

Aquisição e Reconstrução de Imagens Médicas

Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.
Hospital Universitário de Brasília
Universidade de Brasília
11 e 18 de maio de 2013
<http://pgea.unb.br/~joaoluiz/>
joaoluiz@pgea.unb.br

Quem sou eu?

- Graduação em Eng. Redes (UnB, 2002)
- Mestrado em Eng. Elétrica (UnB, 2003)
 - Variabilidade da frequência cardíaca
- Doutorado em Eng. Elétrica (University of Southern California, Los Angeles, EUA, 2008)
 - Ressonância magnética
- Prof. Adj. Eng. Elétrica (UnB, 2009-presente)

Tópicos

- Radiografia
- Tomografia computadorizada
 - Reconstrução de imagens a partir de projeções
- Medicina nuclear
 - Cintilografia planar
 - SPECT
 - PET
- Ultrassonografia
- Ressonância magnética

Radiografia



Fonte: <http://health.howstuffworks.com/x-ray.htm/printable>

Raio X: descoberta

- Descoberto acidentalmente em 1895 por Wilhelm Roentgen (físico alemão)
- Experimentos com feixes de elétrons em um tubo de descarga de gás
- Tela fluorescente brilhava quando feixe ligado, mesmo com o tubo coberto por papelão
- Pôs a mão na frente do tubo e viu a sombra dos seus ossos na tela

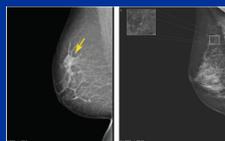


Radiografia: aplicações

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

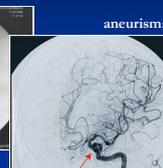
Imagens estáticas (imagens radiográficas)

- Esqueleto
- Tórax
- Mamografia
- Raio-X dental

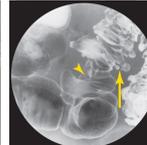


Imagens dinâmicas (imagens fluoróscópicas)

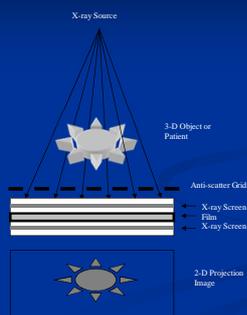
- Durante intervenções
- Angiografia
- Gastrointestinal
- Urografia
 - Rim
 - Bexiga



divertículos



Princípio básico



Aparelho de radiografia

Tradicional



Móvel



Cirúrgico

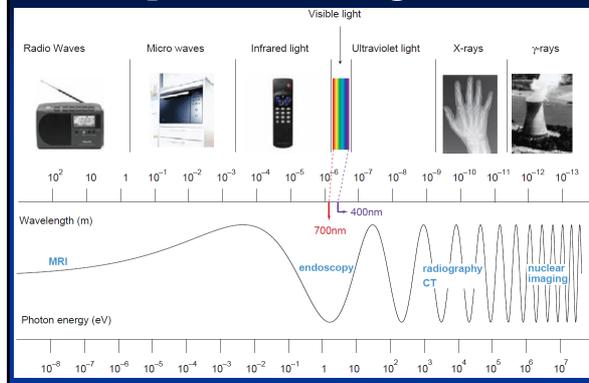


O que é um raio X?

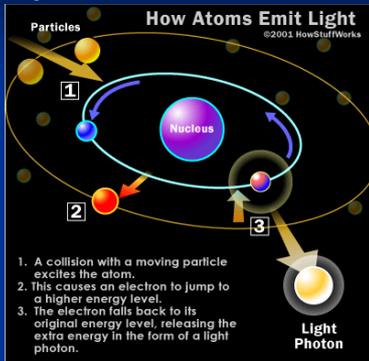
- Muito parecidos com raios de luz visível
- Ambos: ondas de energia eletromagnética, carregada por fótons
- Diferença: nível de energia de cada fóton (comprimento de onda dos raios)

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

Espectro eletromagnético



Produção de fótons em átomos



Fótons e níveis de energia

- Fótons são produzidos pelo movimento de elétrons em átomos
- Elétrons orbitam níveis de energia diferentes
- Colisão com uma partícula: elétron sobe de nível
- Quando o elétron desce de nível, libera energia em forma de um fóton
- Quanto maior a queda de nível, maior a energia do fóton

Atenuação do feixe de raios-X: coeficiente de atenuação (μ)

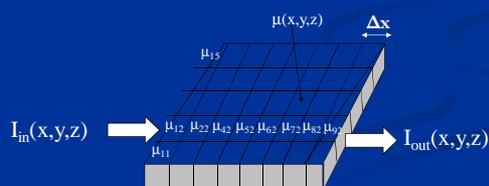
- Característica de cada tipo de tecido
- Pode ser decomposto em dois efeitos principais:
 - Efeito fotoelétrico: fóton é completamente absorvido
 - Efeito Compton: fóton não é absorvido mas perde energia

Absorção de raios X

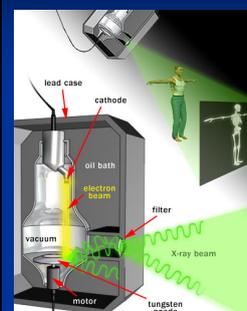
- Tecido macio
 - Átomos menores
 - Não absorvem bem os fótons
 - Ossos
 - Átomos de cálcio são grandes
 - Absorvem bem os fótons de raio X
- } **Contraste!**

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: $I = I_0 \exp(-\mu_1 \Delta x_1 - \mu_2 \Delta x_2 - \mu_3 \Delta x_3)$

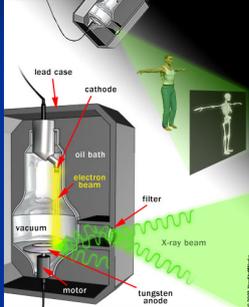


Formação da imagem



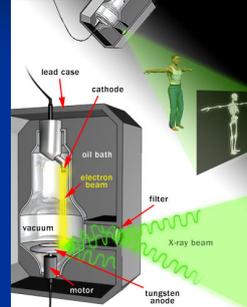
- Câmera
 - Usa filmes fotográficos
 - Raios que atravessam o corpo do paciente ficam registrados no filme
- Médicos vêem o “negativo”
 - Áreas com maior exposição (menor absorção) aparecem escuras
 - Material duro (ossos) aparecem claros

Máquina de radiografia



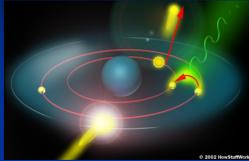
- Par de eletrodos dentro de um tubo de vidro (vácuo)
- Catodo
 - Filamento aquecido (lâmpada)
 - Quando quente, libera elétrons
- Anodo
 - Feito de tungstênio
 - Carregado positivamente
 - Atrai os elétrons pelo vácuo

Máquina de radiografia



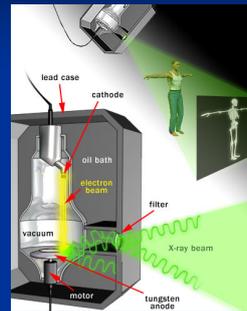
- Diferença de tensão extremamente alta
- Elétrons cruzam o tubo com muita energia cinética
- Elétrons colidem com átomos de tungstênio do anodo

Colisão de elétrons no anodo



- Elétrons de órbitas baixas saem do átomo
- Elétrons de órbitas altas descem
- Energia liberada (fóton)
- Queda grande: fóton com energia alta

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

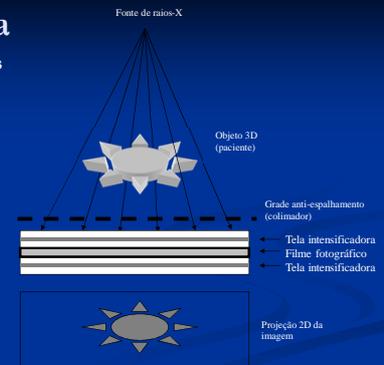


Detecores (radiografia analógica)

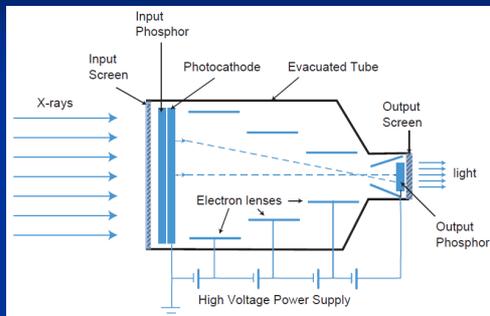
- Combinação filme-tela
- Intensificador de imagem com câmera

Filme-tela

filme entre 2 telas intensificadoras



Intensificador de imagem



Detecores (radiografia digital)

- Placa com phosphors de armazenamento
 - Phosphors armazenam energia dos fótons
 - Energia armazenada liberada c/ laser
 - Tela reutilizável: apagada com luz forte
- Pannel plano com matriz ativa
 - Placa fluorescente + matriz de fotodiodos
 - Matriz de fotocondutores: radiografia direta
- Detectores com contagem de fótons

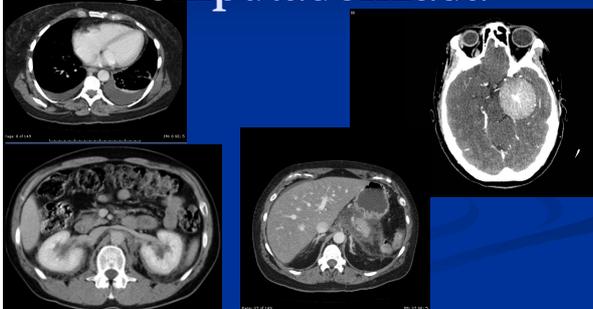
Imageamento com dupla energia

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

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 esperma ou óvulos: malformação de fetos
- Raio X não pode ser usado com frequência
- Principal limitação: sobreposição de órgãos na imagem

Tomografia Computadorizada



Tomografia Computadorizada

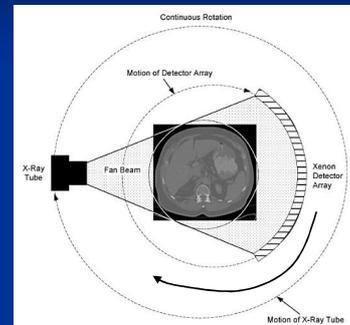
- Introduzida em 1972
- “Tomos” = corte
 - Cortes axiais do objeto
 - Não há superposição dos órgãos na imagem
 - Múltiplos cortes: 3D
- Imagens reconstruídas no computador
 - Informações quantitativas
 - Pós-processamento digital



