  - Campo magnético médio (ex: 10 mT), espacialmente variável, paralelo a z
  - $B_0(x,y,z) = G_x x + G_y y + G_z z$

### Polarização

Com campo magnético  $\vec{B} = (0, 0, B_0)$

Sem campo magnético

A magnetização total é nula!

O campo  $B_0$  está sempre ligado!!!!

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

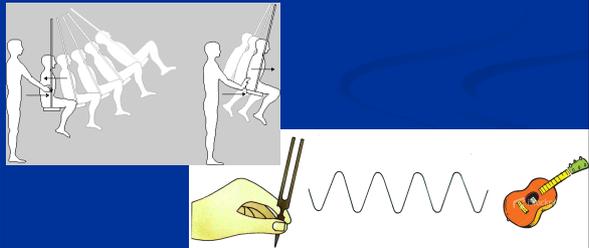
Um pouco mais da metade dos spins (7 : 1.000.000 @ 3T) aponta na direção do campo. Isso é o suficiente para gerar uma magnetização mensurável.

A magnetização total é proporcional à intensidade de  $B_0$ .

Quanto maior a magnetização, maior a intensidade de sinal e a SNR.

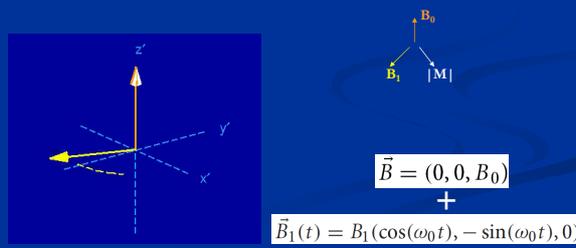
## O princípio da ressonância

- Para maximizar a transferência de energia, esta deve ser aplicada na mesma frequência em que o objeto oscila



## Excitação

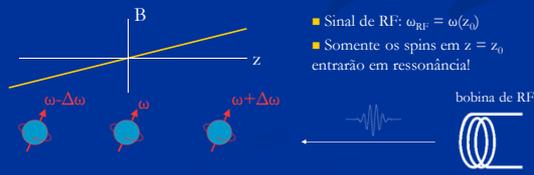
- Campo  $B_1$ : sinal de RF que excita os núcleos
- Bobinas de transmissão e recepção



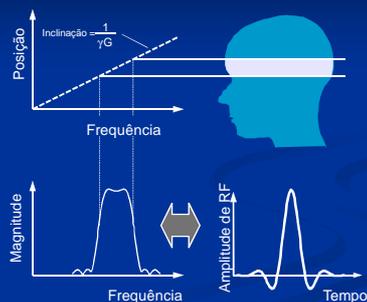
## Seleção de Corte

$$\mathbf{B} = (0, 0, B_0 + G_z z)$$

- Frequência de precessão:  $\omega = \gamma B$
- Ligando gradiente  $G_z$ 
  - $B$  varia com posição espacial:  $B(z) = B_0 + G_z z$
  - $\omega$  varia com posição espacial:  $\omega(z) = \gamma B(z)$

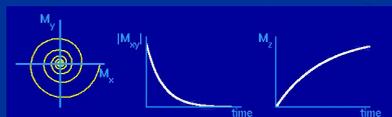


## Seleção de Corte



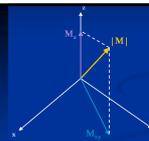
## Relaxamento

- Imediatamente após o "flip" ( $90^\circ$ ):
  - $M_z = 0$
  - $M_{xy} = |M| = M_0$
- Ao se desligar o campo  $B_1$ , os spins tendem a se realinhar com o campo  $B_0$ 
  - A precessão ao redor de  $B_0$  continua, gerando um sinal que pode ser detectado com uma bobina de recepção
- $M_z$  aumenta, até voltar ao valor inicial ( $M_0$ )
- $M_{xy}$  diminui, até desaparecer ( $M_{xy}=0$ )



## Constantes de Relaxamento

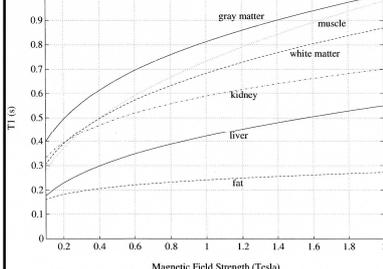
- $T_1$ : Constante de tempo de recuperação longitudinal
  - $M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$
  - $T_1$  é o tempo que leva para  $M_z$  se recuperar 63%
- $T_2$ : Constante de tempo de relaxamento transversal
  - $M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2}$
  - $T_2$  é o tempo que leva para  $M_{xy}$  diminuir 63%



