

Imagem por Ressonância Magnética

João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.
Dept. Eng. Elétrica, Universidade de Brasília



XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 16 de novembro de 2008

Formação Acadêmica

- 1997-2003: Universidade de Brasília
 - 2002 Engenheiro de Redes de Comunicação
 - 2003 Mestre em Engenharia Elétrica
- 2004-2008: University of Southern California
 - 2006 M.Sc. Engenharia Elétrica
 - 2008 Ph.D. Engenharia Elétrica
- Presente: Universidade de Brasília
 - Pesquisador Colaborador Pleno (Eng. Elétrica)

Créditos

- Usarei slides, figuras e vídeos emprestados por:
 - Krishna Nayak (USC-EE)
 - Brian Hargreaves (Stanford-Radiology)
- Usarei figuras tiradas dos seguintes livros:
 - RH Hashemi et al, MRI: The Basics
 - DG Nishimura, Principles of magnetic resonance imaging
- E também figuras e vídeos tiradas de diversas páginas na internet

PRIMEIRA PARTE

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

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

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

QUARTA PARTE

- Transformada de Fourier
- 2D-FT
- 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

SEXTA PARTE

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

SÉTIMA PARTE

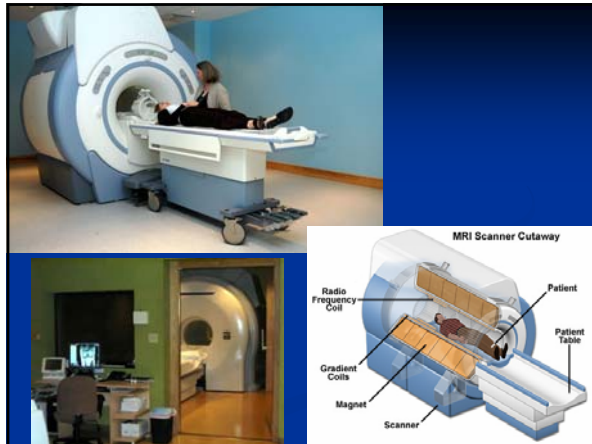
- Reconstrução de imagens
 - Cartesiana: DFT inversa
 - Não-Cartesiana: Gridding
- Aquisição de imagens dinâmicas
 - Aquisição gatilhada (CINE)
 - Aquisição em tempo-real
- Imageamento de fluxo sanguíneo
 - Contraste de fase
 - Fourier velocity encoding

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
 - Porque 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
 - Para algumas aplicações, existem técnicas de aquisição rápida
- 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
 - Permite o uso *in vivo*
 - Nobel de Medicina (2003)
- Uso clínico a partir da década de 80.

RM vs. outras modalidades

- Raio-X
 - Mede a penetração dos raios (uma projeção)
 - Radiação ionizante
- Tomografia Computadorizada (TC)
 - Mesmo princípio que raio-X
 - Adquire várias projeções, com ângulos de incidência diferentes
 - A imagem é reconstruída invertendo o sistema de equações (na prática, retro-projeção filtrada)
- Bons para ossos. Em outras partes do corpo, geralmente usam-se agentes de contraste.

RM vs. outras modalidades

- Medicina Nuclear
 - PET, SPECT
 - Injetam-se isótopos radioativos
 - Mede-se a radiação que sai do corpo
 - Detecção e reconstrução semelhantes à TC
 - Em geral, usados para analisar função, não anatomia
 - Ex: regiões do coração ou do cérebro com maior ou menor perfusão de sangue (infarto, derrame)

RM vs. outras modalidades

- Ultra-sonografia (Ecografia)
 - Portátil, barato
 - Um feixe de som é lançado no paciente
 - Medem-se as reflexões desse feixe de som
 - Atraso ↔ distância
 - Variação de frequência (Doppler) ↔ velocidade
 - Muito usado no coração
 - Tempo-real
 - Fluxo sanguíneo
 - Baixa qualidade de imagem (mas tem alta resolução)
 - Necessita de janela acústica para propagação do feixe
 - Problemas com ossos, ar, gordura, cicatriz cirúrgica, etc.

