

Imagens Médicas

Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.
10ª Semana de Engenharia Elétrica
Universidade de Brasília
3 e 4 de outubro de 2011
<http://pgea.unb.br/~joaoluiz/>
joaoluiz@pgea.unb.br

Quem sou eu?

- Graduação em Eng. Redes (UnB, 2002)
- Mestrado em Eng. Elétrica (UnB, 2003)
 - Processamento de sinais eletrocardiográficos
- Prof. Substituto (UnB, 2003-2004)
- Eng. Desenvolvimento (ZTec, 2002-2004)
- Doutorado em Eng. Elétrica (University of Southern California, Los Angeles, EUA, 2008)
 - Ressonância magnética
- Prof. Eng. Elétrica (UnB, 2009-presente)

Tópicos

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

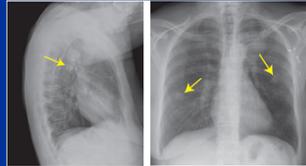
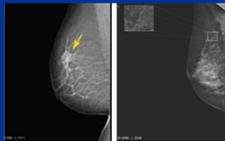


Radiografia: aplicações

- 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

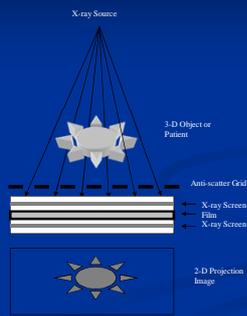


Imagens dinâmicas (imagens fluoróscópicas)

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



Princípio básico



Aparelho de radiografia

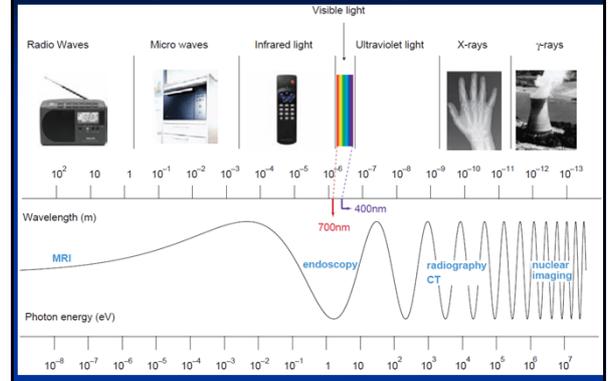


O que é um raio X?

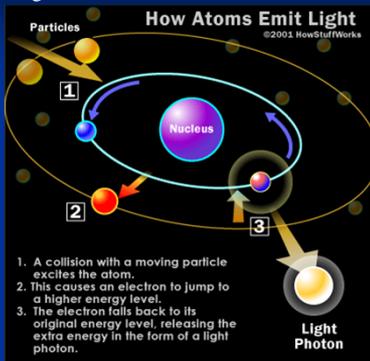
- Muito parecidos com raios de luz visível
- Ambos: ondas de energia eletromagnética, carregada por fótons
- Diferença: nível de energia de cada fóton (comprimento de onda dos raios)

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

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)

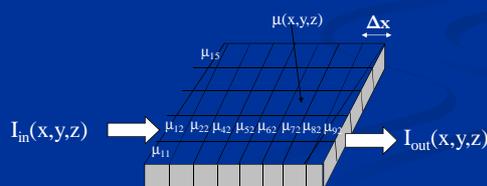
- Característica de cada tipo de tecido
- Pode ser decomposto em dois efeitos principais:
 - Efeito fotoelétrico: fóton é completamente absorvido
 - Efeito Compton: fóton não é absorvido mas perde energia

Absorção de raios X

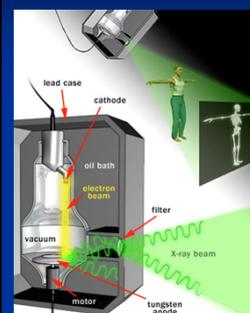
- Tecido macio
 - Átomos menores
 - Não absorvem bem os fótons
 - Ossos
 - Átomos de cálcio são grandes
 - Absorvem bem os fótons de raio X
- } **Contraste!**

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



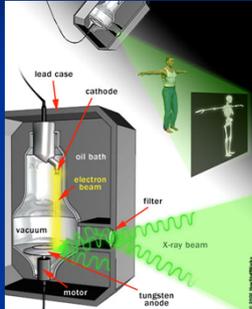
Formação da imagem



- 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

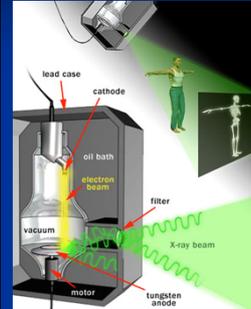


Máquina de radiografia



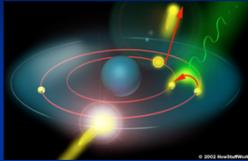
- Par de eletrodos dentro de um tubo de vidro (vácuo)
- Catodo
 - Filamento aquecido (lâmpada)
 - Quando quente, libera elétrons
- Anodo
 - Feito de tungstênio
 - Carregado positivamente
 - Atrai os elétrons pelo vácuo

Máquina de radiografia



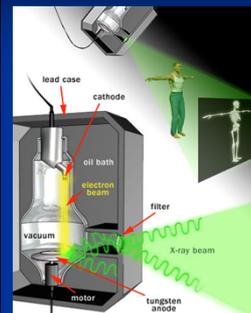
- Diferença de tensão extremamente alta
- Elétrons cruzam o tubo com muita energia cinética
- Elétrons colidem com átomos de tungstênio do anodo

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

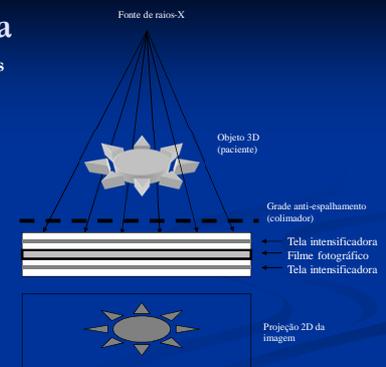


Detecores (radiografia analógica)

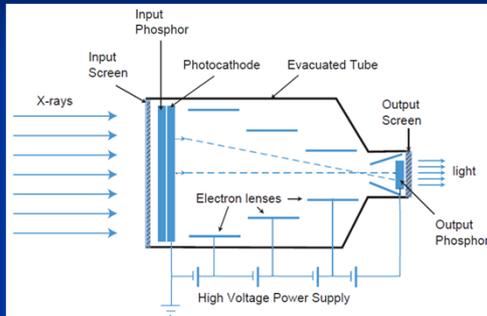
- Combinação filme-tela
- Intensificador de imagem com câmera

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
- Paineis planos com matriz ativa
 - Placa fluorescente + matriz de fotodiodos
 - Matriz de fotocondutores: radiografia direta
- Detectores com contagem de fótons

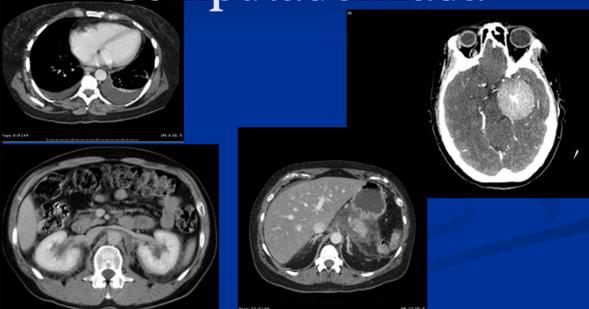
Imageamento com dupla energia

- 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

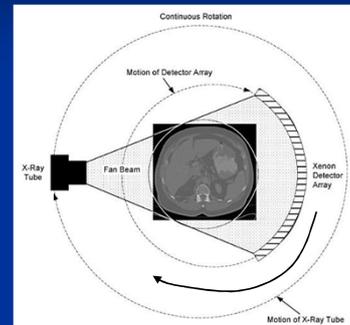
- Introduzida em 1972
- “Tomos” = corte
 - Cortes axiais do objeto
 - Não há superposição dos órgãos na imagem
 - Múltiplos cortes: 3D
- Imagens reconstruídas no computador
 - Informações quantitativas
 - Pós-processamento digital



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

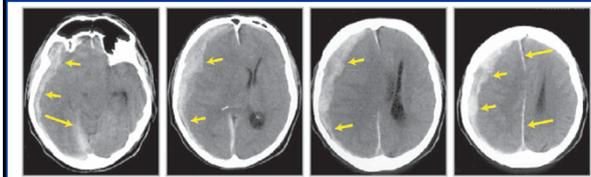


Figure 3.37 Subsequent CT slices through the brain show a subdural hemorrhage as a hyperdense region along the inner skull wall (short arrows). This blood collection causes an increased pressure on the brain structures with an important displacement of the midsagittal line (long arrows). (Courtesy of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

Tórax

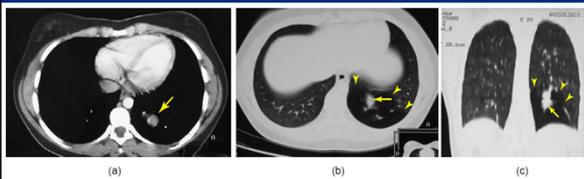
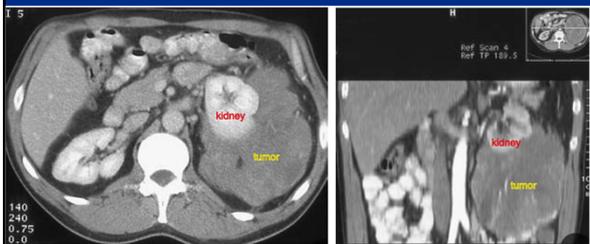


Figure 3.38 CT of the chest. (a) Mediastinal and (b) lung window/level settings, and (c) coronal resliced image. The images show a congenital malformation of the lung located in the left lower lobe. Notice the two components of the lesion: a dense multilobular opacity (arrow) surrounded by an area of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

Coração



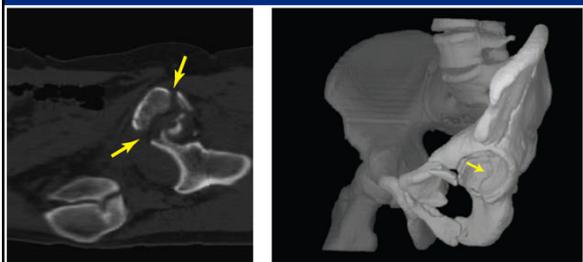
Rins



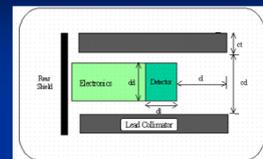
Intestinos: colonoscopia virtual (ou colonografia)



Fraturas



Detecores de radiação



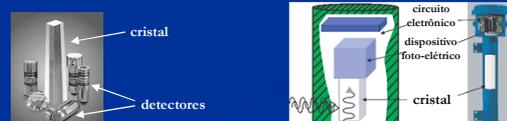
- Dispositivo cuja saída é um sinal elétrico proporcional à incidência de raio-X
- Classes de detectores:
 - Detectores de cintilação
 - Detectores de ionização de gás