- $M_{xy}$  é mais sensível do que  $M_z$  a flutuações de campo causadas pelo movimento dos dipolos magnéticos nas proximidades (outros spins)
  - $M_z$  é afetado por flutuações no plano x-y apenas
  - $M_{xy}$  é afetado por flutuações tanto no plano x-y quanto no eixo z
- Conseqüentemente:  $T_2 \leq T_1$
- $|M|$  não é uma constante!
  - $M_{xy}$  pode zerar antes de  $M_z$  voltar ao valor inicial



### T1 e T2 p/ diferentes tecidos

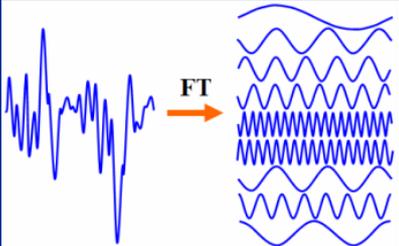


Tissue	T <sub>2</sub> (ms)
gray matter	100
white matter	92
muscle	47
fat	85
kidney	58
liver	43

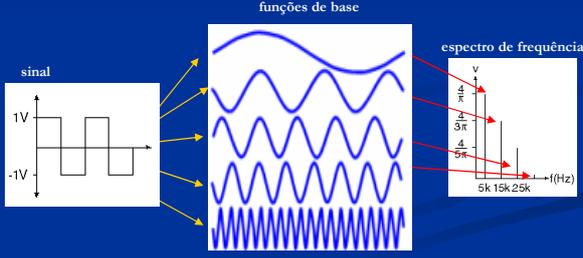
- T<sub>1</sub> e T<sub>2</sub> são características inerentes aos diferentes tecidos
- O valor de T<sub>1</sub> aumenta quando se aumenta B<sub>0</sub>
- O valor de T<sub>2</sub> é praticamente independente de B<sub>0</sub>

### Revisão: Transformada de Fourier

- Operação matemática que representa um sinal por uma soma de ondas senoidais (senos e cossenos)



### Cálculo da transformada de Fourier: produto interno entre o sinal e cada função de base



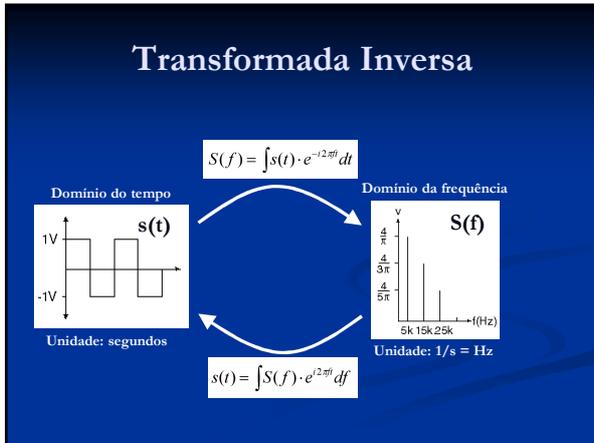
### Formalismo

- Transformada de Fourier:
  - função de base  $\varphi_f(t)$
  - $\varphi_f(t) = \cos(2\pi ft) + i \cdot \sin(2\pi ft) \rightarrow \varphi_f(t) = e^{i2\pi ft}$
  - produto interno do sinal  $s(t)$  com a função de base  $\varphi_f(t)$

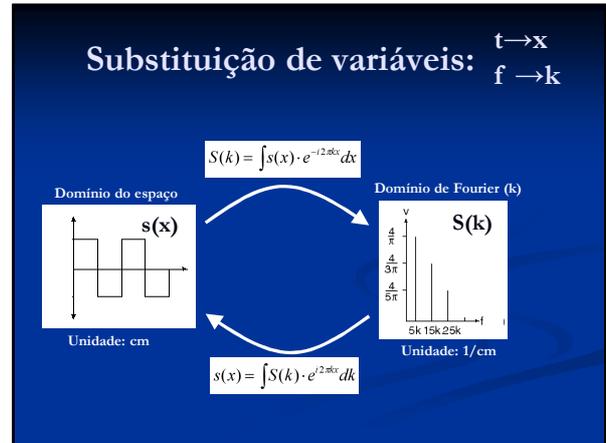
$$S(f) = \int s(t) \cdot e^{-i2\pi ft} dt$$