RM vs. outras modalidades

- Ressonância magnética (RM)
 - Mede a concentração de núcleos (ex: ^1H) e algumas propriedades do tecido
 - Também mede a velocidade (fluxo) dos núcleos
 - Utiliza campos magnéticos e pulsos eletromagnéticos
 - Radiação não ionizante
 - Não-invasivo
 - Contraste não é necessário na maioria das aplicações
 - 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, clipes de papel, cintos, chaves, etc.
- Contra indicações:
 - Implantes metálicos, marca-passos, alguns tipos de tatuagem, etc.
- Outros riscos:
 - 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

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

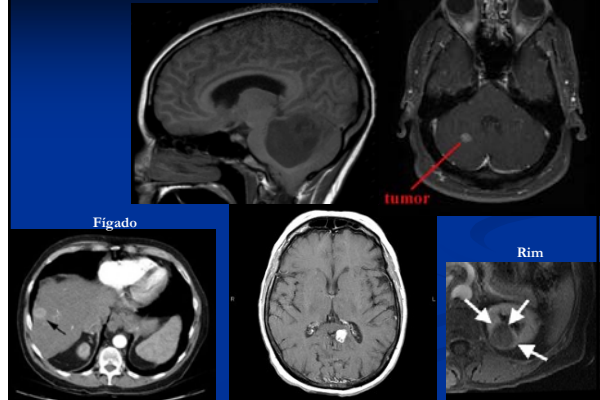


* Hiper-polarização é a polarização do spin nuclear de um material, muito acima das condições de equilíbrio térmico.