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

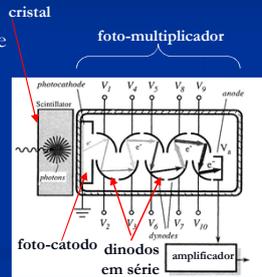
Detecores de cintilação

- 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



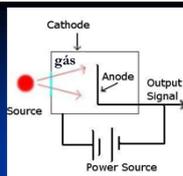
Detector de cintilação pareado cristal-fotodiodo

- 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



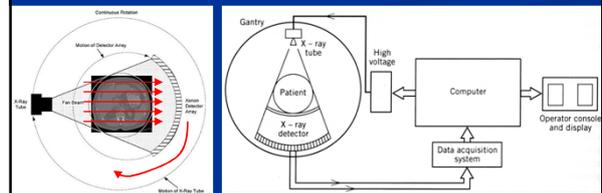
Detectores de ionização de gás

- 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

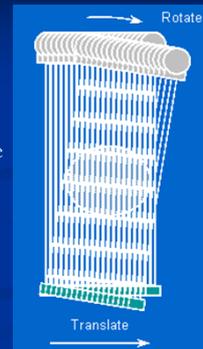


Evolução dos sistemas

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

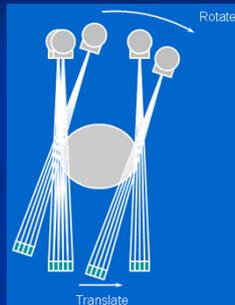
Sistemas de primeira geração

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



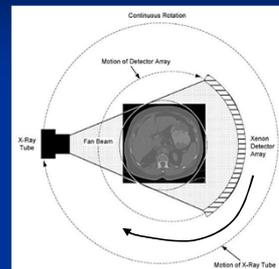
Sistemas de segunda geração

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



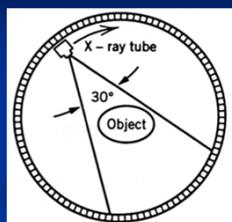
Sistemas de terceira geração

- 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



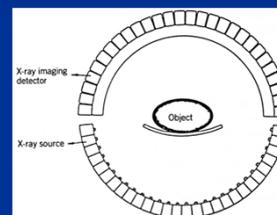
Sistemas de quarta geração

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



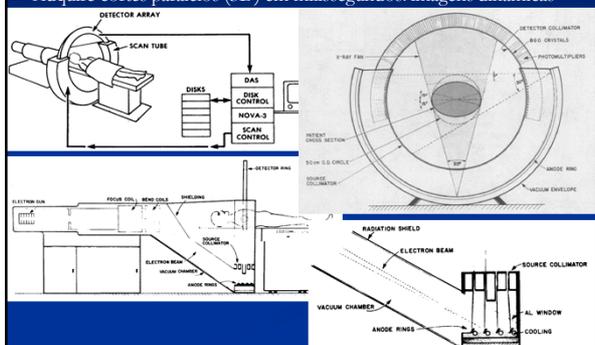
Reconstrutor Espacial Dinâmico (Mayo Clinic, 1982)

- 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



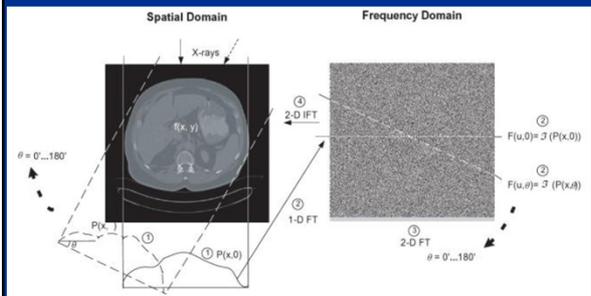
TC cardiovascular

- Volumes renderizados a partir de vários cortes



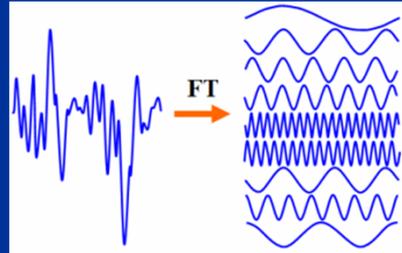
Reconstrução de imagens a partir de projeções

- Princípio básico: teorema da projeção de Fourier

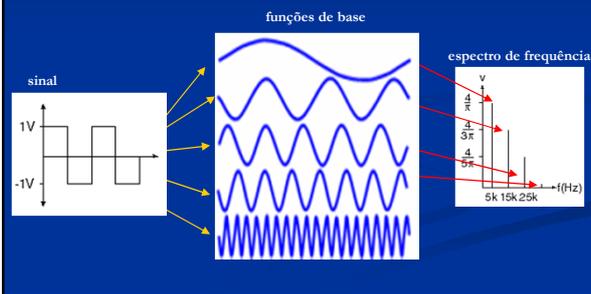


Revisão: Transformada de Fourier

- 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

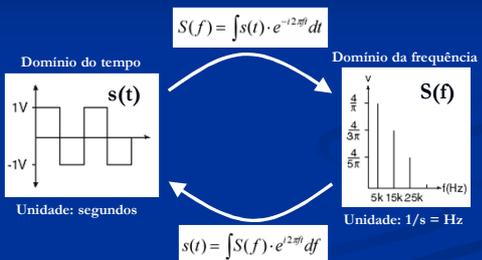
- Transformada de Fourier:
 - função de base $\varphi_f(t)$
 - $\varphi_f(t) = \cos(2\pi ft) - i \cdot \sin(2\pi ft) \rightarrow \varphi_f(t) = e^{-i2\pi ft}$
 - produto interno do sinal $s(t)$ com a função de base $\varphi_f(t)$

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

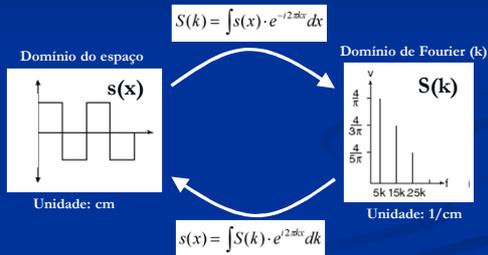


Description	Time Series	Fourier Expansion	Power Spectrum
A pure 5kHz sine wave measuring 1 volt peak		$v(t) = 1\sin(\omega_1 t)$ $\omega_1 = 2\pi(5\text{kHz})$	
A pure 5kHz and 10kHz sine wave, each measuring 1 volt peak, added together		$v(t) = 1\sin(\omega_1 t) + 1\sin(\omega_2 t)$ $\omega_1 = 2\pi(5\text{kHz})$ $\omega_2 = 2\pi(10\text{kHz})$	
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: $t \rightarrow x$ $f \rightarrow k$

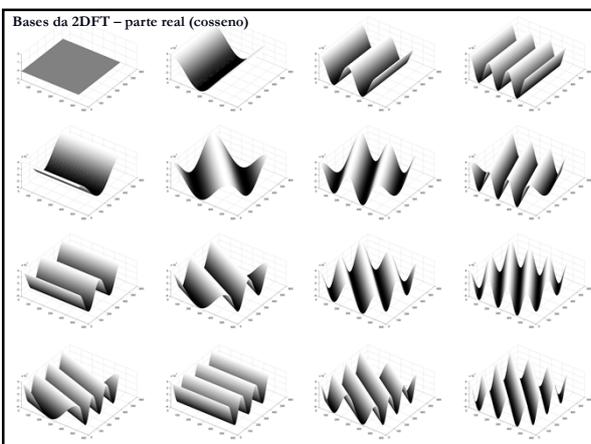
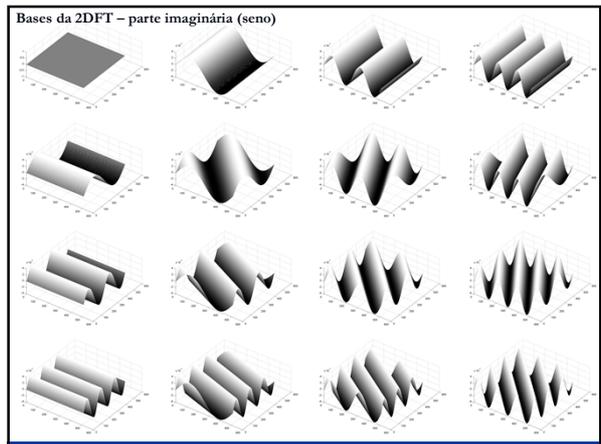
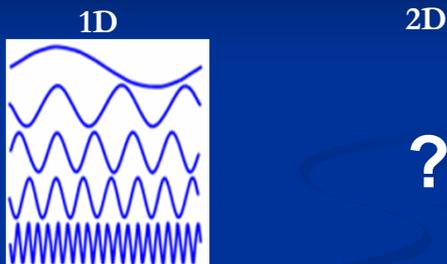


Transformada de imagens: 2D-FT

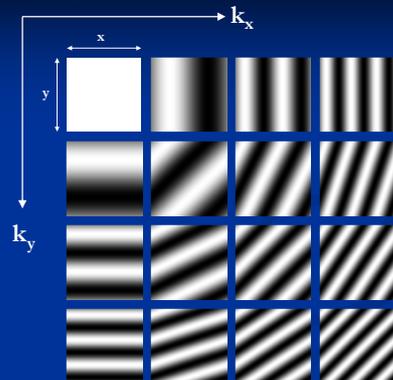
- Duas dimensões espaciais: x, y
- Duas dimensões “frequenciais”: k_x, k_y
- Transformada de Fourier bi-dimensional:
 - Toma-se a transformada ao longo de x
 - A seguir, toma-se a transformada ao longo de y