Description	Time Series	Fourier Expansion	Power Spectrum
A pure 5kHz sine wave measuring 1 volt peak		$v(t) = 1\sin(\omega_1 t)$ $\omega_1 = 2\pi(5\text{kHz})$	
A pure 5kHz and 10kHz sine wave, each measuring 1 volt peak, added together		$v(t) = 1\sin(\omega_1 t) + 1\sin(\omega_2 t)$ $\omega_1 = 2\pi(5\text{kHz})$ $\omega_2 = 2\pi(10\text{kHz})$	
A pure 5kHz, 10kHz, and 20kHz sine wave, each measuring 1 volt peak, added together		$v(t) = 1\sin(\omega_1 t) + 1\sin(\omega_2 t) + 1\sin(\omega_3 t)$ $\omega_1 = 2\pi(5\text{kHz})$ $\omega_2 = 2\pi(10\text{kHz})$ $\omega_3 = 2\pi(20\text{kHz})$	
A pure 5kHz square wave measuring 1 volt		$v(t) = \frac{4}{3\pi} \sin(\omega_1 t) + \frac{4}{5\pi} \sin(\omega_3 t) + \dots$ $\omega_1 = 2\pi(5\text{kHz})$ $\omega_2 = 2\pi(15\text{kHz})$ $\omega_3 = 2\pi(25\text{kHz})$	

## Transformada Inversa

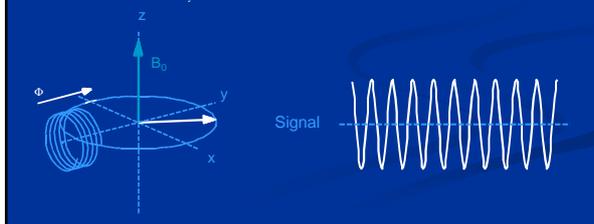


## Substituição de variáveis: $t \rightarrow x$ $f \rightarrow k$

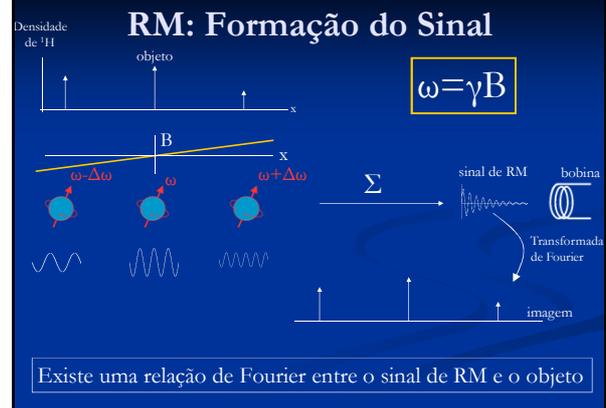


## Recepção de sinal

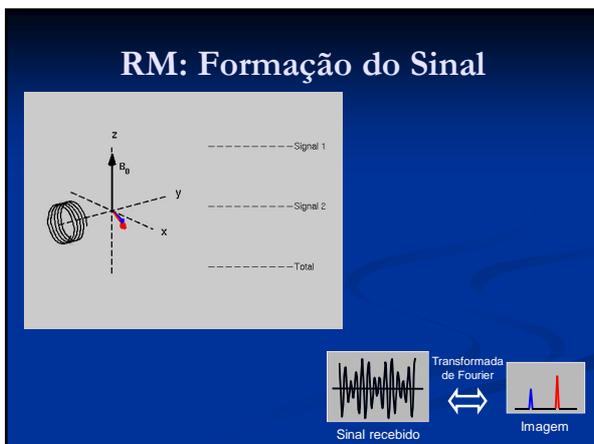
- O campo eletromagnético gerado pela precessão dos spins durante o relaxamento é detectado por uma bobina (indução de tensão)
  - Apenas  $M_{xy}$  é detectado!



## RM: Formação do Sinal



## RM: Formação do Sinal



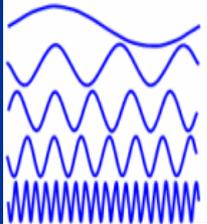
## Transformada de imagens: 2D-FT

- Duas dimensões espaciais:  $x, y$
- Duas dimensões "frequenciais":  $k_x, k_y$
- Transformada de Fourier bi-dimensional:
  - Toma-se a transformada ao longo de  $x$
  - A seguir, toma-se a transformada ao longo de  $y$