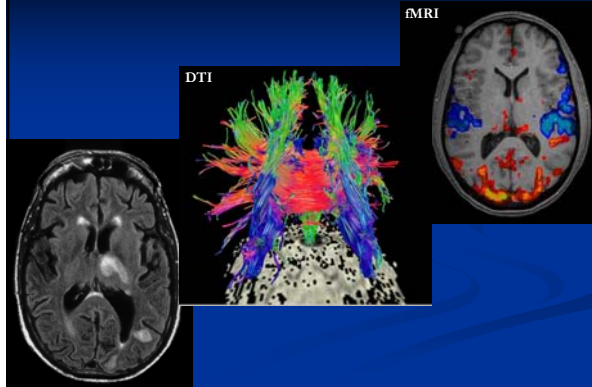
Principais Aplicações

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

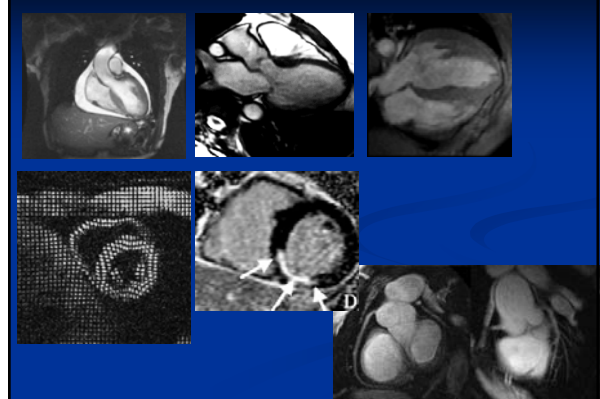
Tumores



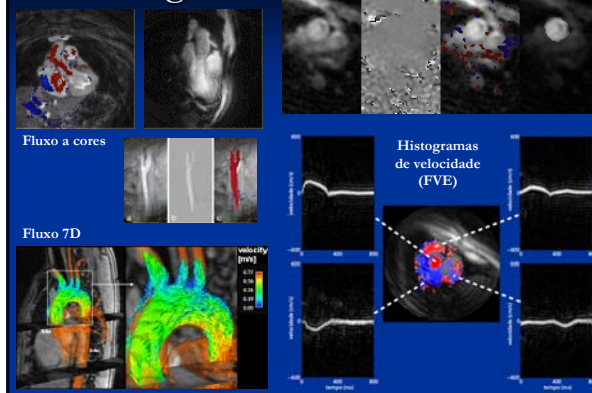
Lesões, Conexões, Atividade Cerebral



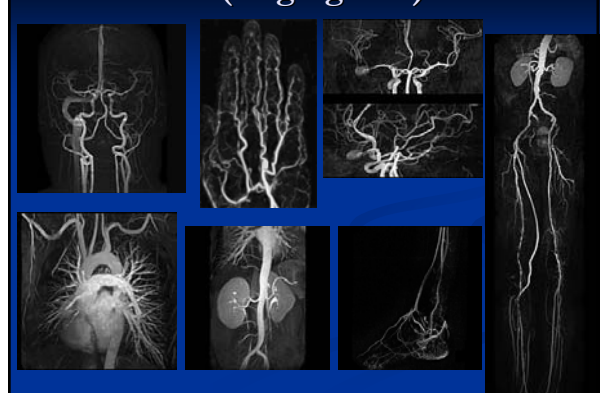
RM Cardíaco



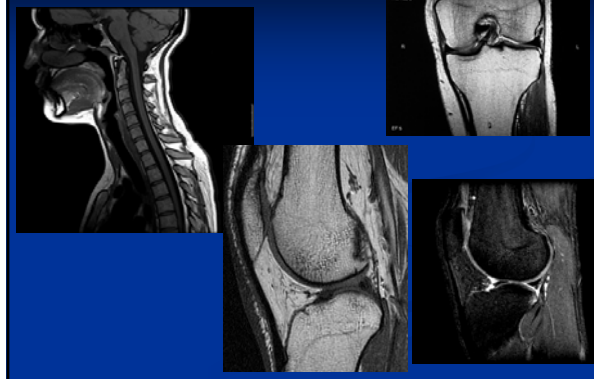
Fluxo Sanguíneo



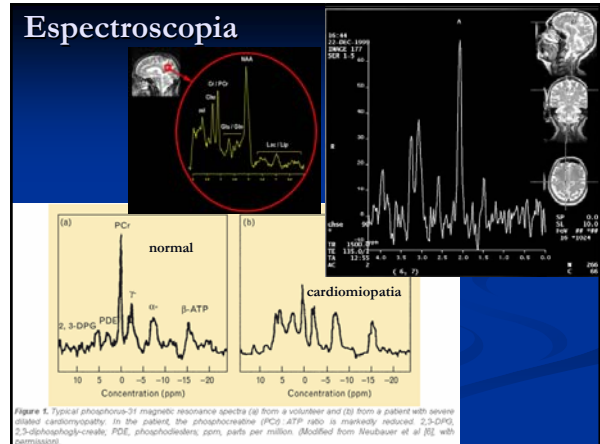
Vasculatura (Angiografia)