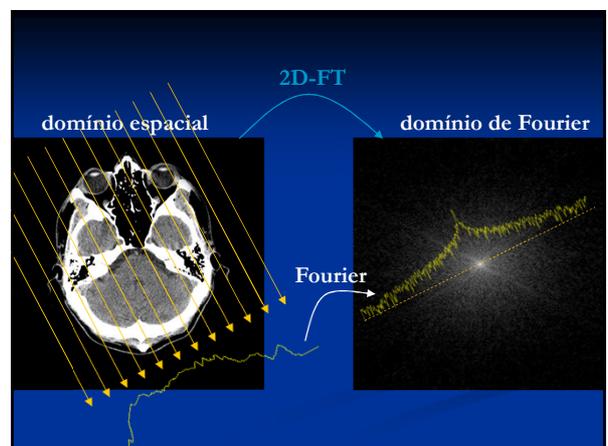
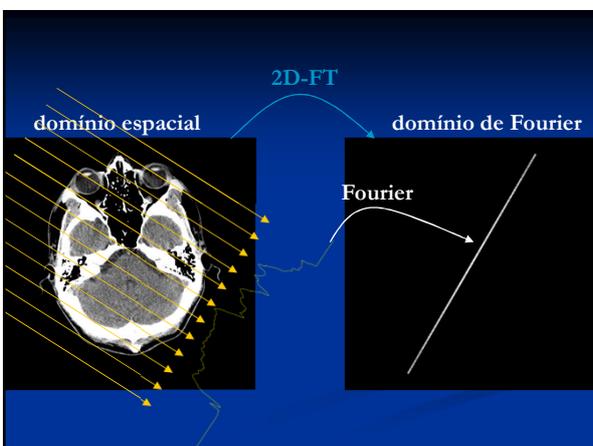
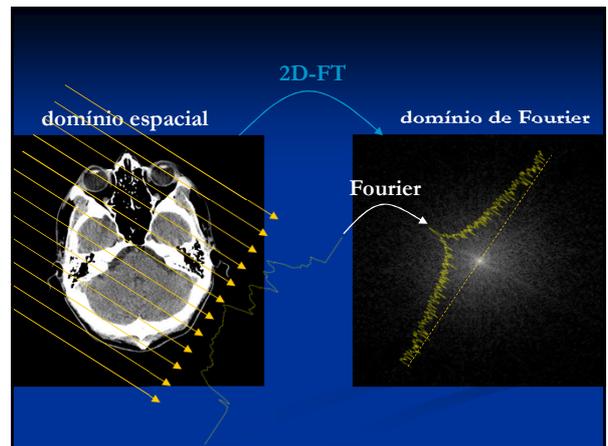
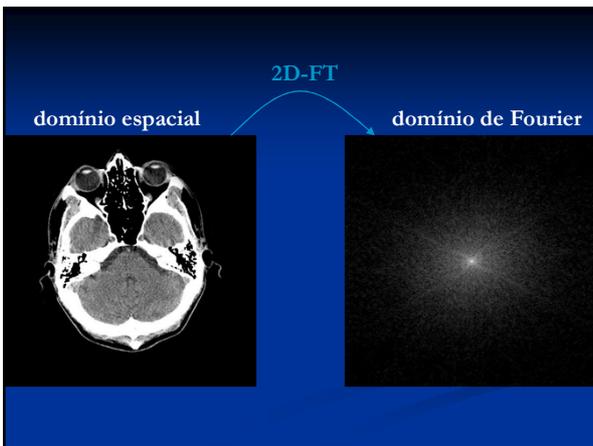
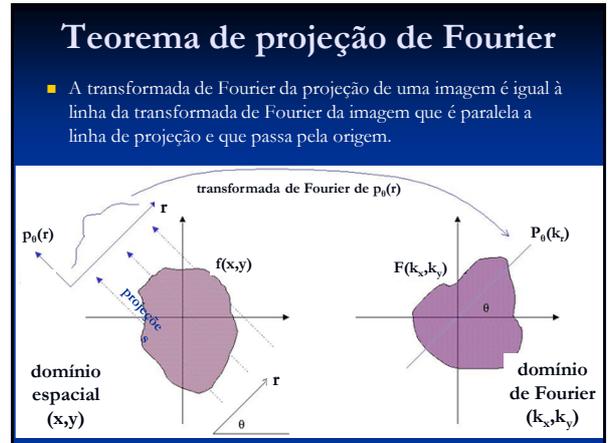
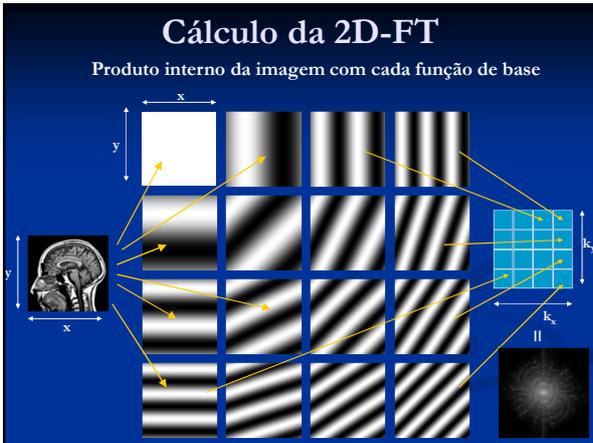
$$m(x,y) \xrightarrow{F_x} m(k_x,y) \xrightarrow{F_y} M(k_x,k_y)$$

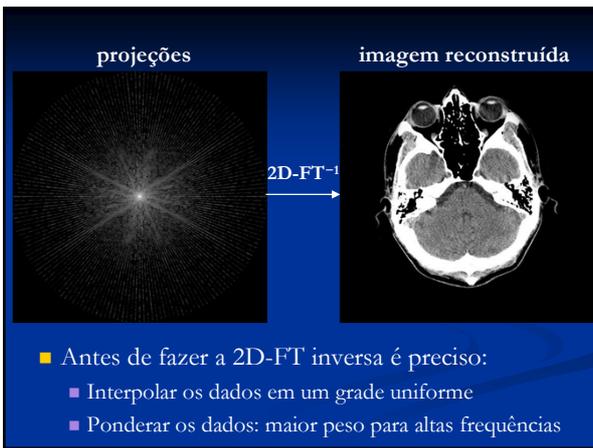
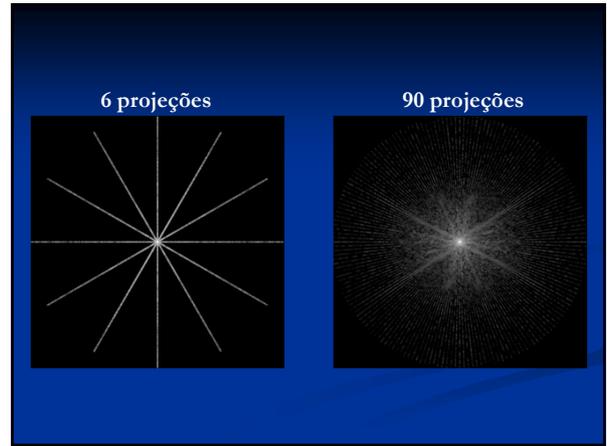
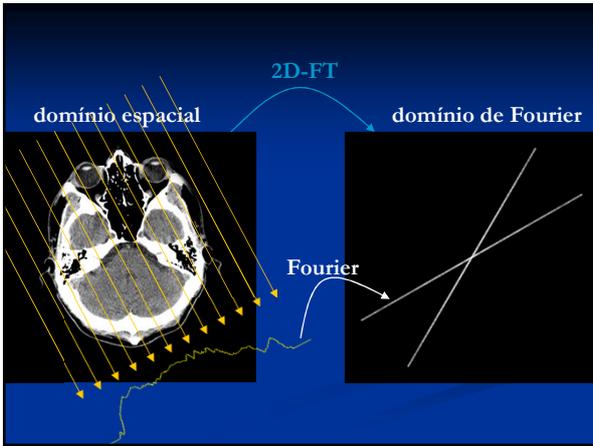
Bases da Transformada de Fourier



Funções de base da 2D-FT

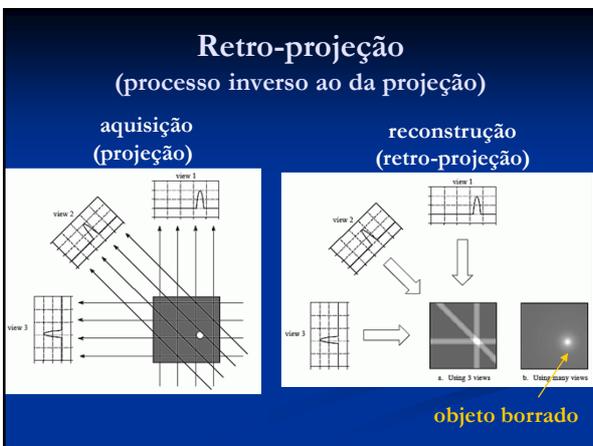






Reconstrução a partir de projeções

- Na prática, é usado um algoritmo chamado retro-projeção filtrada
- Tenta fazer o processo inverso ao da aquisição
- Não usa a transformada de Fourier

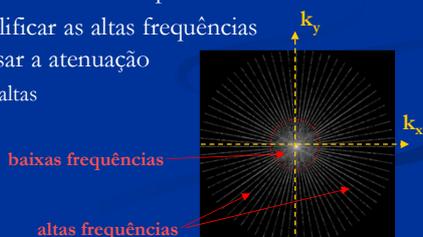


Retro-projeção

- Vídeo

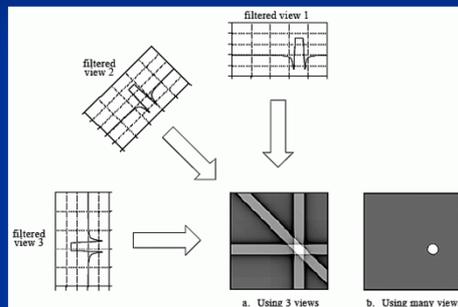
Porque o objeto aparece borrado?

- 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



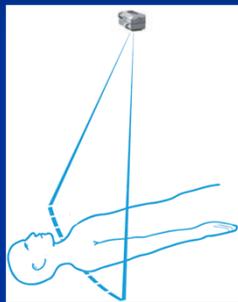
Retro-projeção filtrada

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



Tomografia 3D

corte único

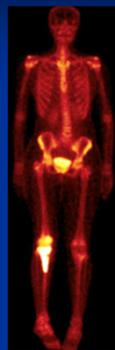


multi-corte

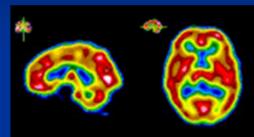


Medicina Nuclear

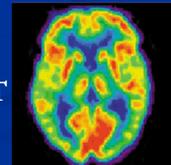
Cintilografia planar



SPECT



PET

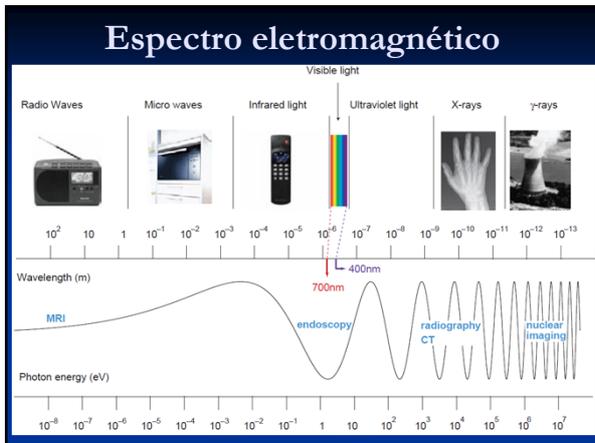


Aplicações

- 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



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

The diagram illustrates the components of a planar scintigraphy system: Object, Collimator, Light guide, Photomultiplier Tubes, and NaI(Tl) crystal. A human body scan image shows areas of high radiotracer concentration in red and yellow.



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

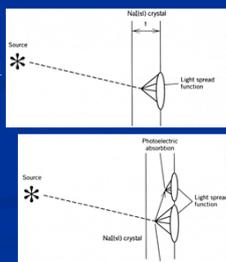
The diagrams show: Parallel collimator (uniform holes), Diverging collimator (holes that narrow towards the crystal), Converging collimator (holes that widen towards the crystal), and Pinhole collimator (a single small hole).