$$m(x, y) \xrightarrow{F_x} m(k_x, y) \xrightarrow{F_y} M(k_x, k_y)$$

### Bases da Transformada de Fourier

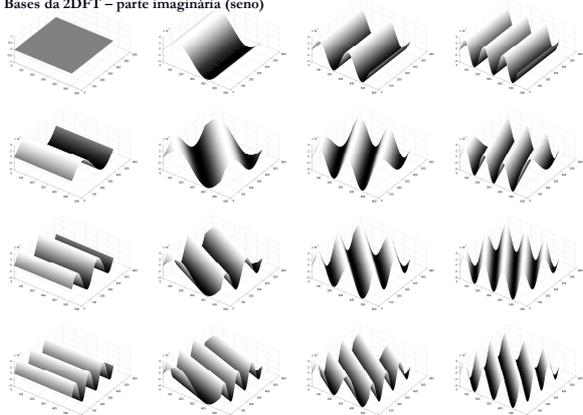
1D



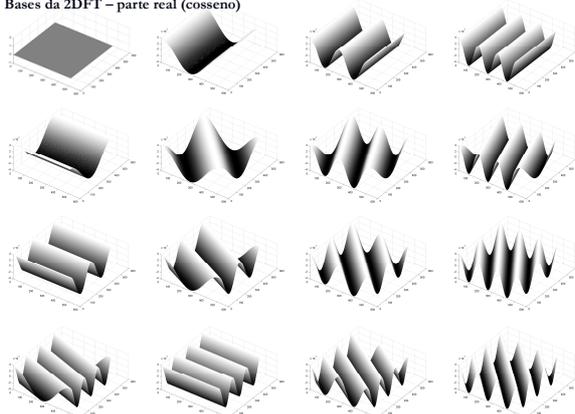
2D

?

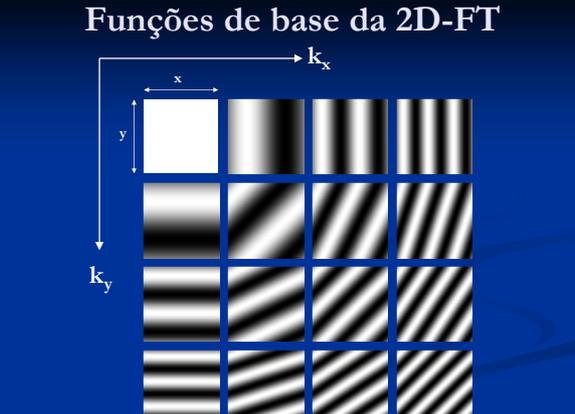
### Bases da 2DFT – parte imaginária (seno)



### Bases da 2DFT – parte real (cosseno)

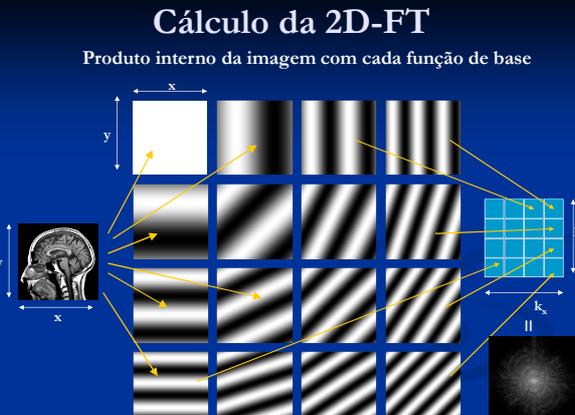


### Funções de base da 2D-FT



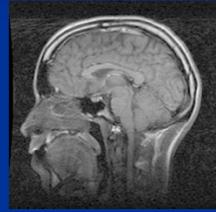
### Cálculo da 2D-FT

Produto interno da imagem com cada função de base



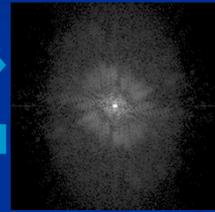
### Espaço-k

Imagem  
(Domínio Espacial)



2D-FT

Espaço-k  
(Domínio da "Frequência")



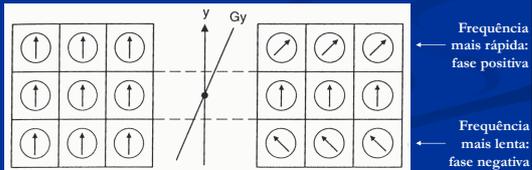
$\xleftarrow{2D-FT^{-1}}$

Imagens de RM são adquiridas no espaço-k.  
Para se obter MxN pixels de imagem, devem-se adquirir MxN amostras do espaço-k.