Tomógrafo



Princípio básico



Scanners de propósito geral



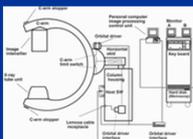
Tomografia oral e maxilofacial

- Giro no plano horizontal
- No consultório



Tomografia intervencionista

- Braço em forma de C



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

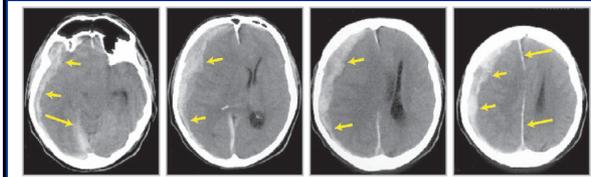


Figure 3.37 Subsequent CT slices through the brain show a subdural hemorrhage as a hyperdense region along the inner skull wall (short arrows). This blood collection causes an increased pressure on the brain structures with an important displacement of the midsagittal line (long arrows). (Courtesy of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

Tórax

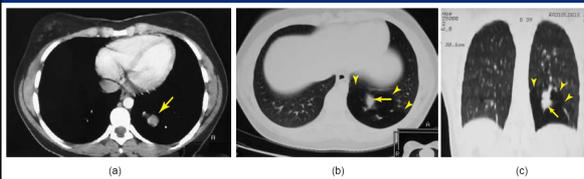
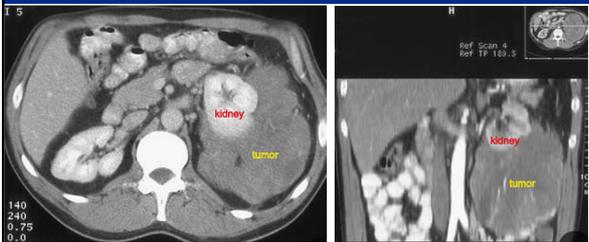


Figure 3.38 CT of the chest. (a) Mediastinal and (b) lung window/level settings, and (c) coronal reformed image. The images show a congenital malformation of the lung located in the left lower lobe. Notice the two components of the lesion: a dense multilobular opacity (arrow) surrounded by an area of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

Coração



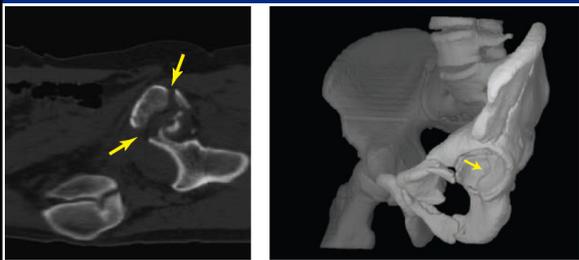
Rins



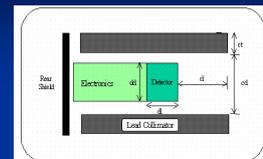
Intestinos: colonoscopia virtual (ou colonografia)



Fraturas



Detetores 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

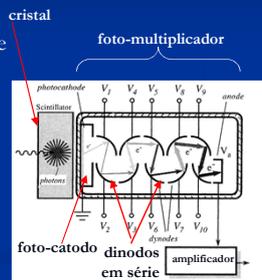
Detetores de cintilação

- 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



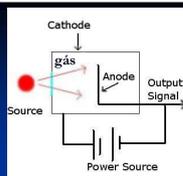
Detector de cintilação pareado cristal-fotodiodo

- 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



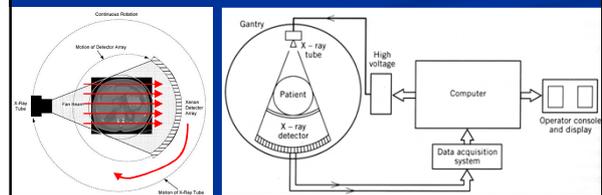
Detectores de ionização de gás

- 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

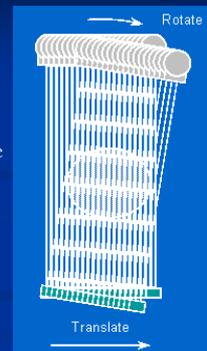


Evolução dos sistemas

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

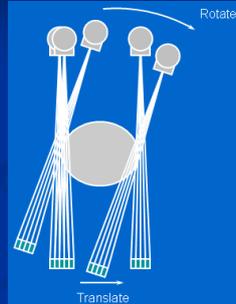
Sistemas de primeira geração

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



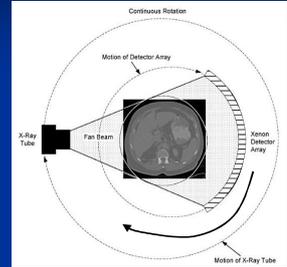
Sistemas de segunda geração

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



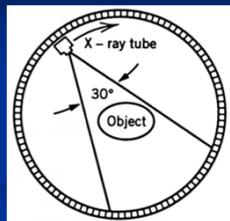
Sistemas de terceira geração

- 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



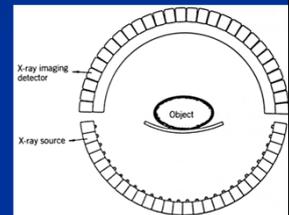
Sistemas de quarta geração

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



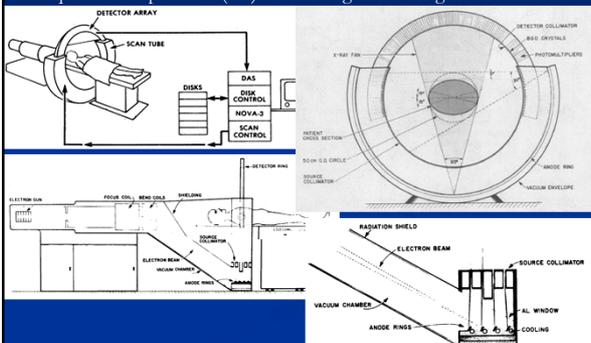
Reconstrutor Espacial Dinâmico (Mayo Clinic, 1982)

- 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

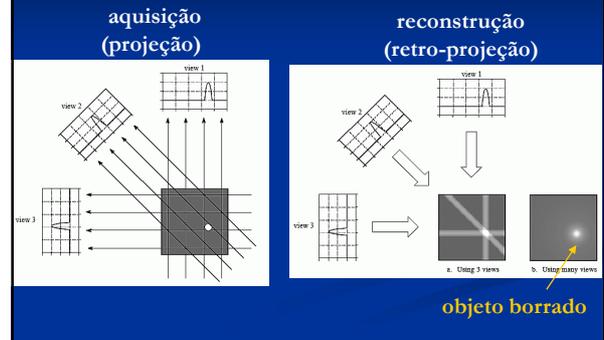
- Volumes renderizados a partir de vários cortes



Reconstrução a partir de projeções

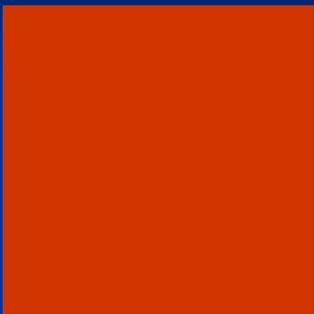
- Usando um algoritmo chamado retro-projeção filtrada
- Tenta fazer o processo inverso ao da aquisição

Retro-projeção (processo inverso ao da projeção)



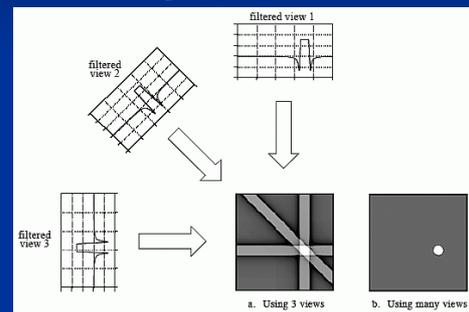
Retro-projeção

- Vídeo



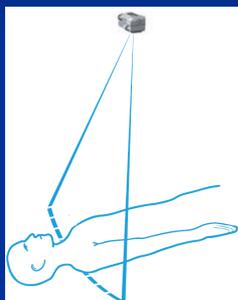
Retro-projeção filtrada

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

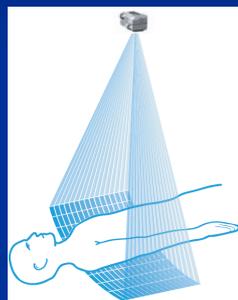


Tomografia 3D

corte único

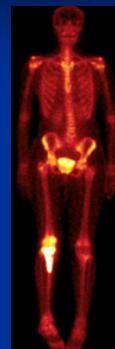


multi-corte

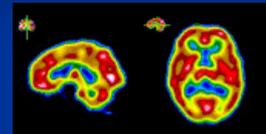


Medicina Nuclear

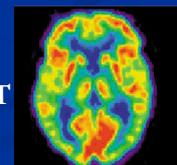
Cintilografia planar



SPECT



PET



Aplicações

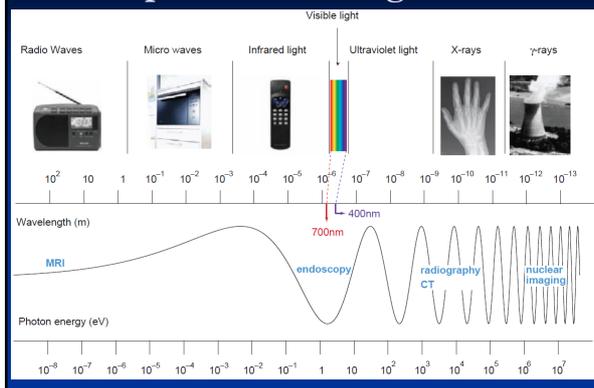
- Tumores
- Aneurismas
- Fluxo sanguíneo inadequado aos tecidos
- Funcionamento inadequado de órgãos

- 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

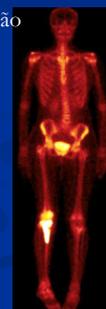
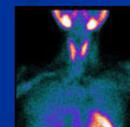
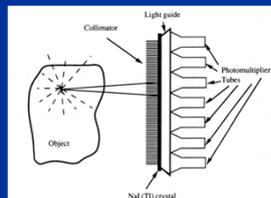
- Elementos radioativos são injetados no corpo
 - Tipos diferentes para cada função bioquímica
- Os elementos são metabolizados pelo tecido
- Emitem radiação (fótons)
- A radiação é captada por detectores
- Energia mais alta: raios gama

Espectro eletromagnético



Cintilografia planar ou convencional

- Detecção feita em uma placa plana
- Projeção 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