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

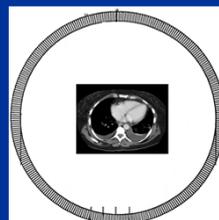
Resolução

- 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



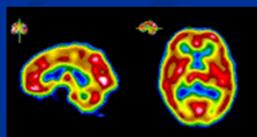
Limitações

- 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



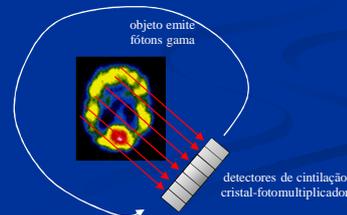
Cintilografia SPECT

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



Princípio de funcionamento

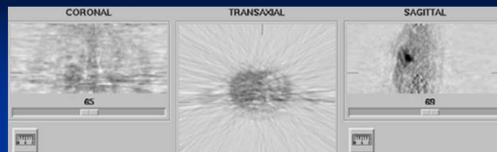
- Tecido metaboliza o elemento radioativo e emite fótons gama
- Colimadores alinham os fótons com a placa de detecção
- Detectores cristal-fotomultiplicador contam os fótons em cada ângulo: projeções
- Placa gira em volta do paciente



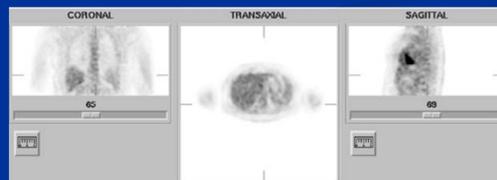
Reconstrução

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

■ Retroprojeção filtrada

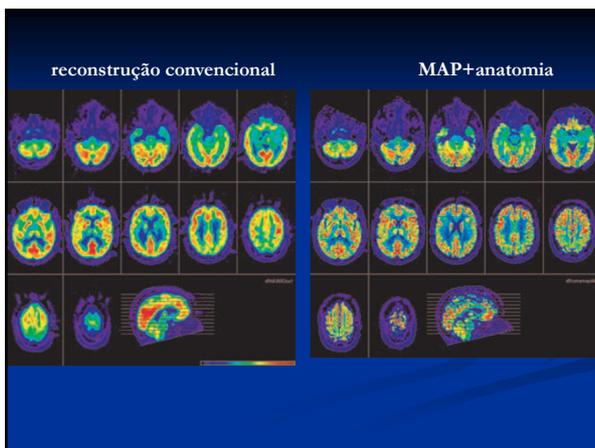
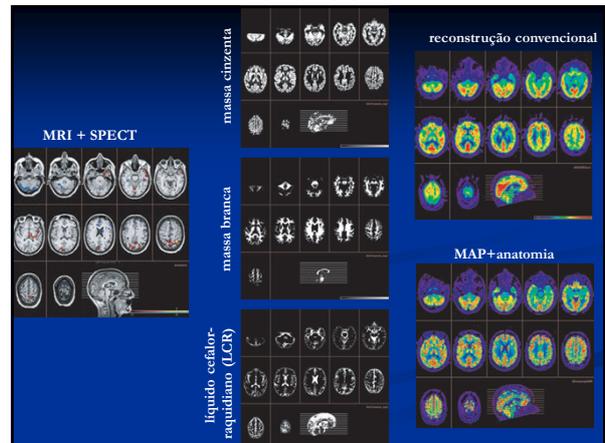


■ Algoritmo iterativo (ML-EM)

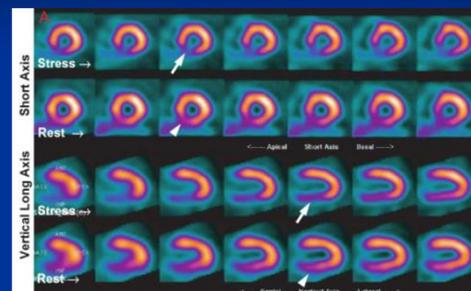


Reconstrução iterativa com informação anatômica

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



Perfusão miocárdica: SPECT 3D



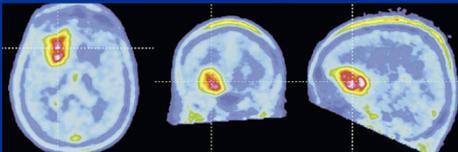
Considerações

- 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

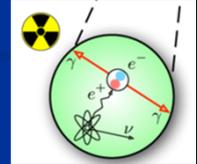
- O hardware de detecção de fótons é bem diferente do usado na tomografia.
 - Tomografia: grande quantidade de fótons detectada em pouco tempo
 - Medicina nuclear: pequena quantidade de fótons detectada durante um intervalo maior de tempo
- Detectores otimizados para sensitividade
- Colimação diminui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

Tomografia por emissão de pósitrons: PET

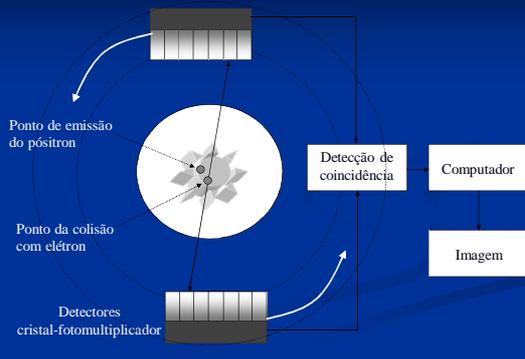


Emissão de pósitrons

- 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

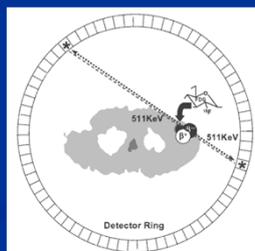


Colimação em PET

- 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

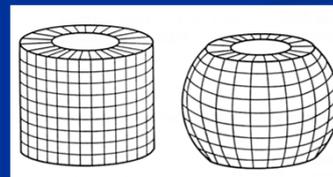
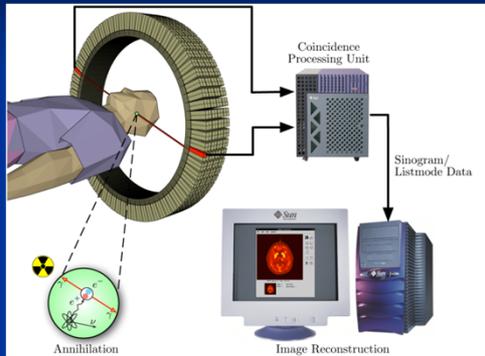
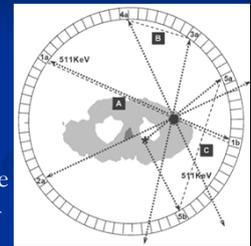


Diagrama de blocos



Detecção simultânea de fótons

- A técnica depende da detecção simultânea de um par de fótons se movendo em direções opostas
- Fótons que não 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 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

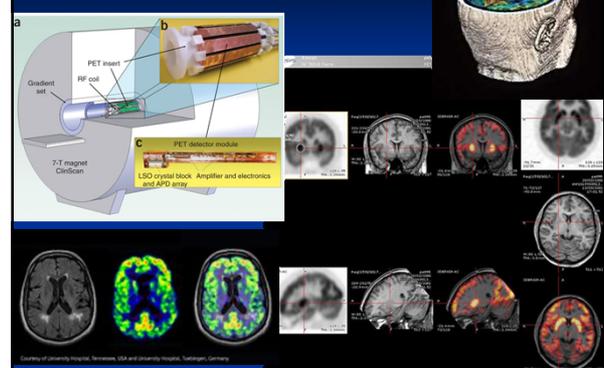
- Muitos radionuclídeos que emitem pósitrons têm baixo número atômico
 - Outra grande vantagem do PET
 - Meia-vida curta: baixas dosagens
- Muitos têm forte afinidade fisiológica com o corpo humano: ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F
 - Relacionados com processos metabólicos

Aparelho TC/PET

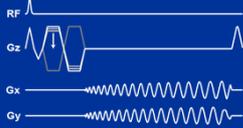
- Exames de tomografia computadorizada e PET são feitos no paciente durante a mesma seção, na mesma máquina
- Ajuda a associar pontos de atividade metabólica com regiões dos órgãos estudados



PET + Ressonância magnética



Ressonância Magnética

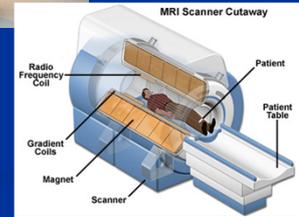


PRIMEIRA PARTE

- 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 (esta sigla 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
- 10 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 μT
 - 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



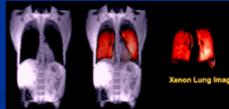


Núcleos que podem ser estudados

- 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

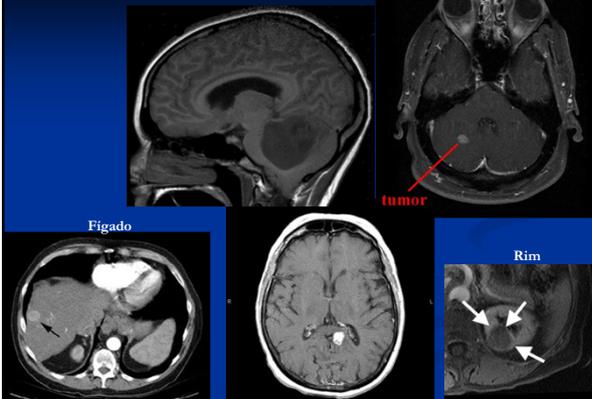


* Hiper-polarização é a polarização do spin nuclear de um material, muito acima das condições de equilíbrio térmico.