## 2DFT: Codificação na Fase

$$\mathbf{B} = (0, 0, B_0 + G_y y)$$

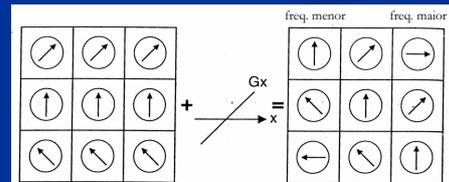
- $G_y$  é usado para codificar a informação espacial do eixo y na fase dos spins
  - Inicialmente: todos os spins estão em fase
  - Liga-se  $G_y$ : spins precessam com frequências distintas
  - Desliga-se  $G_y$ : spins estarão com fases diferentes



## 2DFT: Codificação na Frequência

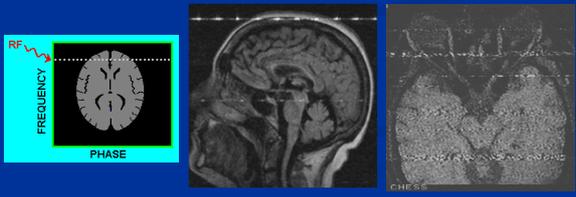
$$\mathbf{B} = (0, 0, B_0 + G_x x)$$

- $G_x$  é usado para codificar a informação espacial do eixo x na frequência dos spins
  - Após desligar  $G_y$ : spins defasados no eixo y, em fase no eixo x
  - Liga-se  $G_x$ : spins no eixo x precessam com frequências distintas
  - Adquire-se o sinal com  $G_x$  ligado
  - Sabendo-se a fase e a frequência do spin, sabe-se a coordenada x,y

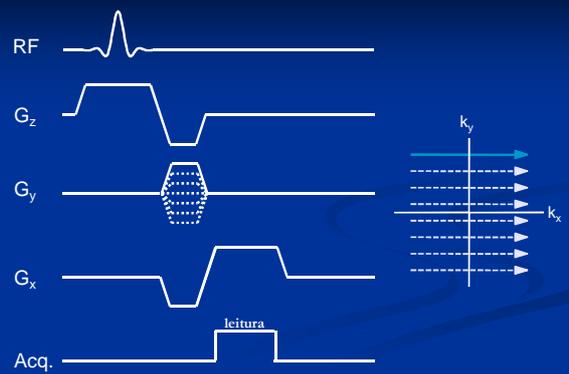


## Artefatos de "Zipper"

- Interferência em uma frequência específica
  - Durante a aquisição, cada frequência está associada com uma posição espacial ao longo do eixo x
  - Distorção aparece como uma linha na imagem
- Solução: sala deve ser magneticamente blindada



## Sequência de Pulso: 2DFT

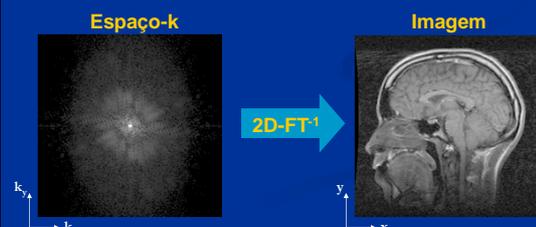


## Resumo (aquisição 2DFT axial)

- Polarização:
  - O campo  $B_0$  polariza os spins  $^1\text{H}$ , gerando uma magnetização total não-nula
- Excitação:
  - Usa-se um gradiente perpendicular ao plano do corte ( $G_z$ )
  - Aplica-se um pulso de RF (campo  $B_1$ ) tunado na frequência dos spins que se deseja excitar
  - A magnetização dos spins em ressonância gira do eixo z para o plano x-y
- Aquisição:
  - $G_y$  é usado para codificar informação espacial do eixo y na fase dos spins
  - $G_x$  é usado para codificar informação espacial do eixo x na frequência de precessão dos spins
  - A precessão de relaxamento no plano x-y é detectada por uma bobina
  - O sinal recebido é a transformada de Fourier do objeto:  $M(k_x, k_y)$
- Reconstrução:
  - Usa-se a transformada inversa para obter a imagem:  $m(x, y)$

## Reconstrução de imagens de RM

- Dados adquiridos:  $M(k_x, k_y)$
- Dados desejados:  $m(x, y)$
- Solução: transformada de Fourier inversa



### Resolução e FOV

**Imagem (Domínio Espacial)**

**Espaço-k (Domínio da "Frequência")**

FOV = field-of-view → tamanho da imagem  
 $\Delta x$  = resolução espacial → tamanho do pixel

Adquirir amostras mais próximas:  $\uparrow$ FOV  
 Adquirir porção maior do espaço-k:  $\downarrow \Delta x$

### Truncamento em $k_x, k_y \rightarrow$ Borramento em $x, y$

→ 2D-FT<sup>-1</sup> →

→ 2D-FT<sup>-1</sup> →

$\uparrow \Delta x$   
tam. do pixel aumenta  
resolução piora (borramento)