Cintilógrafos

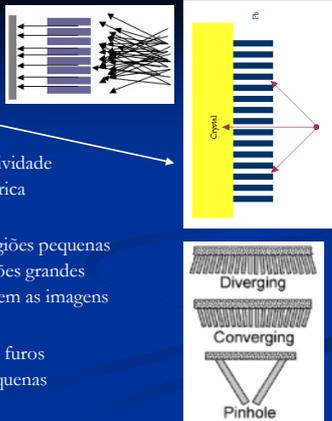


Colimação

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

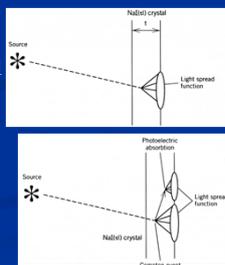


Funcionamento

- 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

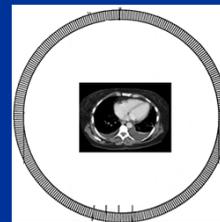
Resolução

- 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



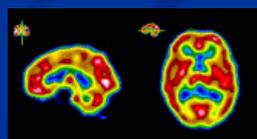
Limitações

- 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



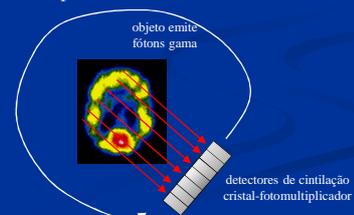
Cintilografia SPECT

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



Princípio de funcionamento

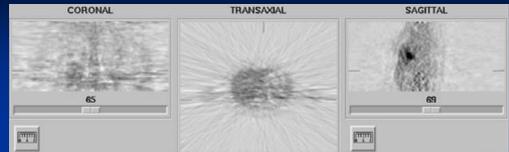
- Tecido metaboliza o elemento radioativo e emite fótons gama
- Colimadores alinham os fótons com a placa de detecção
- Detectores cristal-fotomultiplicador contam os fótons em cada ângulo: projeções
- Placa gira em volta do paciente



Reconstrução

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

■ Retroprojeção filtrada

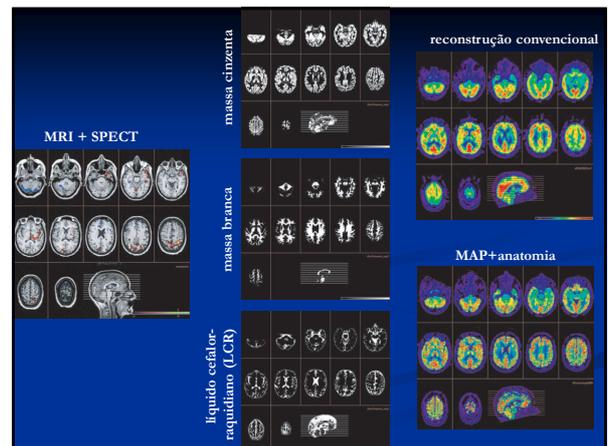


■ Algoritmo iterativo (ML-EM)



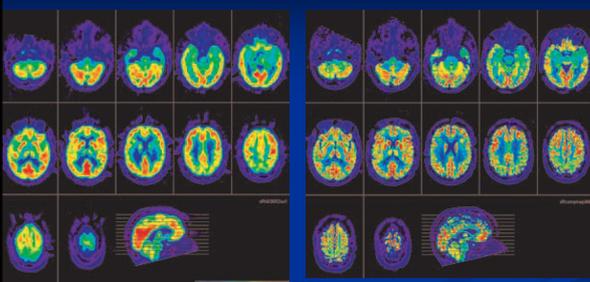
Reconstrução iterativa com informação anatômica

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

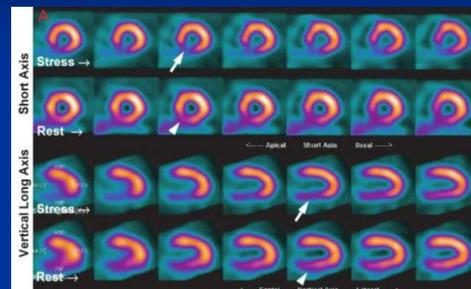


reconstrução convencional

MAP+anatomia



Perfusão miocárdica: SPECT 3D



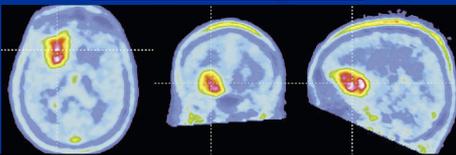
Considerações

- 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 projecção
 - 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

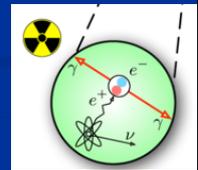
- O hardware de detecção de fótons é bem diferente do usado na tomografia.
 - Tomografia: grande quantidade de fótons detectada em pouco tempo
 - Medicina nuclear: pequena quantidade de fótons detectada durante um intervalo maior de tempo
- Detectores otimizados para sensitividade
- Colimação diminui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

Tomografia por emissão de pósitrons: PET

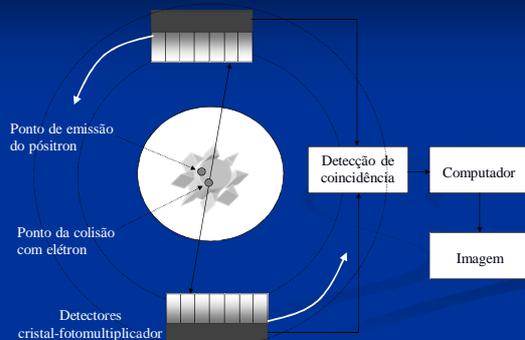


Emissão de pósitrons

- Injetam-se elementos radioativos no paciente
 - 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

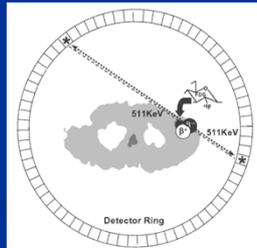


Colimação em PET

- 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 partes do corpo. Ex: cabeça, seio
 - Quanto mais próximo do objeto, melhor resolução

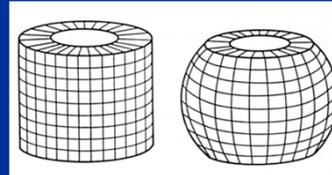
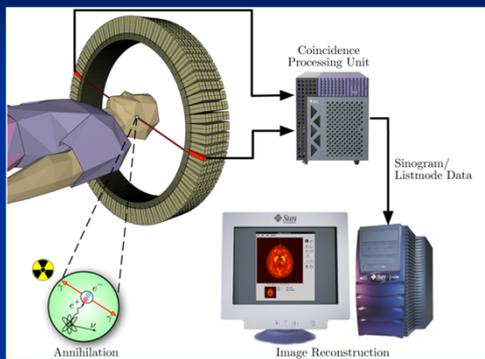
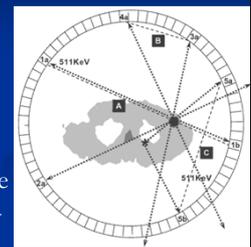


Diagrama de blocos



Detecção simultânea de fótons

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



Resolução espacial

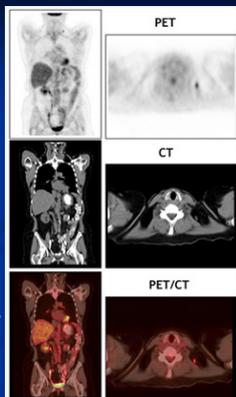
- A detecção simultânea garante que os fótons foram emitidos em algum lugar ao longo da linha formada pelos par de detectores
- Quanto mais detectores, melhor resolução
- PET: melhor resolução da medicina nuclear
- Limitação:
 - Colisão pósitron-elétron não ocorre no mesmo ponto de onde o pósitron foi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

Radionuclídeos

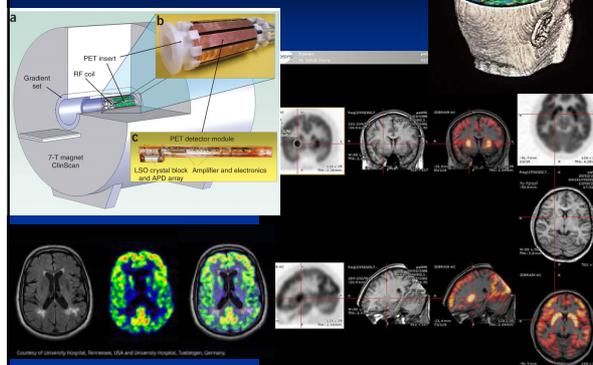
- Muitos radionuclídeos que emitem pósitrons têm baixo número atômico
 - Outra grande vantagem do PET
 - Meia-vida curta: baixas dosagens
- Muitos têm forte afinidade fisiológica com o corpo humano: ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F
 - Relacionados com processos metabólicos

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, portátil 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

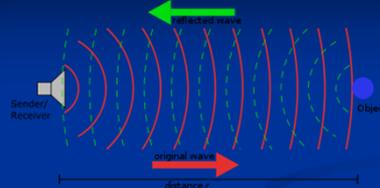
122

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

123

Ultrassonografia

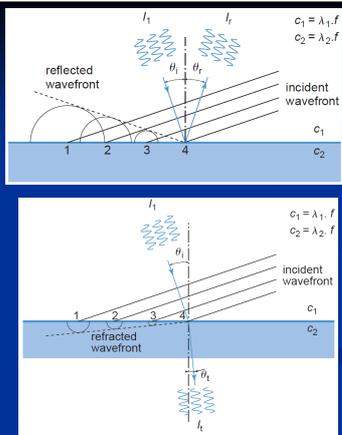


- Mede a refletividade acústica
- Atraso ↔ distância
- Deslocamento em frequência (efeito Doppler): indica a velocidade do alvo
 - Fluxo sanguíneo

124

Propagação

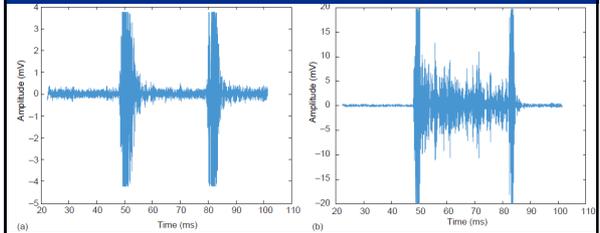
- Na interface entre 2 tecidos
 - Reflexão
 - Refração



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

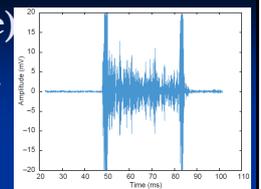
Imageamento

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

127

Modo A (amplitude)

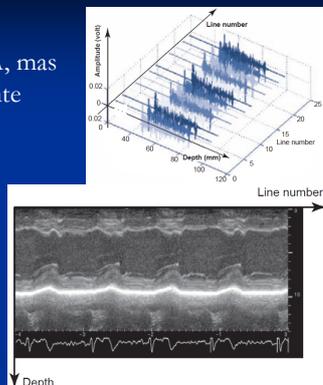
- Princípio do “eco pulsado”
- Pulso é transmitido pelo transdutor
- Ondas refletidas são medidas pelo transdutor
 - Atraso → distância
 - Amplitude → refletividade acústica
- Sinal medido é chamado de sinal de RF por causa da faixa de frequência (faixa dos MHz)



128

Modo M (movimento)

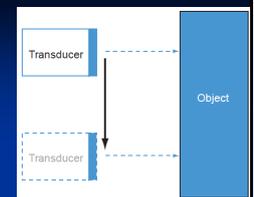
- Equivale ao modo A, mas medido repetidamente
- Usado para objetos dinâmicos
 - Ex: visualizar contração do miocárdio



Depth

Modo B (brilho)