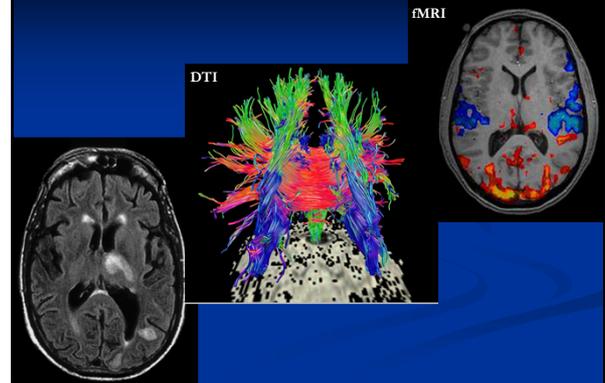
Principais Aplicações

- 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

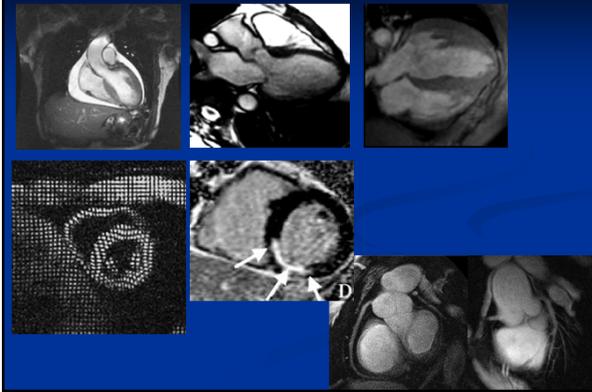
Tumores



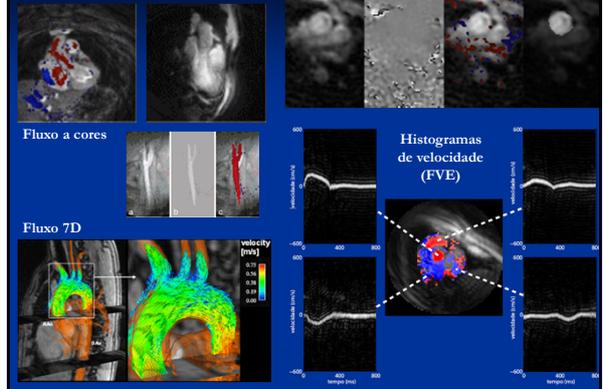
Lesões, Conexões, Atividade Cerebral



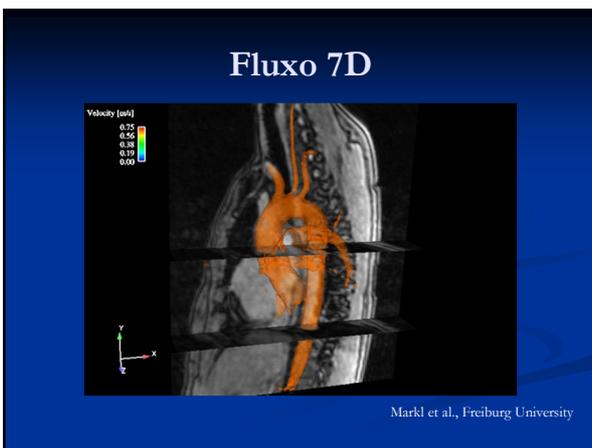
RM Cardíaco



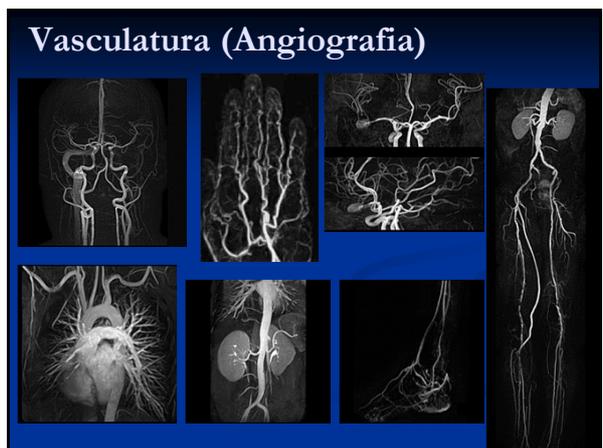
Fluxo Sanguíneo



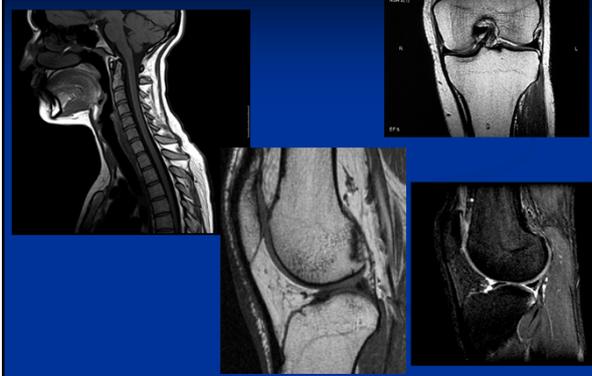
Fluxo 7D



Vasculatura (Angiografia)



Coluna, ligamentos



Espectroscopia

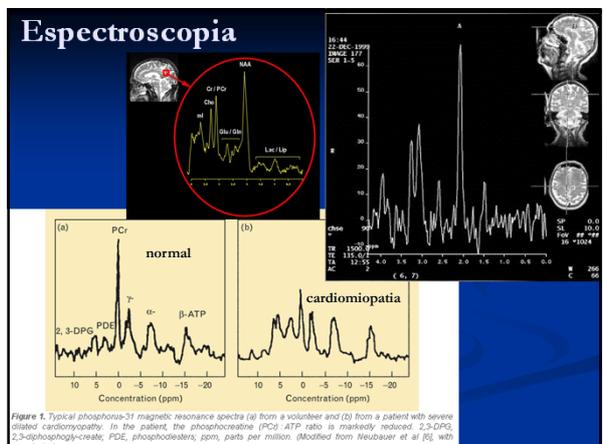


Figure 1. Typical phosphorus-31 magnetic resonance spectra (a) from a volunteer and (b) from a patient with severe dilated cardiomyopathy. In the patient, the phosphocreatine (PCr):ATP ratio is markedly reduced. 2,3-DPG, 2,3-diphosphoglycerate; PDE, phosphodiesterase; ppm, parts per million. (Modified from Neubauer et al [8], with permission.)

Intervenção guiada por RM

Colocação de um stent na artéria renal de um suíno

Obesidade

água

gordura

gordura

água

Apneia do Sono

In this M.R.I image the tongue is being sucked into the back of the throat blocking the airway. This is what happens in OBSTRUCTIVE SLEEP APNOEA (OSA), with the obstruction usually broken with a gasp for breath.

TONGUE

BLOCKED AIRWAY

Fala (trato vocal)

USC

SPAN

Fala (trato vocal)

USC

SPAN

Elastografia

Acoustic Driver System for MRE

Acoustic waves at 60Hz

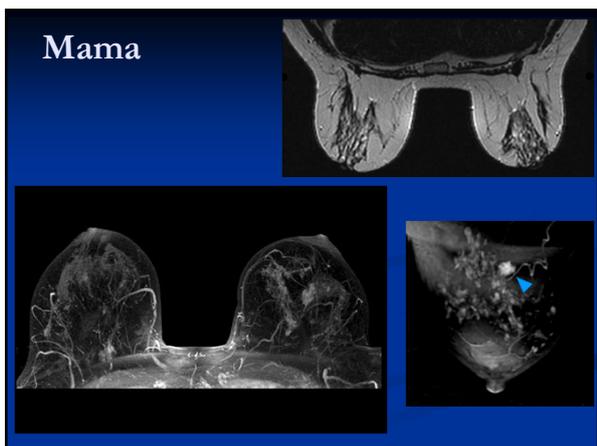
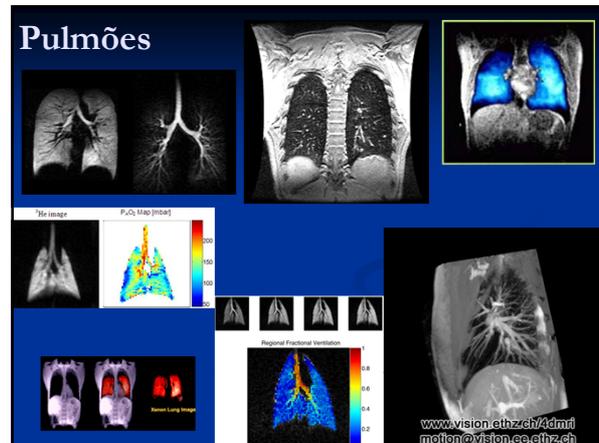
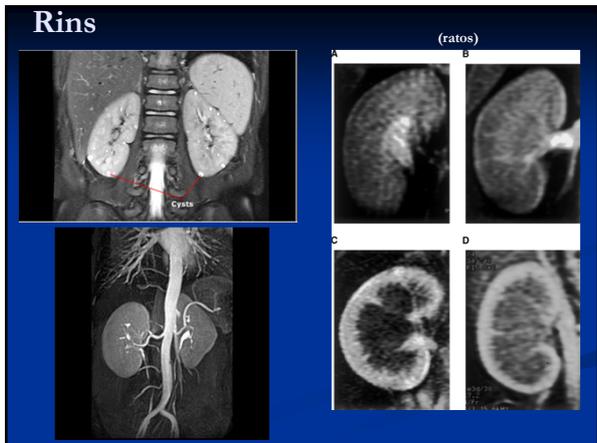
Imaging time: 15 sec

Active Driver

Passive Driver

Elastogram

Shear Stiffness (kPa)



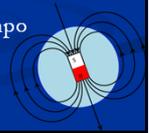
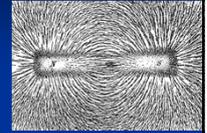
- ### SEGUNDA PARTE
- Campos elétricos vs campos magnéticos
 - O que é um gradiente
 - O que é um sinal de RF
 - Elementos de um scanner
 - Campo B_0
 - Campo B_1
 - Gradientes

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

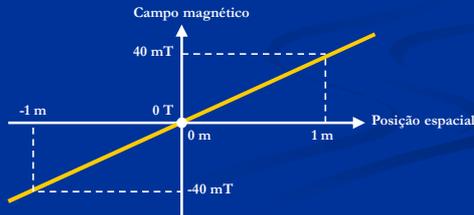
Campos elétricos vs. Campos magnéticos

- Campo magnético
 - Exerce força em cargas elétricas em movimento e em dipolos magnéticos (ex: ímãs, 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



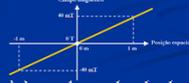
Elementos de um scanner

- 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: $10 \mu\text{T}$), 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

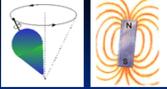
- Gradientes: G_x, G_y, G_z
 - Campos magnéticos médios (ex: 10 mT)
 - A intensidade varia linearmente com a posição espacial
 - G_x : varia na direção x
 - G_y : varia na direção y
 - G_z : varia na direção z
 - Alteram a frequência de precessão dos núcleos, dependendo da sua posição dentro do scanner
 - 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



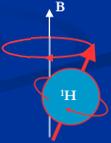
TERCEIRA PARTE

- 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

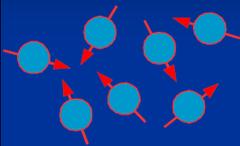


- O spin é uma propriedade fundamental das partículas
 - Momento angular que partículas subatômicas (prótons, nêutrons, elétrons) têm quando estão em um campo magnético
- O spin é associado a um dipolo magnético
- Alguns núcleos atômicos também apresentam spin não-nulo: ^1H , ^{23}Na , ^{31}P , ^3He , ^{129}Xe , ^{17}O , ^{13}C , ^{19}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!

Com campo magnético



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

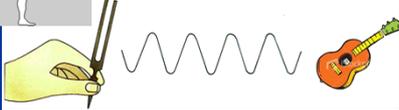
A magnetização total é proporcional à intensidade de B_0 .

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

O campo B_0 está sempre ligado!!!!

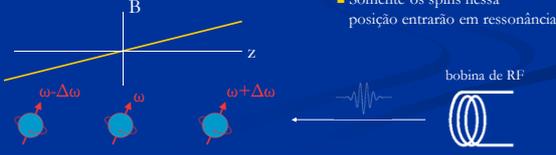
O princípio da ressonância

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

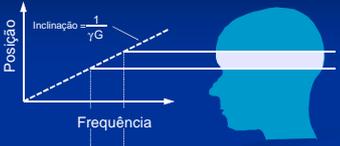



Excitação e Seleção de Corte

- 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
 - Somente os spins nessa posição entrarão em ressonância!