Coluna, ligamentos



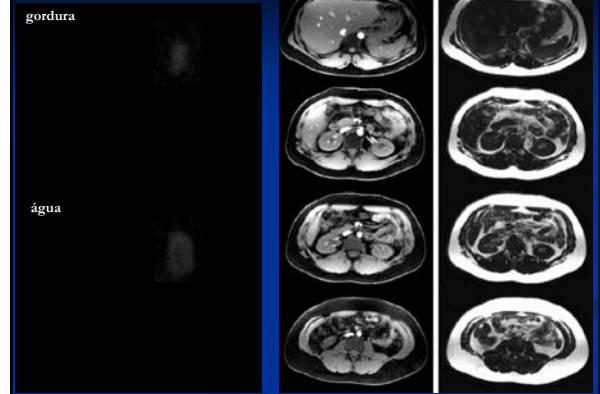
Espectroscopia



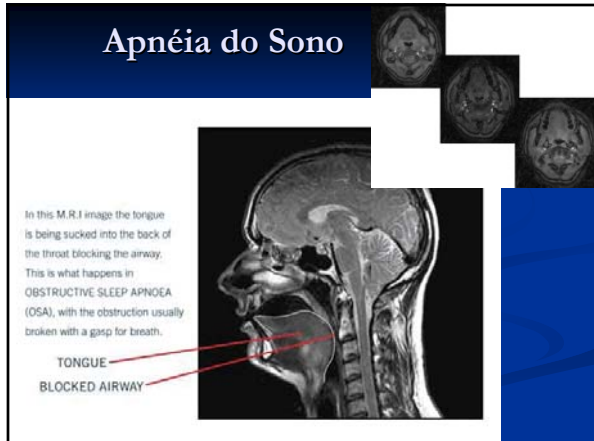
Intervenção guiada por RM



Obesidade



Apnéia do Sono



Fala (trato vocal)



Elastografia

Acoustic Driver System for MRE

Acoustic waves at 60KHz
Imaging time: 15 sec

Active Driver

Passive Driver

Elastogram

Shear Stiffness (kPa)

Rins

(ratos)

Cysta

A B

C D

Pulmões

www.vision.ehz.ch/4dmf
mofen@vision.ehz.ch

Mama

Corpo Inteiro!

Estudos com animais

µMRI

SEGUNDA PARTE

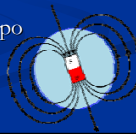
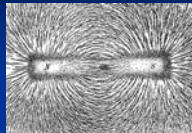
- Campos elétricos vs campos magnéticos
 - O que é um gradiente
 - O que é um sinal de RF
- Elementos de um scanner
 - Campo B_0
 - Campo B_1
 - Gradientes

Campos elétricos vs. Campos magnéticos

- Campo elétrico
 - Um campo elétrico exerce força sobre objetos 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

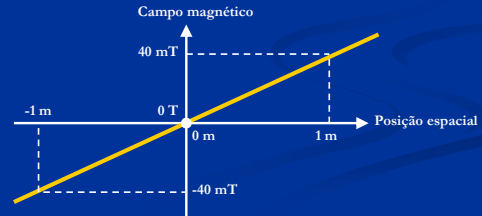
Campos elétricos vs. Campos magnéticos

- 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

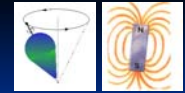
- Gradientes: G_x, G_y, G_z
 - Campos magnéticos médios (ex: 10 mT), paralelo a z
 - A intensidade varia linearmente com a posição espacial
 - G_x varia na direção x
 - G_y varia na direção y
 - G_z varia na direção z
 - Alteram a frequência de precessão dos núcleos, dependendo da sua posição dentro do scanner
 - $\omega = \gamma B$
 - i.e., a frequência é proporcional à intensidade do campo magnético
 - 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



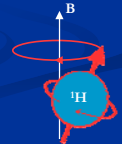
TERCEIRA PARTE

- 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!

O campo B_0 está sempre ligado!!!!

Com campo magnético

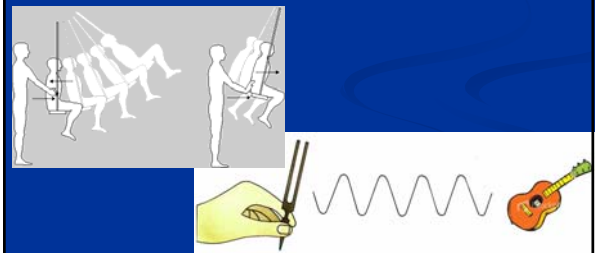
Um pouco mais da metade dos spins ($7 : 1.000.000 @ 3\text{T}$) aponta na direção do campo. Isso é o suficiente para gerar uma magnetização mensurável.

A magnetização total é proporcional à intensidade de B_0 .