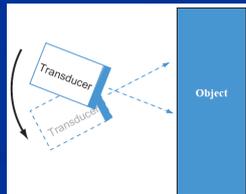
- Modo mais usado
- Transdutor é transladado
- Imagem 2D:
 - obtida com uma série de aquisições modo A
- Vídeo:
 - obtido com uma série de aquisições modo M



130

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



131

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 μ s
- Imagem com 120 linhas:
 - Tempo de aquisição = 32 ms
- Framerate: 30 fps

132

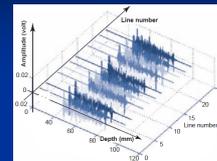
Resolução temporal

- 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

133

Reconstrução

- Transforma isto:

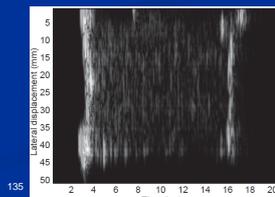
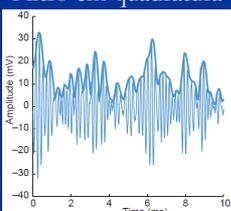


- Nisto:



Detecção de envoltória

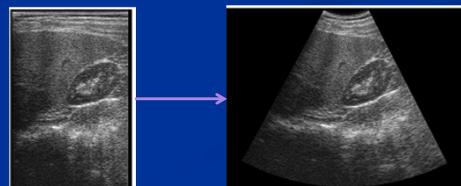
- As oscilações de alta frequência (MHz) não são relevantes
 - Removidas pela detecção de envoltória
- Filtro em quadratura ou transform. de Hilbert



135

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”



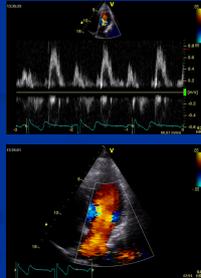
Imageamento Doppler

- Usado para visualizar velocidade:

- Fluxo sanguíneo
- Movimento do miocárdio

- Abordagens:

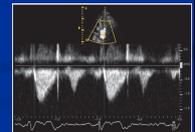
- Doppler de onda contínua
- Doppler de onda pulsada
- Fluxo a cores



137

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



138

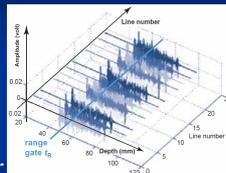
Doppler de onda pulsada

- 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



139

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

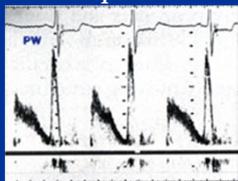
140

Onda pulsada vs. onda contínua

- Onda pulsada:

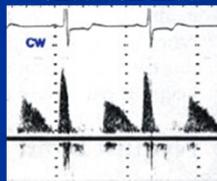
- Melhor localização espacial do fluxo
- Fluxo laminar = faixa estreita de velocidades

onda pulsada



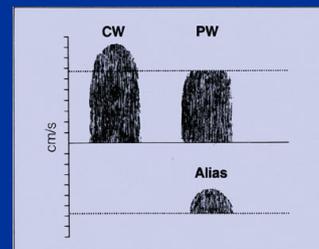
141

onda contínua



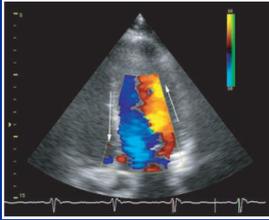
Onda pulsada vs. onda contínua

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

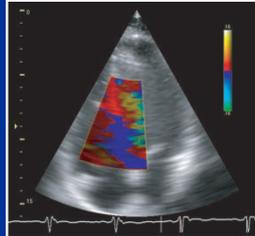


Fluxo a cores

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

144

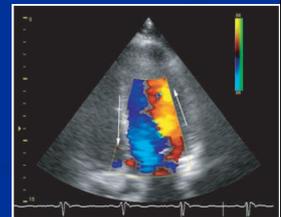
Fluxo a cores: localização espacial

- 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

145

Fluxo a cores: mapa de velocidade

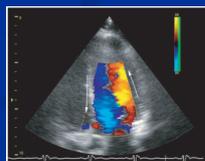
- A imagem morfológica pode ser obtida a partir dos mesmos dados
- Mapa de velocidades sobreposto à imagem morfológica
 - Vermelho: velocidade na direção do transdutor
 - Azul: velocidade na direção oposta



146

Fluxo a cores: resolução temporal

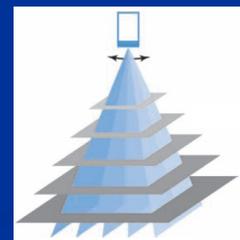
- Tempo de aquisição igual a:
 - No. de pulsos para estimativa de velocidade (3 a 7) vezes
 - Tempo de aquisição de uma imagem modo B (32 ms para uma imagem com 120 linhas)
 - Total: 100 a 200 ms
- Para melhorar:
 - Reduzir número de linhas (FOV)
 - Velocidades medidas só na região de interesse



147

Transdutores para imageamento 3D

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



148

Imageamento 3D

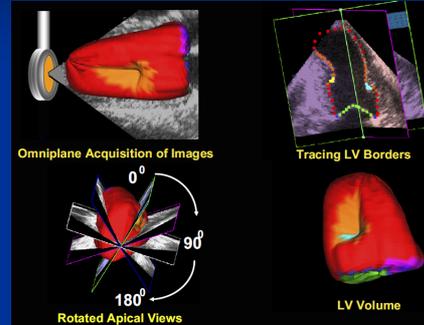


- Paciente não pode se mover durante movimento do transdutor

149

Ecocardiografia 3D

sincronizar pelo ECG



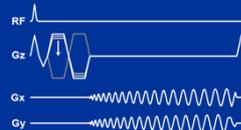
Agente de contraste: micro-bolhas

- 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



151

Ressonância Magnética

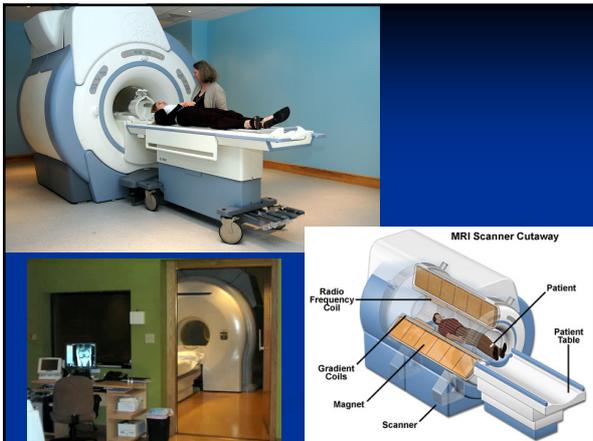


PRIMEIRA PARTE

- Introdução
 - Histórico
 - MRI vs. outras modalidades
 - Riscos e contra-indicações
 - Núcleos que podem ser estudados
 - Principais aplicações

Ressonância Magnética (RM)

- É uma modalidade não-invasiva para a aquisição de imagens médicas
- Utiliza radiação não-ionizante
 - Campos magnéticos
 - Pulsos eletromagnéticos
 - Agentes de contraste (para algumas aplicações)
- Bastante utilizada para todas as regiões do corpo
- Excelente contraste para tecido mole
 - Ruim para ossos



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: 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: 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

RM vs. outras modalidades

- RM mede a concentração de núcleos (ex: ^1H) e algumas propriedades do tecido
 - Também mede a velocidade (fluxo) dos núcleos
 - Função cerebral, perfusão miocárdica, etc.
- Utiliza campos magnéticos e pulsos eletromagnéticos
 - Radiação não ionizante
 - Não-invasivo
 - Contraste não é necessário na maioria das aplicações

RM vs. outras modalidades

- Melhor para regiões estacionárias (aquisição lenta)
 - Mas também é usada amplamente em regiões dinâmicas (ex: coração)
- Riscos: metais, estimulação de nervos, queimaduras
- 2~5 vezes mais caro que as demais técnicas

RM: Riscos e Contra-indicações

- Campo magnético fortíssimo (0.5T a 7T)
 - Campo magnético da Terra: 30 a 60 μ T
 - Atrai objetos ferromagnéticos com MUITA força
 - Ferramentas, enceradeiras, cadeiras, tanques de oxigênio, cliques de papel, cintos, chaves, etc.
- Contra indicações:
 - Implantes metálicos, marca-passos, alguns tipos de tatuagem, etc.

RM: Riscos e Contra-indicações

- Queimaduras (pulsos de RF)
- Estimulação de nervos (campos magnéticos oscilando)
- Complicações renais devido ao agente de contraste
- Proteção auditiva é obrigatória

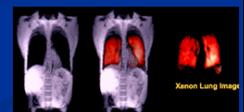


Núcleos que podem ser estudados

- Hidrogênio-1 (^1H) é o núcleo mais usado na medicina, devido à sua abundância nos tecidos (água)
- Qualquer núcleo que possua momento angular (spin) pode potencialmente ser medido com RM

Outros núcleos que podem ser estudados

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

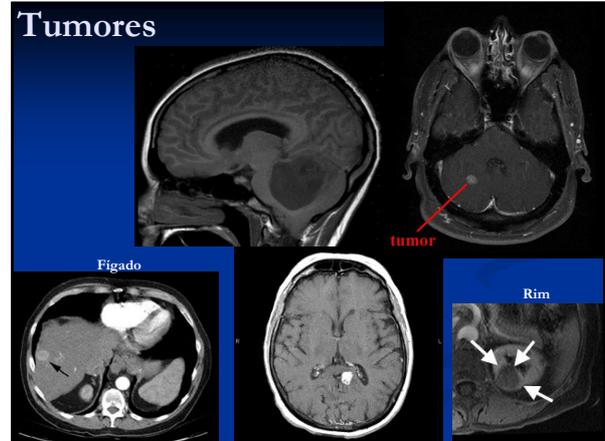


* Hiper-polarização é a polarização do spin nuclear de um material, muito acima das condições de equilíbrio térmico.