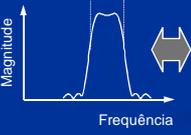
Seleção de Corte



Inclinação = $\frac{1}{\gamma G}$

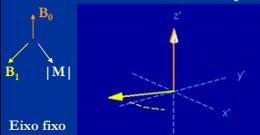
Posição

Frequência

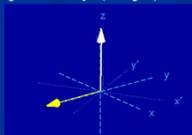



Excitação (“flip”)

- 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”)

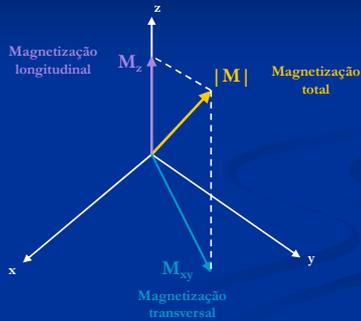


Eixo fixo (B_1 gira no plano x-y)



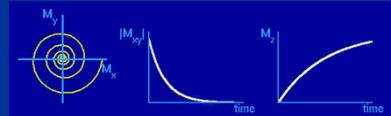
Eixo giratório (y paralelo a B_1)

Decompondo a Magnetização



Relaxamento

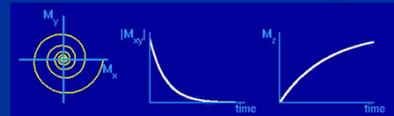
- Imediatamente após o “flip” (90°):
 - $M_z = 0$
 - $M_{xy} = |M| = M_0$
- Ao se desligar o campo B_1 , os spins tendem a se realinhar com o campo B_0
 - A precessão ao redor de B_0 continua, gerando um sinal que pode ser detectado com uma bobina de recepção
- M_z aumenta, até voltar ao valor inicial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



Constantes de Relaxamento

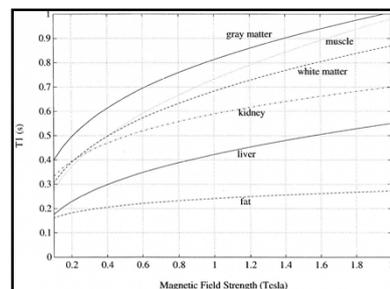
- T_1 : Constante de tempo de recuperação longitudinal
 - $M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$
 - T_1 é o tempo que leva para M_z se recuperar 63%
- T_2 : Constante de tempo de relaxamento transversal
 - $M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2}$
 - T_2 é o tempo que leva para M_{xy} diminuir 63%

- 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



T_1 e T_2 p/ diferentes tecidos

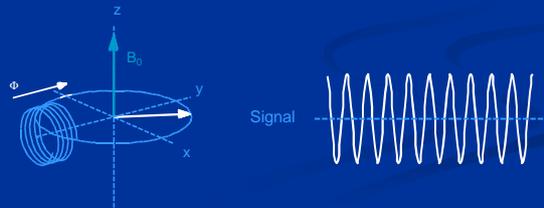
Tissue	T_2 (ms)
gray matter	100
white matter	92
muscle	47
fat	85
kidney	58
liver	43

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
- Imperfeições de uniformidade no campo B_0
 - Alguns spins precessam mais rápidos que outros
 - Perda de sincronia → Spins saem de fase
 - A perda de fase diminui a magnetização transversal total
- 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

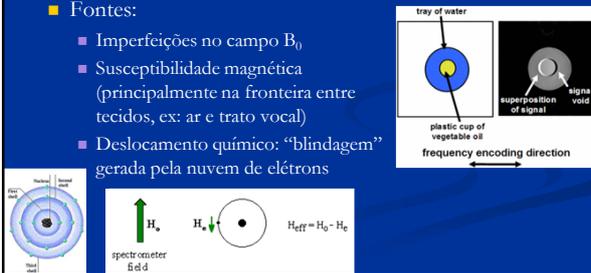
Recepção de sinal

- 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



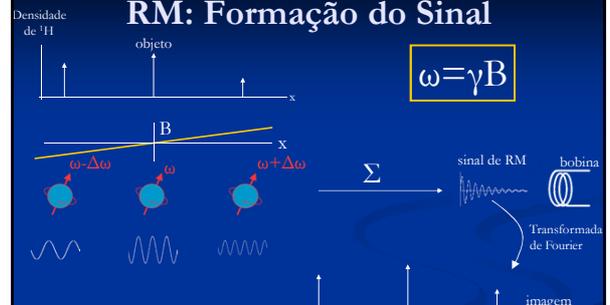
Relação sinal-ruído (SNR)

- 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 → SNR baixa
 - Múltiplas aquisições: promediação aumenta a SNR
- A SNR é proporcional ao volume do voxel
 - Resolução espacial alta → 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

RM: Formação do Sinal



Existe uma relação de Fourier entre o sinal de RM e o objeto

RM: Formação do Sinal

Sinal recebido \leftrightarrow Transformada de Fourier \leftrightarrow Imagem

Espaço-k

Imagem (Domínio Espacial) $\xrightarrow{2D-FT}$ Espaço-k (Domínio da "Frequência")

Espaço-k $\xrightarrow{2D-FT^{-1}}$ Imagem

Imagens de RM são adquiridas no espaço-k.
Para se obter $M \times N$ pixels de imagem, devem-se adquirir $M \times N$ amostras do espaço-k.

Compressão e Expansão

- Expansão em $x \leftrightarrow$ Compressão em k
- Compressão em $x \leftrightarrow$ Expansão em k

Amostragem e Sobreposição

- Amostragem em $x \leftrightarrow$ Replicação em k
- Amostragem em $k \leftrightarrow$ Replicação em x

Resolução e FOV

Imagem (Domínio Espacial) \leftrightarrow Espaço-k (Domínio da "Frequência")

FOV \leftrightarrow $1/\Delta x$

Δx \leftrightarrow $1/\Delta x$

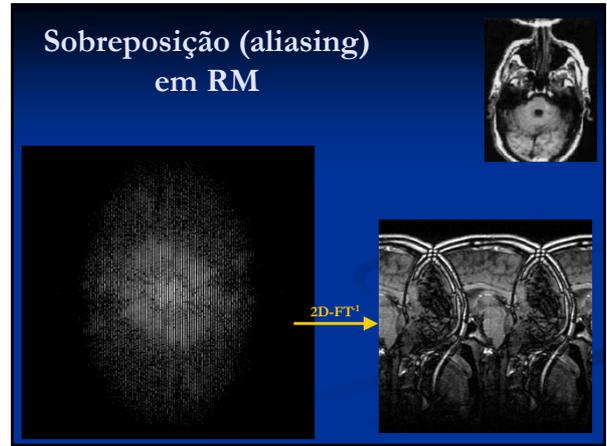
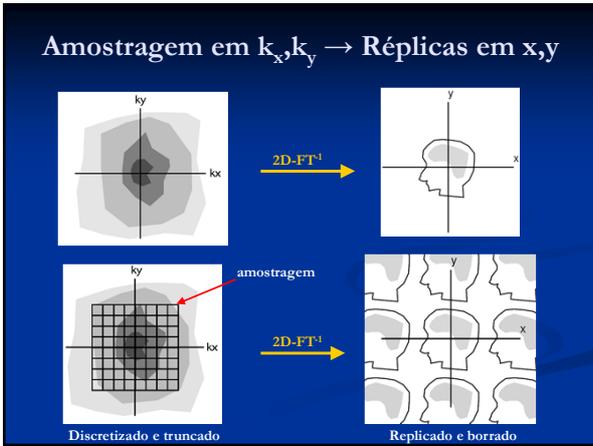
FOV = field-of-view \rightarrow tamanho da imagem
 Δx = resolução espacial \rightarrow tamanho do pixel

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

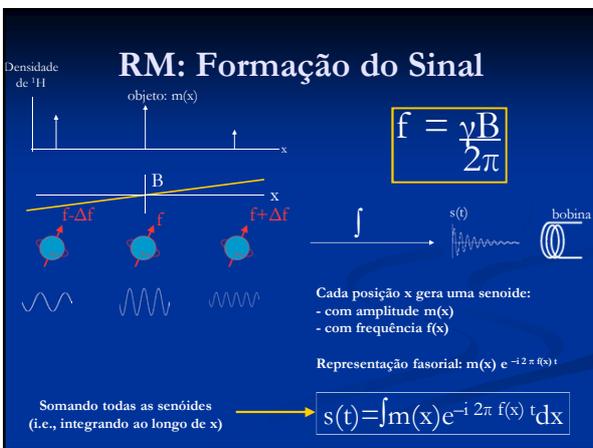
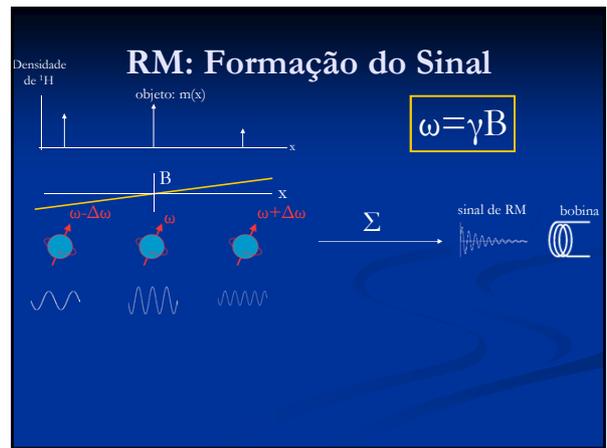
Truncamento em $k_x, k_y \rightarrow$ Borramento em x, y

$1/\Delta x$ $\xrightarrow{2D-FT^{-1}}$ Imagem

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



- ## 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



Frequência do spin na posição x

$f = \frac{\gamma B(x)}{2\pi}$

- $B(x) = B_0 + G_x x$
- $f(x) = \gamma / (2\pi) [B_0 + G_x x]$

$= \underbrace{\gamma / (2\pi) B_0}_{\text{Valor constante. Modulação do sinal. "Portadora": Freq. Larmor (pode ser desconsiderada)}} + \underbrace{\gamma / (2\pi) G_x x}_{\text{Função de } x}$

$f(x) = \gamma / (2\pi) G_x x$

Substituição de variável: $k_x(t)$

$$(1) \quad s(t) = \int m(x) e^{-i 2\pi f(x) t} dx \quad (2) \quad f(x) = \gamma / (2\pi) G_x x$$

- Aplicando (2) em (1):

$$(3) \quad s(t) = \int m(x) e^{-i 2\pi \gamma / (2\pi) G_x x t} dx$$

- Definirei uma função $k_x(t)$ como sendo:

$$(4) \quad k_x(t) \equiv \gamma / (2\pi) G_x t$$

- Aplicando (4) em (3): $s(t) = \int m(x) e^{-i 2\pi k_x(t) x} dx$

- Reescrevendo: $s(t) = M(k_x) = \int m(x) e^{-i 2\pi k_x x} dx$

Conclusão: o sinal de RM é a transformada de Fourier do objeto

Gradientes e Espaço-k

$$s(t) = M(k_x) = \int m(x) e^{-i 2\pi k_x x} dx$$

- Para $G_x(t)$ constante:

$$k_x(t) = \gamma / (2\pi) G_x t$$

- Para $G_x(t)$ variável:

$$k_x(t) = \gamma / (2\pi) \int_0^t G_x(\tau) d\tau$$

- Em ambos os casos, a intensidade do gradiente G_x é usado para alterar o valor de k_x , isto é, "locomover-se" no espaço-k.