### Amostragem em $k_x, k_y \rightarrow$ Réplicas em $x, y$

→ 2D-FT<sup>-1</sup> →

→ 2D-FT<sup>-1</sup> →

Discretizado e truncado      Replicado e borrado

### Sobreposição (aliasing) em RM

→ 2D-FT<sup>-1</sup> →

### Trajétórias no espaço-k

**2D Fourier Transform (2DFT)**

- Mais usada em geral
- Excelente qualidade de imagem
- Aquisição lenta

**Echo-Planar Imaging (EPI)**

- Muito usada para fMRI
- Aquisição rápida
- Fantasma na imagem

**Espiral**

- Usada principalmente para RM cardíaco (1.5T)
- Aquisição muito rápida
- Baixa qualidade de imagem

**Projection Reconstruction (PR)**

- Muito usada para angiografia 3D
- Aquisição muito lenta
- Densidade não uniforme

### Sequência de Pulso: 2DFT

TE: tempo p/ eco  
É o tempo entre excitar e cruzar o centro do espaço-k

TR: tempo de repetição  
É o tempo total que a sequência leva, até que possa-se excitar de novo

### Sequência de Pulso: Espiral

- A aquisição começa logo após o pulso de RF
- TE muito curto: o centro de  $k_x, k_y$  é amostrado quando a magnetização ainda é máxima ( $M_{xy} \approx M_0$ )
- O tempo de leitura é longo
- Artefatos: aliasing causa 'swirling'
- A reconstrução não é trivial: grade não-Cartesiana

### Sequência de Pulso: EPI

- Leitura longa
- Artefato: "fantasmas"

### Limitações físicas dos gradientes

- $G_{max}$ : Amplitude máxima do gradiente
  - Unidades: G/cm ou mT/m
  - Limita a velocidade com a qual move-se pelo espaço-k
- $dG/dt$ : taxa de variação do gradiente
  - Unidade: T/m/s
  - Limita a habilidade de se fazer "curvas" pelo espaço-k

Valores típicos:  
 amplitude: 40 mT/m  
 variação: 150 T/m/s  
 subida: 267  $\mu$ s

### Imageamento de Fluxo

- Ultra-sonografia Doppler é o padrão da indústria
- Limitações: janela acústica, ângulo de insonação

#### Fluxo a Cores

A cor indica a velocidade medida em cada ponto do espaço:  $v(x,y)$

#### Doppler Espectral

A forma de onda mostra a distribuição de velocidades em um ponto ou linha, em função do tempo:  $s(x,t)$

### Imageamento de Fluxo em RM

- A informação de velocidade é codificada na fase dos spins, usando-se gradientes bipolares
- Mede velocidade em qualquer ângulo e direção
- RM pode oferecer um exame cardíaco completo!

#### Contraste de Fase

espiral / tempo-real

#### Fourier Velocity Encoding

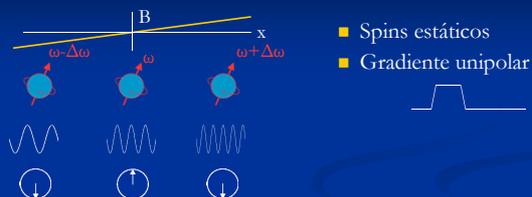
excitação cilíndrica / tempo-real

### Codificação de Velocidade

- Spins estáticos
- Gradiente desligado

- Os spins se mantêm em fase

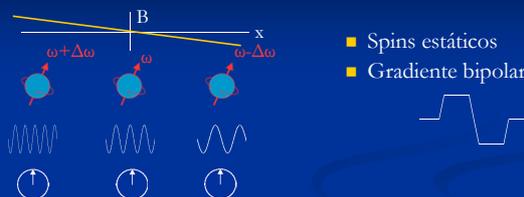
## Codificação de Velocidade



- Spins estáticos
- Gradiente unipolar

■ Os spins saem de fase

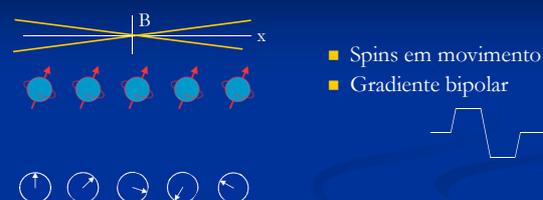
## Codificação de Velocidade



- Spins estáticos
- Gradiente bipolar

- Para spins estáticos, a fase acumulada com um gradiente bipolar é nula
- O gradiente negativo cancela o defasamento do gradiente positivo

## Codificação de Velocidade



- Spins em movimento
- Gradiente bipolar

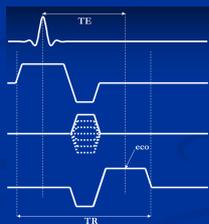
- A fase acumulada é proporcional à velocidade do spin na direção do gradiente
- O gradiente bipolar codifica a informação de velocidade na fase dos spins