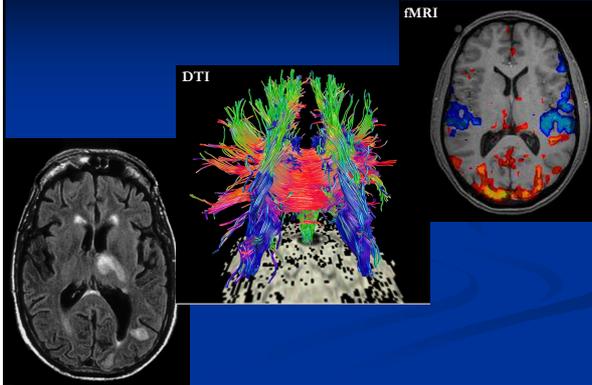
Principais Aplicações

- Câncer (tumores)
- Cérebro: lesões, derrames, conexões, atividade cerebral
- Coração: função miocárdica, infarto, doenças coronárias, doenças valvulares, fluxo sanguíneo, perfusão
- Vasculatura
- Músculos, ligamentos, cartilagem (ex: esportes, coluna)
- Espectroscopia
- Intervenções cirúrgicas
- Obesidade
- Apnéia do sono, trato vocal
- Fígado, pulmões, rins, mamas, etc.
- Estudos com animais

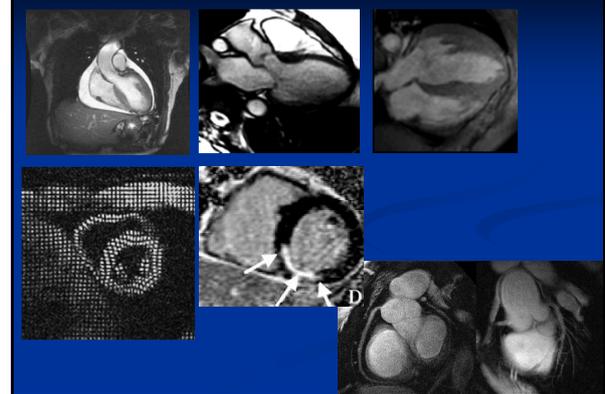
Tumores



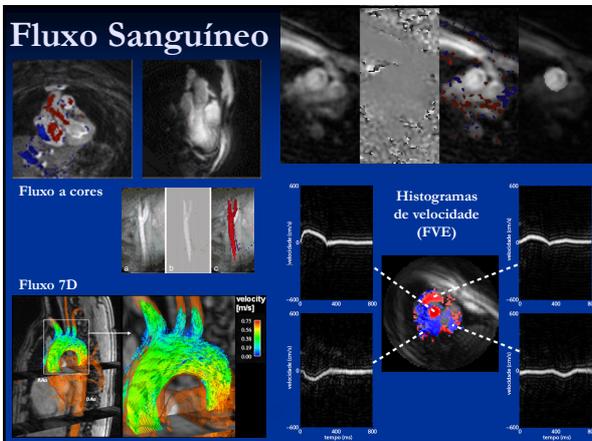
Lesões, Conexões, Atividade Cerebral



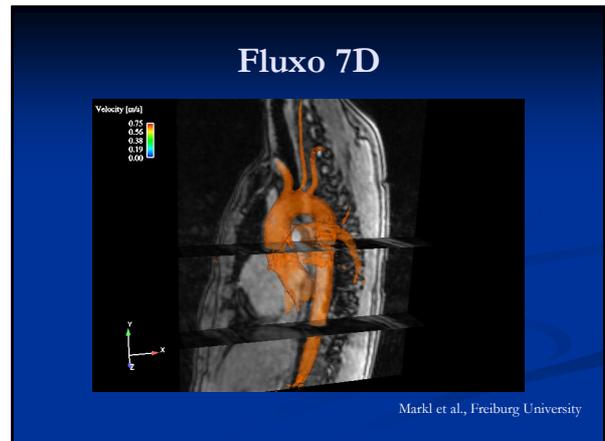
RM Cardíaco



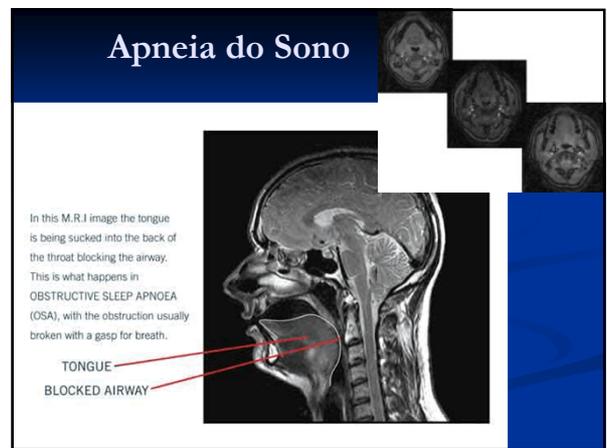
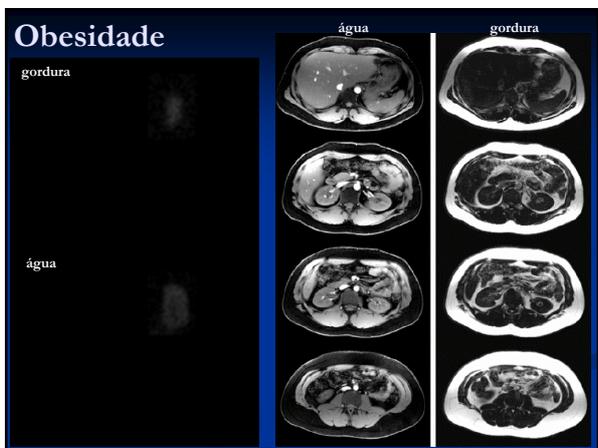
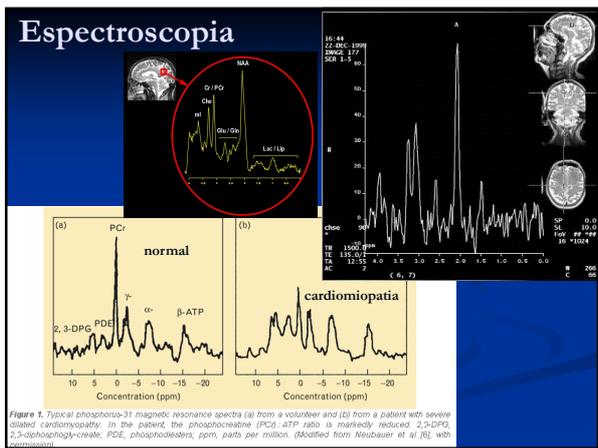
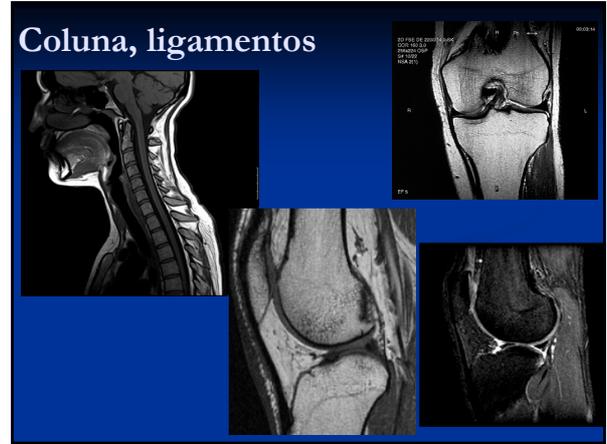
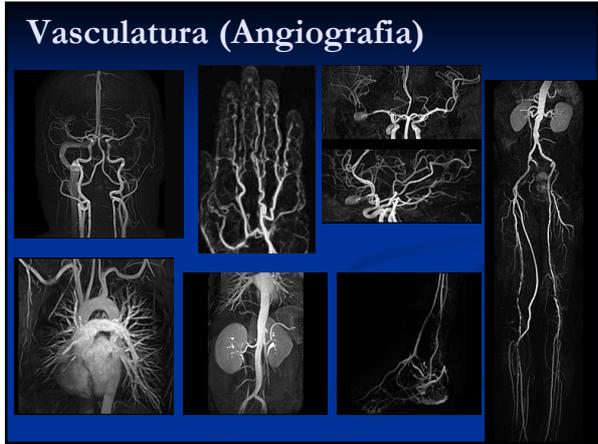
Fluxo Sanguíneo



Fluxo 7D



Markl et al., Freiburg University





Elastografia

Acoustic Driver System for MRE

Acoustic waves at 60Hz
Imaging time: 15 sec

Shear Stiffness (kPa)

Passive Driver

Active Driver

Rins

(ratos)

Cysta

Pulmões

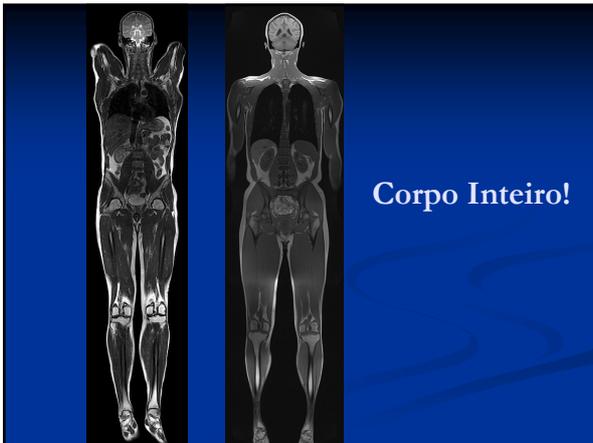
¹⁸F image PulCo MAP [mba]

Regional Fractional Ventilation

Human Lung Image

www.vision.ethz.ch/Admiralton@vision.ee.ethz.ch

Mama



SEGUNDA PARTE

- Campos elétricos vs campos magnéticos
 - O que é um gradiente
 - O que é um sinal de RF
- Elementos de um scanner
 - Campo B_0
 - Campo B_1
 - Gradientes

Campos elétricos vs. Campos magnéticos

- Campo elétrico
 - Um campo elétrico exerce força sobre corpos eletricamente carregados (ex: elétrons)
 - O campo elétrico está para a carga assim como a aceleração da gravidade está para a massa
 - Campo elétrico oscilatório induz um campo magnético
 - O pulso de RF é um campo eletromagnético
 - O campo B_1 é o campo magnético induzido pelo pulso

Campos elétricos vs. Campos magnéticos

- Campo magnético
 - Exerce força em cargas elétricas em movimento e em dipolos magnéticos (ex: ímas, núcleos que tem spin)
 - Dipolos se alinham paralelamente ao campo magnético (ex: bússola)
 - São criados por correntes elétricas, dipolos magnéticos, e campos elétricos oscilando
 - Campo magnético oscilatório induz um campo elétrico
 - Em RM: campo B_0 , campo B_1 e gradientes

Gradiente Magnético

- Campo magnético que varia de intensidade ao longo do espaço
- No scanner de RM: G_x, G_y, G_z

Elementos de um scanner

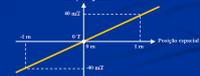


- Campo B_0
 - Campo muito forte (ex: 3T), uniforme, paralelo a z
 - Os núcleos de hidrogênio alinham-se a ele
- Campo B_1
 - Campo fraco (ex: 10 μ T), uniforme, perpendicular a z
 - Oscilatório (60 MHz em um 1.5T, para ^1H)
 - Criado por um pulso eletromagnético (pulso de RF)
 - Os núcleos que entram em ressonância com o pulso se alinham com o campo B_1 (giro, "flip")
 - Serve para excitar os núcleos, gerando um sinal oscilatório que pode ser medido com uma bobina