Equação geral (3D)

$$s(t) = M(k_x, k_y, k_z) = \iiint m(x, y, z) e^{-i 2\pi (k_x x + k_y y + k_z z)} dx dy dz$$

$$k_x(t) = \gamma / (2\pi) \int_0^t G_x(\tau) d\tau$$

$$k_y(t) = \gamma / (2\pi) \int_0^t G_y(\tau) d\tau$$

$$k_z(t) = \gamma / (2\pi) \int_0^t G_z(\tau) d\tau$$

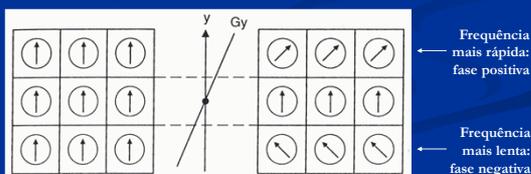
T_x, T_y, T_z , off-resonance, velocidade, etc. podem ser incluídos como termos nesta equação

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

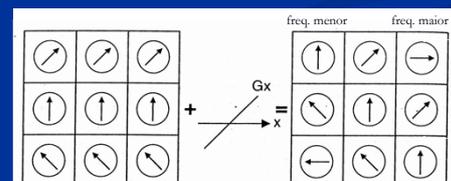
2DFT: Codificação na Fase

- 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



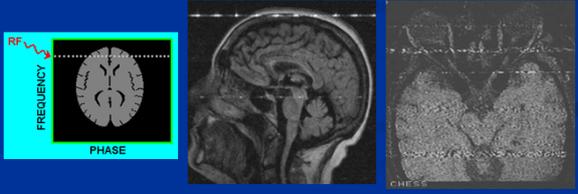
2DFT: Codificação na Frequência

- 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”

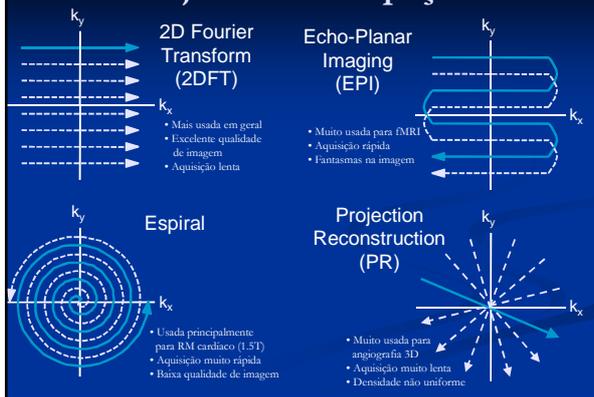
- Interferência em uma frequência específica
 - Durante a aquisição, cada frequência está associada com uma posição espacial ao longo do eixo x
 - Distorção aparece como uma linha na imagem
- Solução: sala deve ser magneticamente blindada



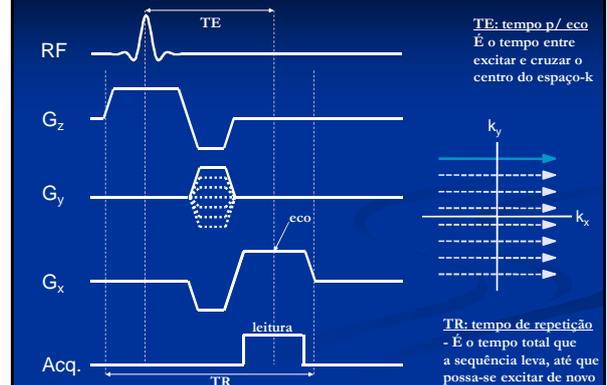
Resumo (aquisição 2DFT axial)

- 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: $m(x, y)$

Trajatórias no espaço-k



Sequência de Pulso: 2DFT

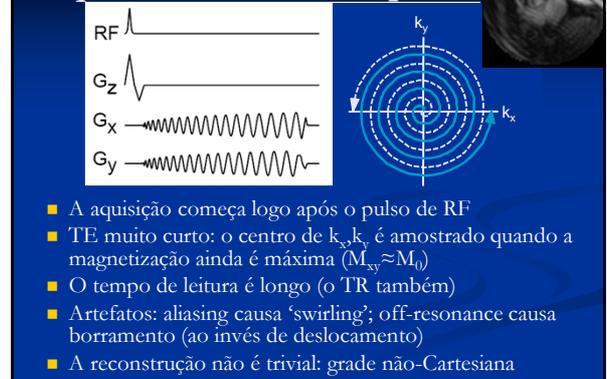


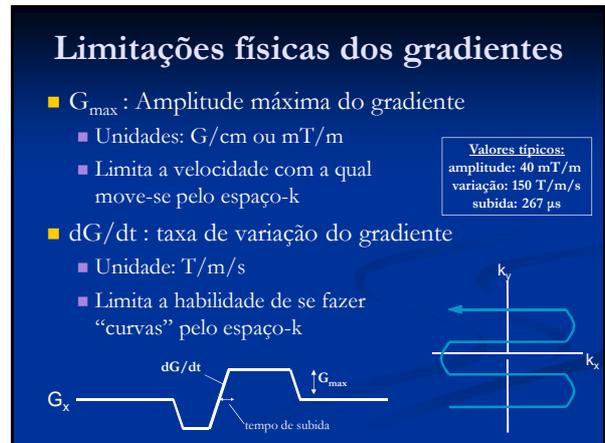
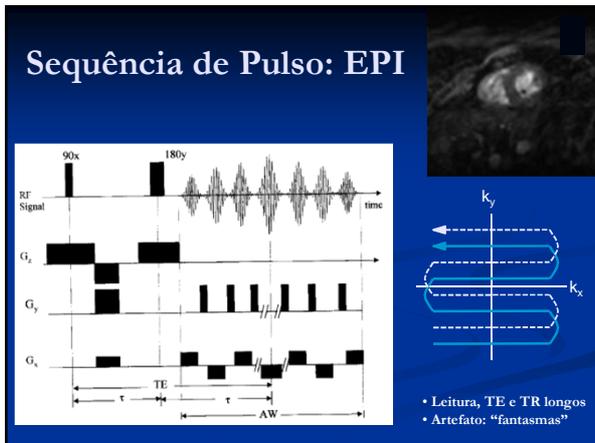
Ordenação da aquisição

- O centro do espaço-k contém a maior parte da energia da imagem.



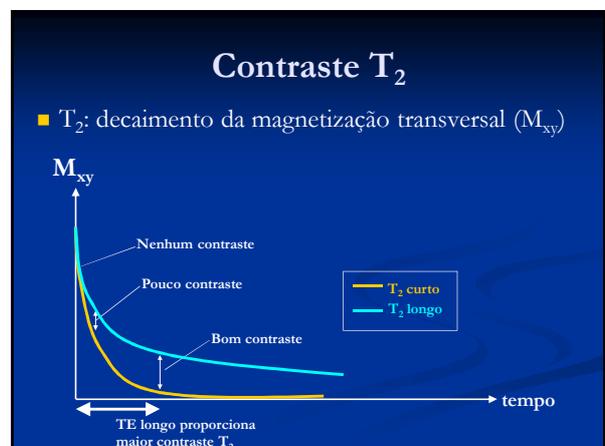
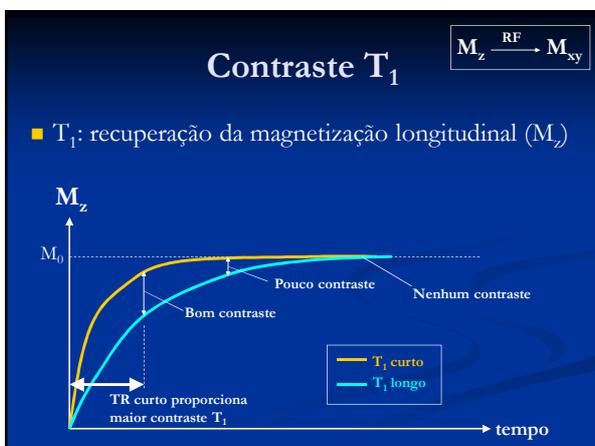
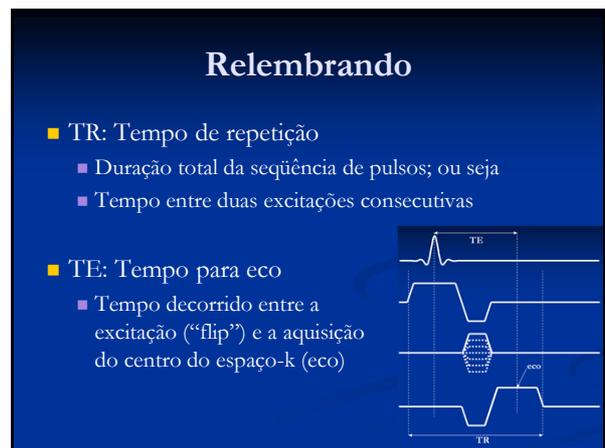
Sequência de Pulso: Espiral

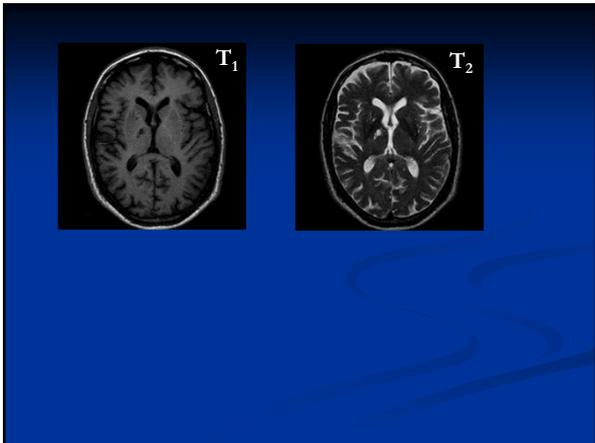




SEXTA PARTE

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



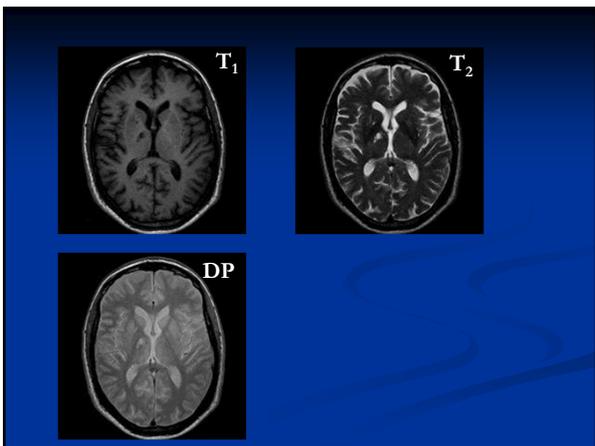


Contraste de densidade de prótons

- 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)

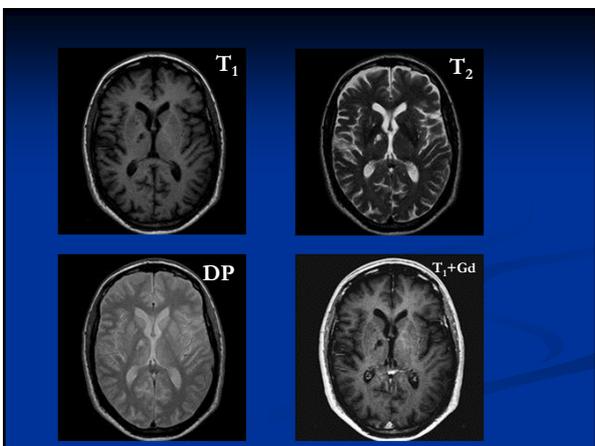
Relaxamento longitudinal (T_1)