## Contraste de Fase com Espirais



## Relembrando

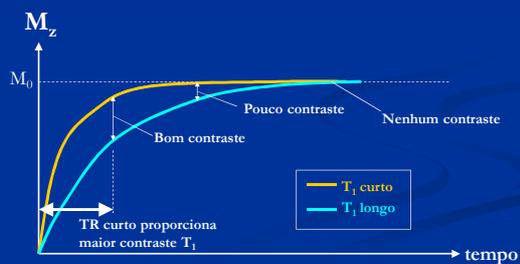
- TR: Tempo de repetição
  - Duração total da seqüência de pulsos; ou seja
  - Tempo entre duas excitações consecutivas
- TE: Tempo para eco
  - Tempo decorrido entre a excitação ("flip") e a aquisição do centro do espaço-k (eco)



## Contraste $T_1$

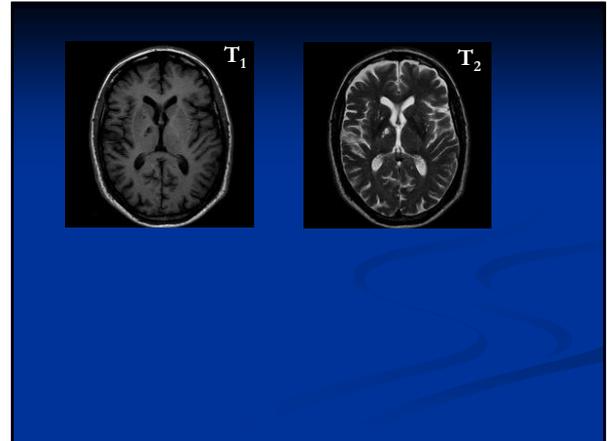
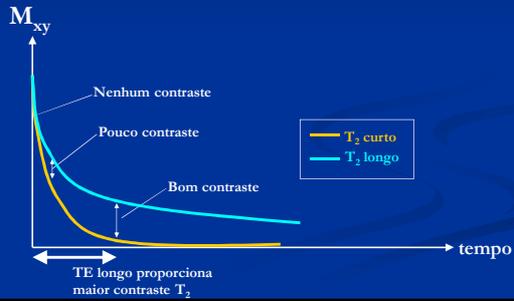
$$M_z \xrightarrow{\text{RF}} M_{xy}$$

- $T_1$ : recuperação da magnetização longitudinal ( $M_z$ )



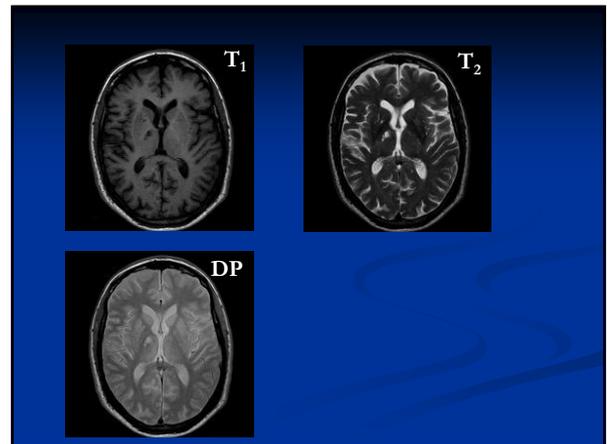
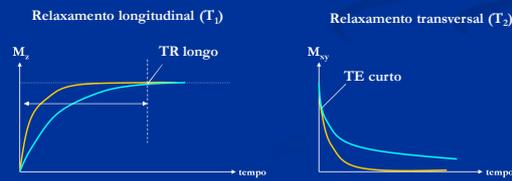
## Contraste $T_2$

- $T_2$ : decaimento da magnetização transversal ( $M_{xy}$ )



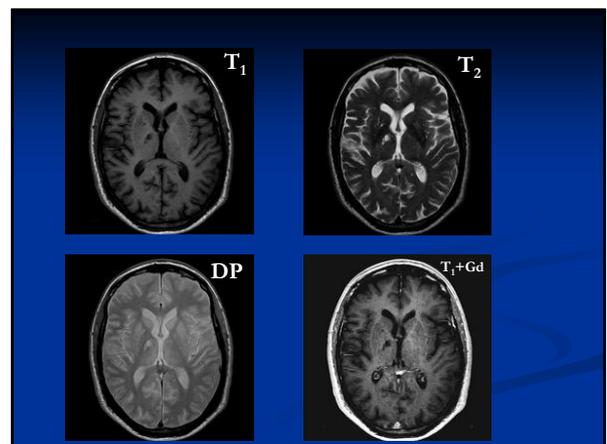
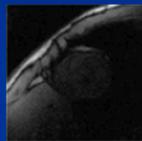
## Contraste de densidade de prótons