Elementos de um scanner



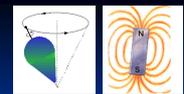
- Gradientes: G_x, G_y, G_z
 - Campos magnéticos médios (ex: 10 mT)
 - A intensidade varia linearmente com a posição espacial
 - G_x : varia na direção x
 - G_y : varia na direção y
 - G_z : varia na direção z
- Alteram a frequência de precessão dos núcleos, dependendo da sua posição dentro do scanner
 - A frequência é proporcional à intensidade do campo magnético: $\omega = \gamma B$
 - A intensidade do campo magnético é proporcional à posição espacial
- Usados para localização espacial dos núcleos
 - Medindo a frequência de precessão, sabe-se a posição espacial
 - Pode-se também excitar somente núcleos em uma determinada posição, usando um pulso de RF 'tunado' na frequência associada a essa posição



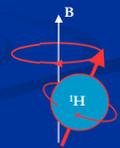
TERCEIRA PARTE

- Princípios físicos e mecanismos de geração de sinal
 - Spins
 - Polarização
 - Excitação
 - Relaxamento, T_1, T_2, T_2^*
 - Recepção
 - Off-resonance
 - Relação sinal-ruído

Spins

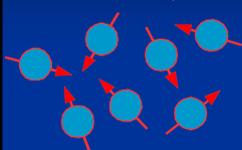


- O spin é uma propriedade fundamental das partículas
 - Momento angular que partículas subatômicas (prótons, nêutrons, elétrons) têm quando estão em um campo magnético
- O spin é associado a um dipolo magnético (pólos N/S)
- Alguns núcleos atômicos também apresentam spin não-nulo: $^1\text{H}, ^{23}\text{Na}, ^{31}\text{P}, ^3\text{He}, ^{129}\text{Xe}, ^{17}\text{O}, ^{13}\text{C}, ^{19}\text{F}$, etc.
- Doravante, usarei a palavra "spins" para me referir aos núcleos ^1H
- Frequência de Larmor: frequência de precessão do spin
 - Para $^1\text{H} = 42.576 \text{ MHz/T}$



Polarização

Sem campo magnético



A magnetização total é nula!

O campo B_0 está sempre ligado!!!!

Com campo magnético



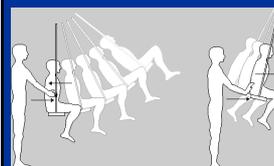
Um pouco mais da metade dos spins (7 : 1.000.000 @ 3T) aponta na direção do campo. Isso é o suficiente para gerar uma magnetização mensurável.

A magnetização total é proporcional à intensidade de B_0 .

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

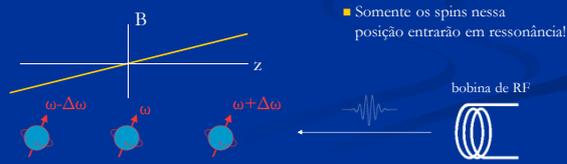
O princípio da ressonância

- A energia deve ser aplicada na mesma frequência em que o objeto oscila

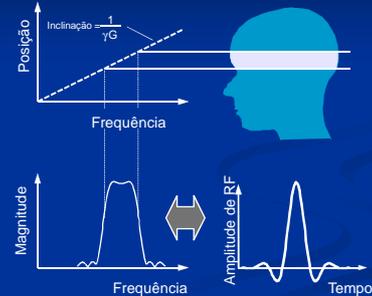


Excitação e Seleção de Corte

- Aplica-se um gradiente magnético em uma direção (ex: G_z)
- Os spins em cada posição (ao longo de z) precessarão com frequências diferentes
- Emite-se um pulso de RF “tunado” na frequência da posição que se deseja excitar

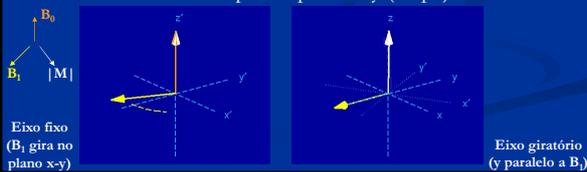


Seleção de Corte

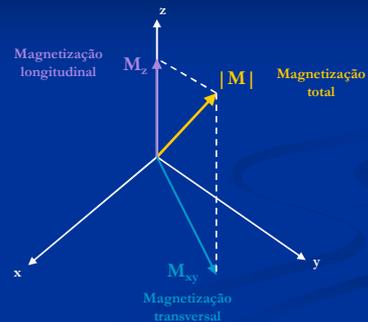


Excitação (“flip”)

- O campo magnético (B_1) do pulso de RF é perpendicular ao campo B_0 , com o qual os spins estão alinhados
- Os spins entram em ressonância com o campo
 - Giram do eixo z para o plano x-y (“flip”)

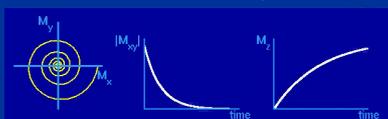


Decompondo a Magnetização



Relaxamento

- Imediatamente após o “flip” (90°):
 - $M_z = 0$
 - $M_{xy} = |M| = M_0$
- 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%

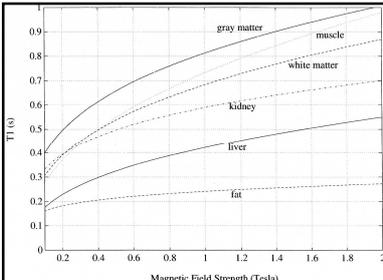
- M_{xy} é mais sensível do que M_z a flutuações de campo causadas pelo movimento dos dipolos magnéticos nas proximidades (outros spins)
 - M_z é afetado por flutuações no plano x-y apenas
 - M_{xy} é afetado por flutuações tanto no plano x-y quanto no eixo z
- Consequentemente: $T_2 \leq T_1$
- $|M|$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



T_1 e T_2

- T_1 e T_2 são características inerentes aos diferentes tecidos
- O valor de T_1 aumenta quando se aumenta B_0
- O valor de T_2 é praticamente independente de B_0

T1 e T2 p/ diferentes tecidos



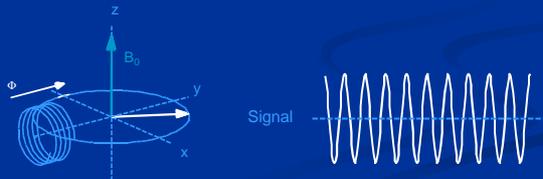
Tissue	T_2 (ms)
gray matter	100
white matter	92
muscle	47
fat	85
kidney	58
liver	43

T_2^*

- T_2 leva em consideração a redução em magnetização transversal (M_{xy}) causada por interações entre spins apenas
 - É uma característica inerente ao tecido
- T_2^* leva em conta:
 - Queda em M_{xy} causadas por interações entre spins
 - Queda em M_{xy} causadas por imperfeições no campo B_0
- Portanto: $T_2^* \leq T_2$
- As perdas de magnetização causadas por imperfeições de campo podem ser recuperadas usando uma técnica chamada spin-echo

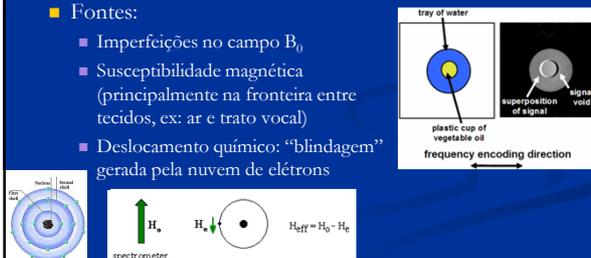
Recepção de sinal

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



Off-resonance

- Não-uniformidade da frequência de ressonância dos spins
 - O spin precessa em uma frequência diferente à esperada para a sua posição espacial (1H na gordura: -440 Hz @ 3T)
 - Resultado: o objeto aparece deslocado na imagem
- Fontes:
 - Imperfeições no campo B_0
 - Susceptibilidade magnética (principalmente na fronteira entre tecidos, ex: ar e trato vocal)
 - Deslocamento químico: "blindagem" gerada pela nuvem de elétrons

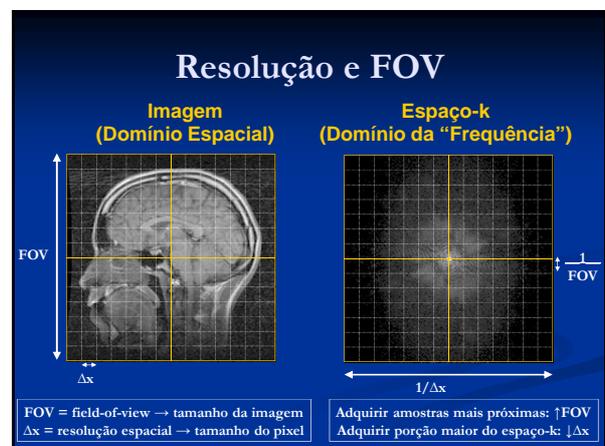
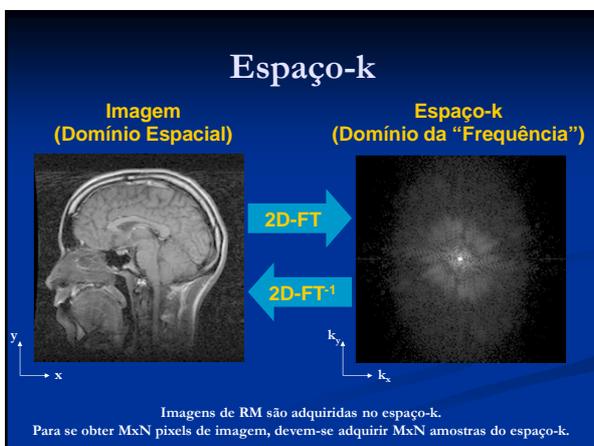
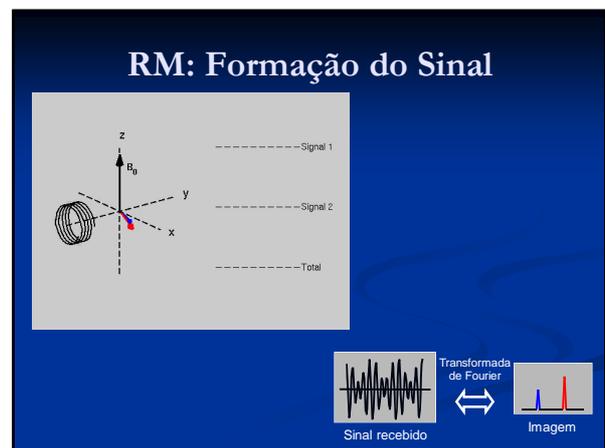
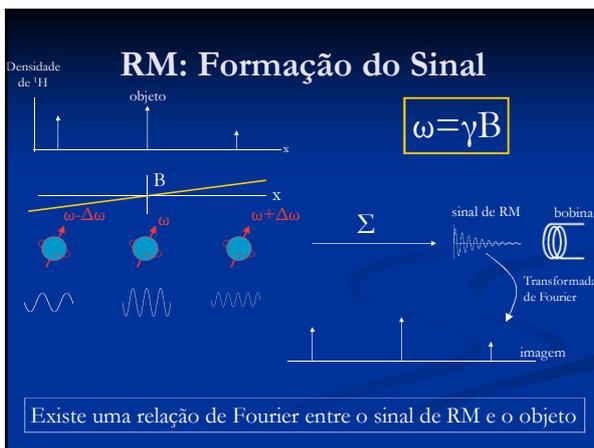