Relaxamento transversal (T_2)



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
 - Deteção 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	$N(H)$

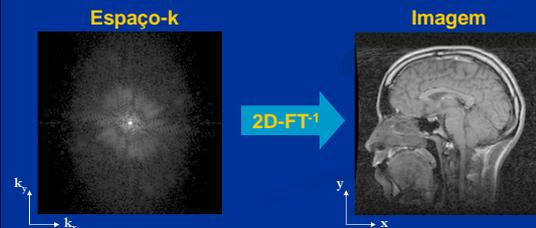
	TE curto	TE longo
TR curto	Contraste T1	Contraste intermediário
TR longo	Contraste de densidade de prótons	Contraste T2

SÉTIMA PARTE

- Reconstrução de imagens
 - Cartesiana: DFT inversa
 - Não-Cartesiana: Gridding
- Aquisição de imagens dinâmicas
 - Aquisição gatilhada (CINE)
 - Aquisição em tempo-real
- Imageamento de fluxo sanguíneo
 - Contraste de fase
 - Fourier velocity encoding

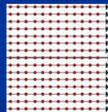
Reconstrução de imagens de RM

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



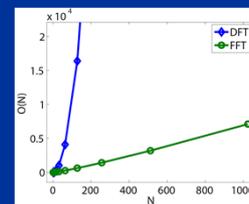
Dados amostrados em uma grade uniforme (Cartesiana)

- Ex: trajetória 2DFT
 - EPI: amostras nem sempre caem em grade uniforme
- Transformada discreta de Fourier (DFT): lenta
 - Número de operações: $O(N^2)$
- Reconstrução rápida:
 - Fast Fourier Transform (FFT)
 - Algoritmo rápido para computação da, para número de amostras igual a uma potência de 2. (ex: 128, 256, 512)
 - Complexidade: $O(N \log N)$
 - Zero-padding: inserir zeros nas bordas do espaço-k para completar uma potência de 2 e poder usar a FFT.
 - FFTW: Transformada rápida para números que não são potência de 2



FFT vs. DFT

- Complexidade em função do número de amostras (N)
- A diferença é extremamente sensível para N grande

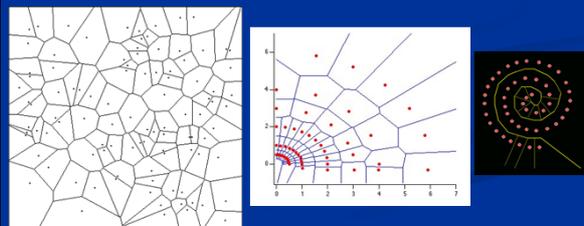


Dados amostrados em uma grade não-uniforme (não-Cartesiana)

- Ex: trajetória espiral
- Solução analítica:
 - DrFT (Direct Fourier Transform)
 - $m(x, y) = \sum_n w(k_{x_n}, k_{y_n}) M(k_{x_n}, k_{y_n}) e^{j2\pi(k_{x_n}x + k_{y_n}y)}$
 - $w(k_x, k_y)$: pesos para compensação de densidade
 - Certas regiões do espaço-k são mais densamente amostrada do que outras
 - É preciso calcular essa densidade, e compensá-la com esse coeficiente de ponderação
 - Cálculo da densidade: área de Voronoi

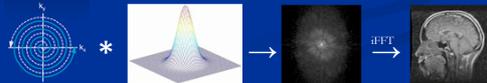
Cálculo da Densidade

- Diagrama de Voronoi
 - Segmentos de reta equidistantes aos pontos vizinhos
- Área menor → Densidade maior → Peso $w(k_x, k_y)$ menor



Gridding (Gradeamento)

- DrFT é extremamente lento
 - $m(x,y) = \sum_n w(k_{xn}, k_{yn}) M(k_{xn}, k_{yn}) e^{j2\pi(k_{xn}x + k_{yn}y)}$
- Gridding consiste em:
 - Interpolam as amostras em uma grade uniforme
 - Usar a FFT para calcular a transformada inversa
 Obs: o coeficiente de ponderação também é necessário
- FFT → Rápido
- A interpolação é realizada convoluindo-se as amostras com uma função-núcleo (kernel)
 - Idealmente: Sinc² ou Jinc (problema: suporte infinito)
 - Na prática: Gaussiana ou Kaiser-Bessel (suporte pequeno)

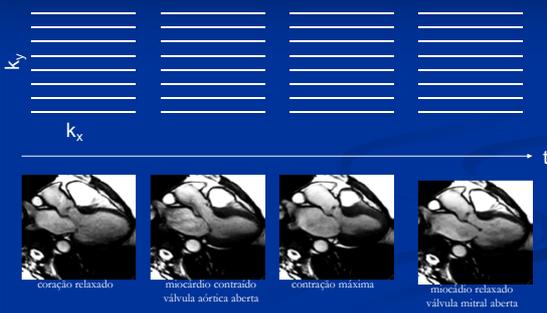


Aquisição de imagens dinâmicas

- 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: $M(k_x, k_y, t)$

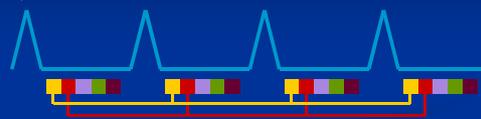


Espaço k-t



Aquisição Gatilhada (CINE)

Gatilho: ECG ou plestismógrafo



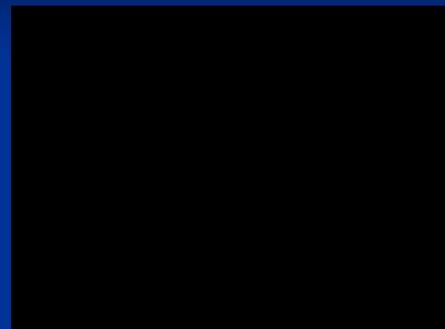
- Pressupõe que o movimento é periódico
- Uma fração do espaço-k de cada quadro temporal é adquirida em cada batimento
- Boa resolução espacial e temporal
- Aquisição leva vários batimentos cardíacos
- Limitações: arritmias, movimento do tórax (respiração)

Aquisição em Tempo-Real



- Usa-se resolução espacial baixa p/ diminuir o tempo de aquisição necessário
 - Trajelórias 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

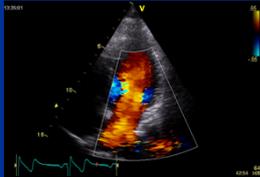
The Diva and the Emcee (USC/EE) (Espiral / Tempo-real)



Imageamento de Fluxo

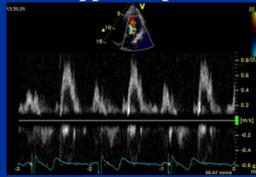
- Ultra-sonografia Doppler é o padrão da indústria
- Limitações: janela acústica, ângulo de insonação

Fluxo a Cores



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

Doppler Espectral

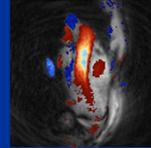


A forma de onda mostra a distribuição de velocidades em uma linha, em função do tempo: $s(v,t)$

Imageamento de Fluxo em RM

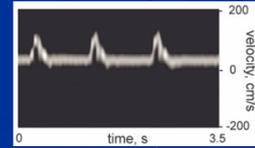
- Mede velocidade em qualquer ângulo e direção
- RM pode oferecer um exame cardíaco completo
- A informação de velocidade é codificada na fase dos spins, usando-se gradientes bipolares

Contraste de Fase



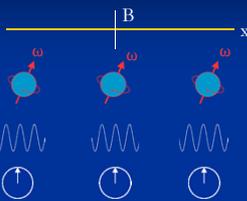
espiral / tempo-real

Fourier Velocity Encoding



excitação cilíndrica / tempo-real

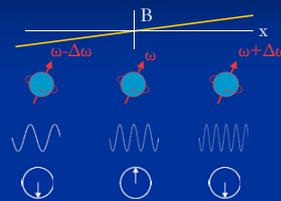
Codificação de Velocidade



- Spins estáticos
- Gradiente desligado

- Os spins se mantêm em fase

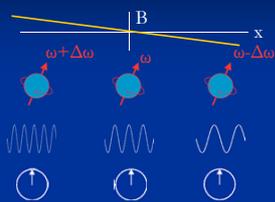
Codificação de Velocidade



- Spins estáticos
- Gradiente unipolar

- Os spins saem de fase

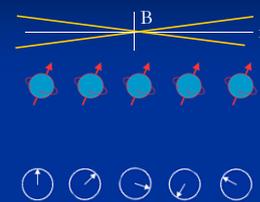
Codificação de Velocidade



- 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



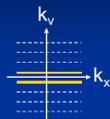
- Spins em movimento
- Gradiente bipolar

- 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

Técnicas de Imageamento de Fluxo

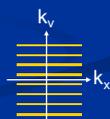
■ Contraste de fase

- Adquirem-se duas imagens com bipolares diferentes
- A diferença de fase entre as duas fornece um mapa de velocidades
- Alta resolução espacial (pixels pequenos)
- Um valor de velocidade por pixel
- Problema: volume parcial (pixel com muitas velocidades)



■ Fourier velocity encoding (FVE)

- Adquirem-se várias imagens, cada uma com um bipolar diferente
- A velocidade é codificada no espaço-k (k_v)
- Baixa resolução espacial (pixels grandes)
- Distribuição de velocidade em cada pixel

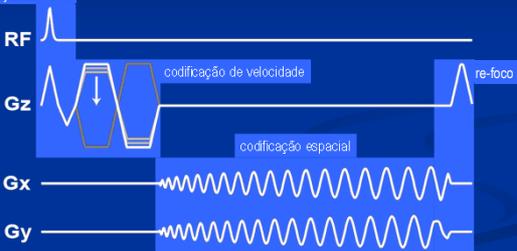


Contraste de Fase com Espirais



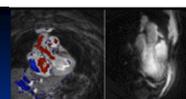
FVE com Leitura em Espiral

seleção de corte

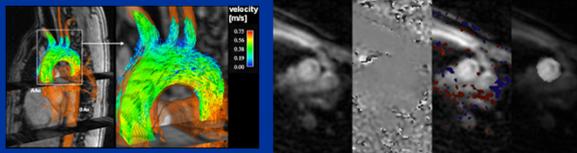


Contraste de fase

- 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 : $v_x(x,y,z,t)$
 - Bipolares em G_x : $v_y(x,y,z,t)$
 - Bipolares em G_y : $v_z(x,y,z,t)$



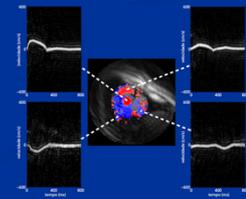
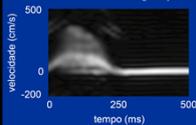
Fluxo 7D



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:
 - $S(k_x, k_y, k_z, t) \leftrightarrow s(x,y,v,t)$

estenose aórtica (jato)



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.
10ª Semana de Engenharia Elétrica
Universidade de Brasília
Brasília-DF, Brasil – 3 e 4 de outubro de 2011