- Com TR longo, elimina-se o contraste  $T_1$
- Com TE curto, elimina-se o contraste  $T_2$
- Assim, o mecanismo de contraste predominante passa a ser a densidade de núcleos  $^1H$  (prótons)



## Agentes de Contraste

- Existe uma gama enorme de agentes de contraste
- O mais comum é o Gadolínio (Gd)
  - Íon paramagnético (em seu estado trivalente)
  - Tem  $T_1$  baixíssimo
  - Injeção intravenosa (reduz o  $T_1$  do sangue)
- Contraste de  $T_1$  com Gd realça o sangue
  - Artérias e veias
  - Aumenta o contraste entre regiões com maior e menor perfusão de sangue
  - Detecção de miocárdio infartado
- Pode causar complicações em pacientes renais



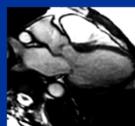
## Contraste: resumo

	TR	TE	Sinal (teórico)
Contraste T1	Curto	Curto	$N(H) (1 - e^{-TR/T1})$
Contraste T2	Longo	Longo	$N(H) (e^{-TE/T2})$
Cont Dens Pr	Longo	Curto	$N(H)$

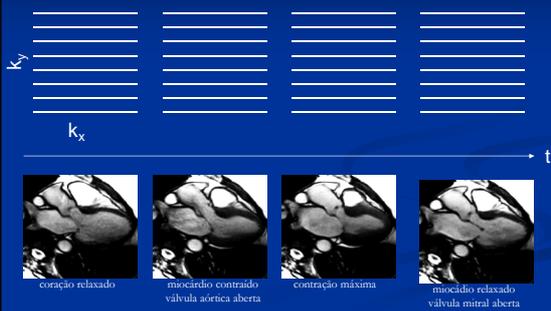
	TE curto	TE longo
TR curto	Contraste T1	Contraste intermediário
TR longo	Contraste de densidade de prótons	Contraste T2

## Aquisição de imagens dinâmicas

- Imagens estáticas:  $m(x,y)$ 
  - Espaço k:  $M(k_x, k_y)$
- Imagens dinâmicas (vídeo):  $m(x,y,t)$ 
  - Uma dimensão extra: tempo
  - Espaço k-t:  $M(k_x, k_y, t)$



## Espaço k-t



## Aquisição Gatilhada (CINE)

Gatilho: ECG ou plestismógrafo



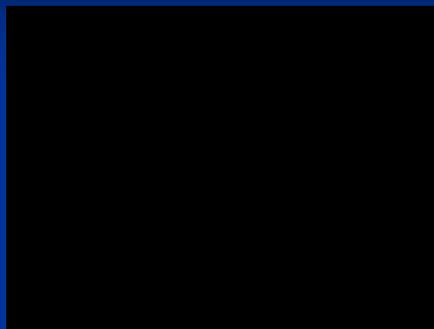
- Pressupõe que o movimento é periódico
- Uma fração do espaço-k de cada quadro temporal é adquirida em cada batimento
- Boa resolução espacial e temporal
- Aquisição leva vários batimentos cardíacos
- Limitações: arritmias, movimento do tórax (respiração)

## Aquisição em Tempo-Real



- Usa-se resolução espacial baixa p/ diminuir o tempo de aquisição necessário
  - Trajektorias em espiral são as mais utilizadas, pois são bem mais rápidas que 2DFT
  - Aquisição "instantânea": o tempo de aquisição de uma imagem é de 100 a 200 ms
- As imagens são adquiridas continuamente, uma após a outra
  - Pressupõe-se que o movimento durante o período de aquisição de cada imagem é irrelevante → artefatos de movimento (fantasmas)
- As imagens vão sendo reconstruídas a medida em que vão sendo adquiridas
  - Facilita a localização e prescrição de cortes
  - Permite monitorar intervenção cirúrgica
  - Robusto a arritmias e movimento respiratório

## The Diva and the Emcee (USC/EE) (Espiral / Tempo-real)



## Fim

- Obrigado pela atenção!
- Comentários, perguntas, etc.:
  - [joaoluiz@pgea.unb.br](mailto:joaoluiz@pgea.unb.br)
- O material (em cores) está disponível em:
  - <http://www.ene.unb.br/joaoluiz/>

João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.  
13ª Semana de Engenharia Elétrica  
Universidade de Brasília  
23 e 24 de outubro de 2017