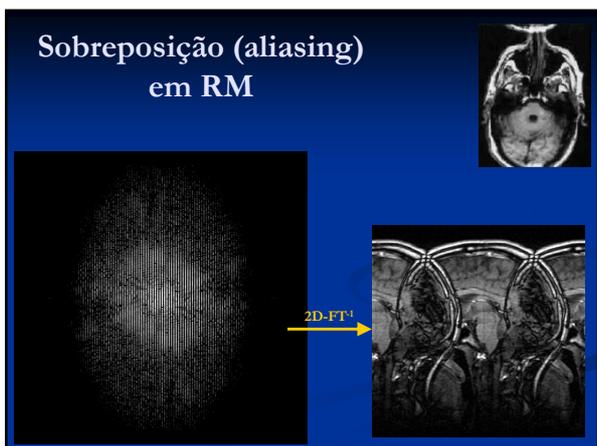
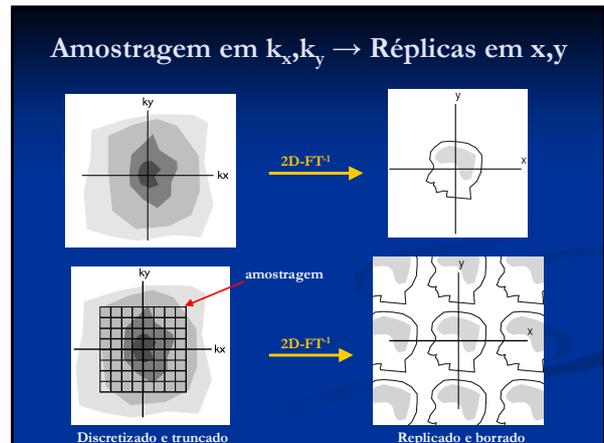
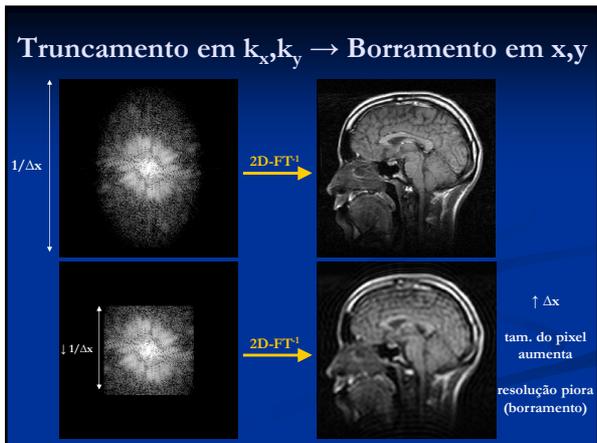
Relação sinal-ruído (SNR)

- A SNR é proporcional ao campo B_0
 - $\uparrow B_0 \rightarrow \uparrow$ magnetização dos spins
 - 3T tem 2x mais SNR que 1.5 T (?)
- A SNR é proporcional à raiz quadrada do tempo de aquisição
 - Aquisição rápida \rightarrow SNR baixa
 - Múltiplas aquisições: promediação aumenta a SNR
- A SNR é proporcional ao volume do voxel
 - Resolução espacial alta \rightarrow SNR baixa
 - O custo da resolução é altíssimo: $SNR \leftrightarrow \Delta x \Delta y \Delta z$

QUARTA PARTE

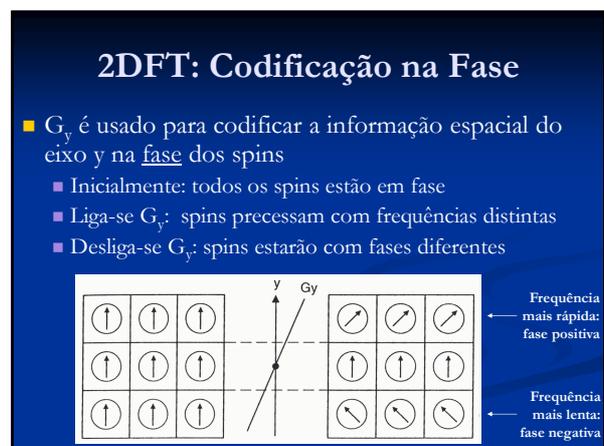
- Formação do sinal
- Espaço-K
- Sobreposição e Borramento
- Resolução e FOV





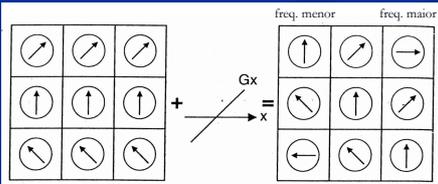
- ## QUINTA PARTE
- Aquisição de imagens
 - 2DFT
 - Codificação de fase
 - Codificação na frequência
 - Aquisição dos dados
 - Artefatos de zipper
 - Outras trajetórias
 - EPI (Echo Planar Imaging)
 - Espirais
 - PR (Projection Reconstruction)
 - Sequências de pulso

- ### Gradientes e Espaço-k: Aquisição
- Enquanto os spins relaxam, eles precessam e interagem com os gradientes, gerando um sinal oscilatório que é capturado por uma bobina
 - Esse sinal é demodulado e amostrado ($T_s = 4 \mu s$)
 - Durante a aquisição, usam-se os gradientes (G_x, G_y, G_z) para percorrer o espaço-k (k_x, k_y, k_z)
 - Para imagens axiais 2D, usam-se apenas G_x e G_y (G_z é usado só na excitação)
 - Para imagens 2D em planos sagitais, coronais ou oblíquos, rotacionam-se os gradientes de excitação e aquisição
 - Para imagens 3D, os três gradientes são usados na aquisição



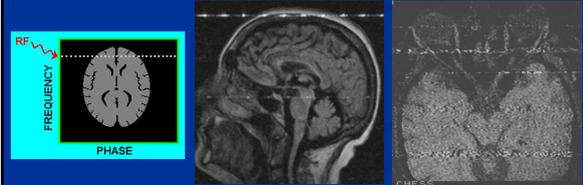
2DFT: Codificação na Frequência

- 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



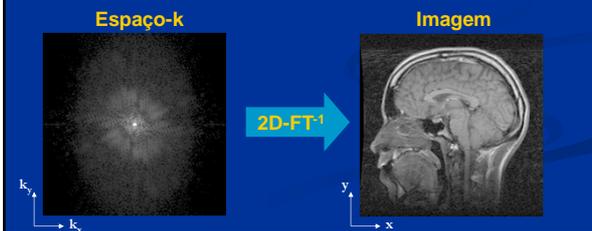
Artefatos de "Zipper"

- 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



Reconstrução de imagens de RM

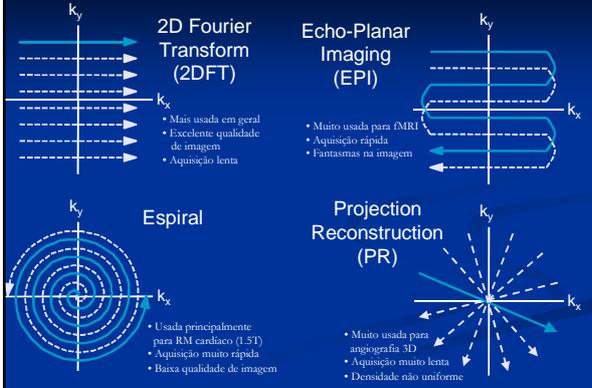
- Dados adquiridos: $M(k_x, k_y)$
- Dados desejados: $m(x, y)$
- Solução: transformada de Fourier inversa



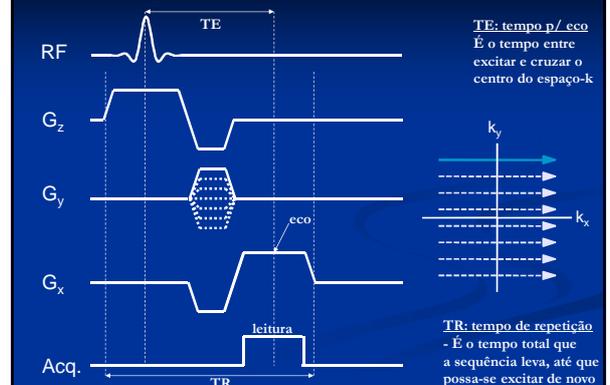
Resumo (aquisição 2DFT axial)

- Polarização:
 - O campo B_0 polariza os spins 1H , 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: $m(x, y)$

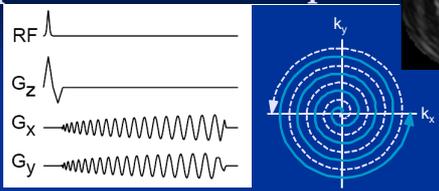
Trajórias no espaço-k



Sequência de Pulso: 2DFT

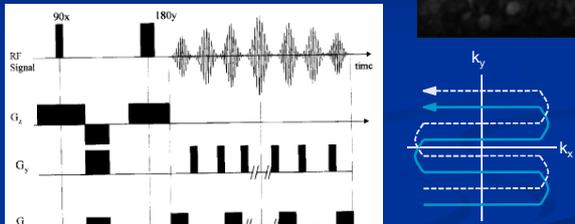


Sequência de Pulso: Espiral



- 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 (o TR também)
- Artefatos: aliasing causa 'swirling'; off-resonance causa borramento (ao invés de deslocamento)
- A reconstrução não é trivial: grade não-Cartesiana

Sequência de Pulso: EPI



- Leitura, TE e TR longos
- 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 μ s

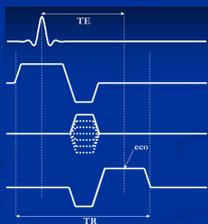


SEXTA PARTE

- Mecanismos de contraste
 - Contraste T1
 - Contraste T2
 - Contraste de densidade de prótons
 - Agentes de contraste

Relembrando

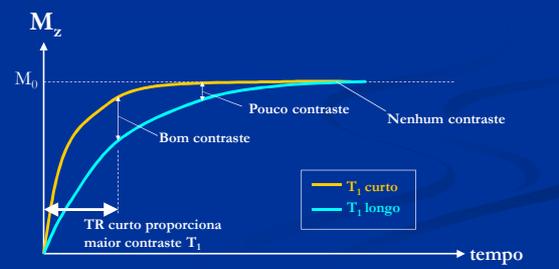
- TR: Tempo de repetição
 - Duração total da seqüência de pulsos; ou seja
 - Tempo entre duas excitações consecutivas
- TE: Tempo para eco
 - Tempo decorrido entre a excitação ("flip") e a aquisição do centro do espaço-k (eco)



Contraste T_1

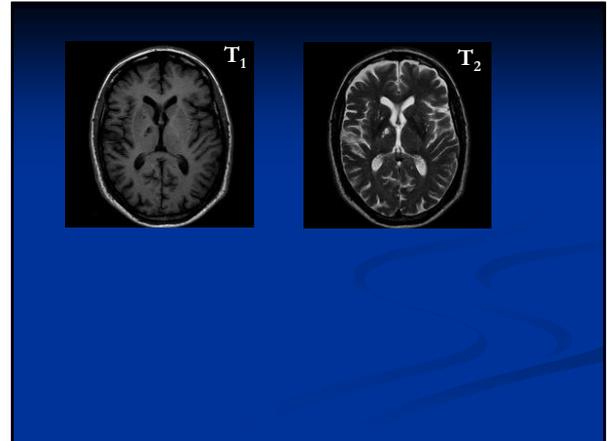
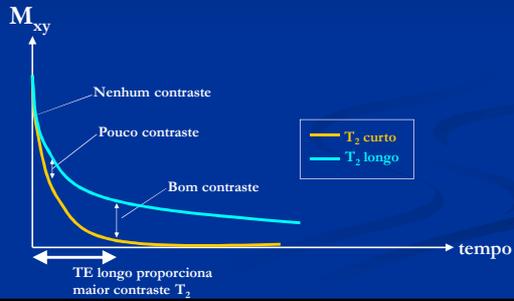
$M_z \xrightarrow{RF} M_{xy}$

- T_1 : recuperação da magnetização longitudinal (M_z)



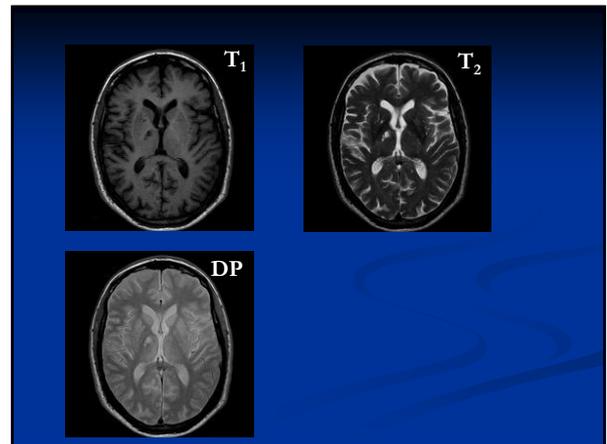
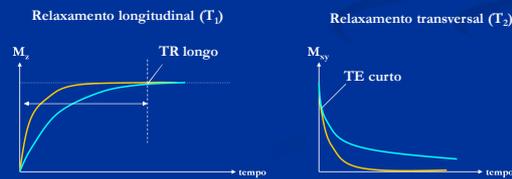
Contraste T_2

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



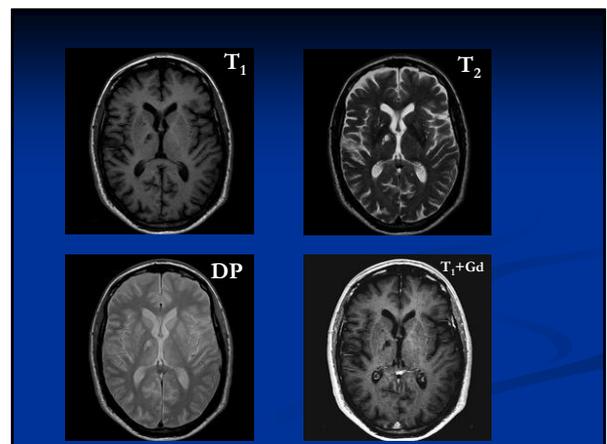
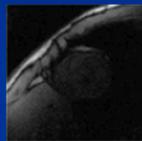
Contraste de densidade de prótons

- 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	$N(H)$

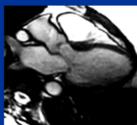
	TE curto	TE longo
TR curto	Contraste T1	Contraste intermediário
TR longo	Contraste de densidade de prótons	Contraste T2

SÉTIMA PARTE

- Aquisição de imagens dinâmicas
 - Aquisição gatilhada (CINE)
 - Aquisição em tempo-real
- Imageamento de fluxo sanguíneo
 - Contraste de fase
 - Fourier velocity encoding

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: $M(k_x, k_y, t)$

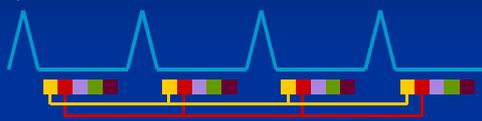


Espaço k-t



Aquisição Gatilhada (CINE)

Gatilho: ECG ou plestismógrafo



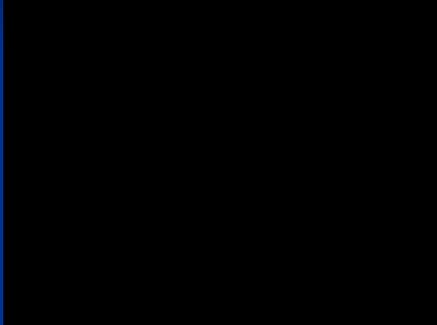
- Pressupõe que o movimento é periódico
- Uma fração do espaço-k de cada quadro temporal é adquirida em cada batimento
- Boa resolução espacial e temporal
- Aquisição leva vários batimentos cardíacos
- Limitações: arritmias, movimento do tórax (respiração)

Aquisição em Tempo-Real



- Usa-se resolução espacial baixa $p/$ diminuir o tempo de aquisição necessário
 - Trajetórias 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 \rightarrow 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

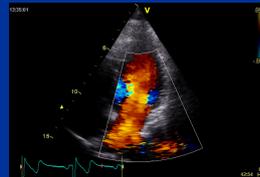
The Diva and the Emcee (USC/EE) (Espiral / Tempo-real)



Imageamento de Fluxo

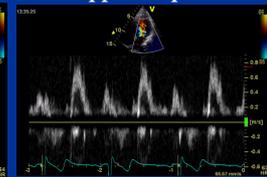
- Ultra-sonografia Doppler é o padrão da indústria
- Limitações: janela acústica, ângulo de insonação

Fluxo a Cores



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

Doppler Espectral

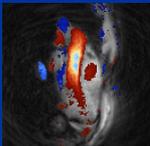


A forma de onda mostra a distribuição de velocidades em um ponto ou linha, em função do tempo: $s(v,t)$

Imageamento de Fluxo em RM

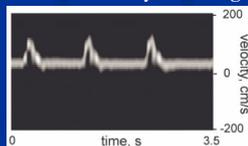
- A informação de velocidade é codificada na fase dos spins, usando-se gradientes bipolares
- Mede velocidade em qualquer ângulo e direção
- RM pode oferecer um exame cardíaco completo!

Contraste de Fase



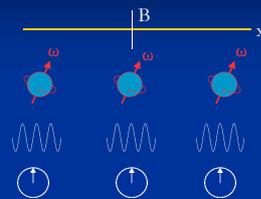
espiral / tempo-real

Fourier Velocity Encoding



excitação cilíndrica / tempo-real

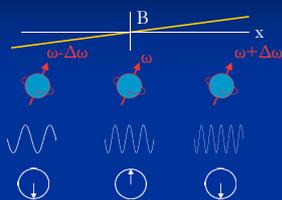
Codificação de Velocidade



- Spins estáticos
- Gradiente desligado

- Os spins se mantêm em fase

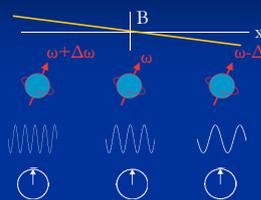
Codificação de Velocidade



- Spins estáticos
- Gradiente unipolar

- Os spins saem de fase

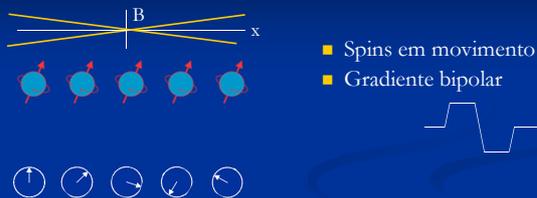
Codificação de Velocidade



- 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

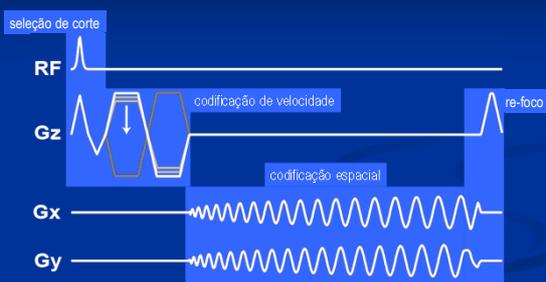


- Spins em movimento
 - Gradiente bipolar
- A fase acumulada é proporcional à velocidade do spin na direção do gradiente
 - O gradiente bipolar codifica a informação de velocidade na fase dos spins

Contraste de Fase com Espirais



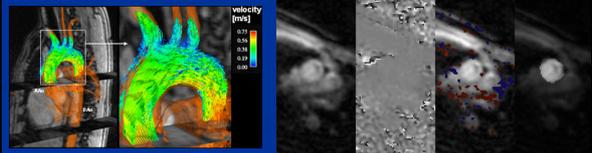
FVE com Leitura em Espiral



Contraste de fase

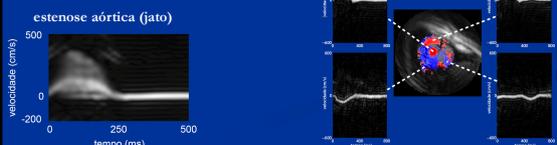
- Dados:
 - Mapa de magnitude: $m(x,y)$ [imagem convencional]
 - Mapa de velocidade: $v(x,y)$ [branco: subindo; preto: descendo; cinza: estático]
- Fluxo a cores: $v(x,y)$ com as cores azul e vermelho, sobreposto a $m(x,y)$
- Fluxo-7D: mede-se o fluxo nas três direções
 - Magnitude: $m(x,y,z,t)$
 - Bipolares em G_z : $v_z(x,y,z,t)$
 - Bipolares em G_x : $v_x(x,y,z,t)$
 - Bipolares em G_y : $v_y(x,y,z,t)$

Fluxo 7D



Fourier Velocity Encoding (FVE)

- Mede a distribuição de velocidades $s(v)$ em cada pixel
 - Para cada pixel da imagem $m(x,y)$, tem-se uma distribuição (histograma) tempo-velocidade $s(v,t)$
- Conjunto de dados 4D:
 - $S(k_x, k_y, k_z, t) \leftrightarrow s(x, y, v, t)$



Fim

- Obrigado pela atenção!
- Comentários, perguntas, etc.:
 - joaluiz@pgea.unb.br
- O material (em cores) estará disponível em:
 - <http://pgea.unb.br/~joaluiz/>

João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.
Hospital Universitário de Brasília
Universidade de Brasília
Brasília-DF, Brasil – 11 e 18 de maio de 2013