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

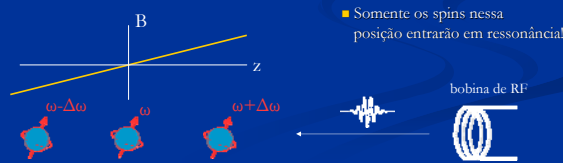
O princípio da ressonância

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

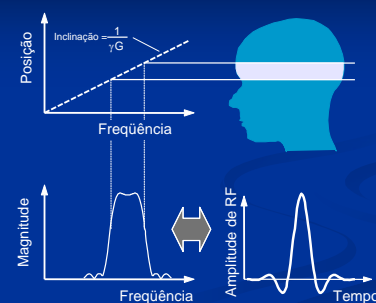


Excitação e Seleção de Corte

- 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

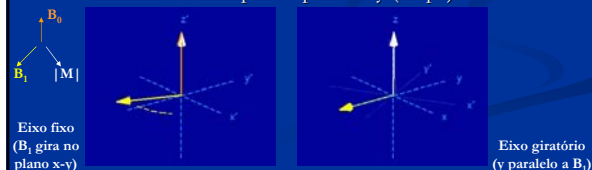


Seleção de Corte

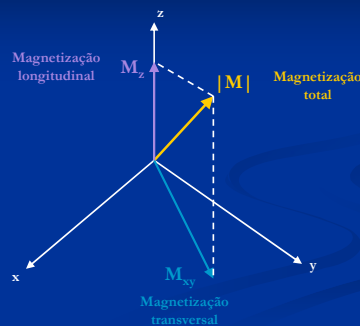


Excitação (“flip”)

- 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”)

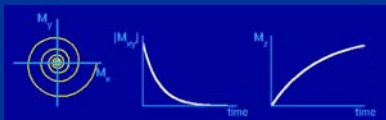


Decompondo a Magnetização



Relaxamento

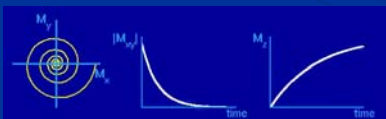
- Imediatamente após o “flip” (90°):
 - $M_z = 0$
 - $M_{xy} = |M| = M_0$
- Ao se desligar o campo B_1 , os spins tendem a se realinhar com o campo B_0
 - A precessão ao redor de B_0 continua, gerando um sinal que pode ser detectado com uma bobina de recepção
- M_z aumenta, até voltar ao valor inicial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



Constantes de Relaxamento

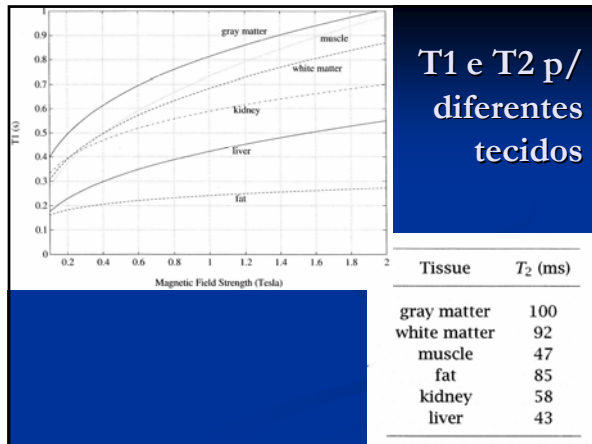
- T_1 : Constante de tempo de recuperação longitudinal
 - $M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$
 - T_1 é o tempo que leva para M_z se recuperar 63%
- T_2 : Constante de tempo de relaxamento transversal
 - $M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2}$
 - T_2 é o tempo que leva para M_{xy} diminuir 63%

- 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
- Conseqüentemente: $T_2 \leq T_1$
- $|M|$ 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



- ### T₂*
- T₂ 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 B₀
 - Alguns spins precessam mais rápidos que outros
 - Perda de sincronia → Spins saem de fase
 - A perda de fase diminui a magnetização transversal total
 - T₂* leva em conta:
 - Queda em M_{xy} causadas por interações entre spins
 - Queda em M_{xy} causadas por imperfeições no campo B₀
 - Portanto: T₂* ≤ T₂
 - 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

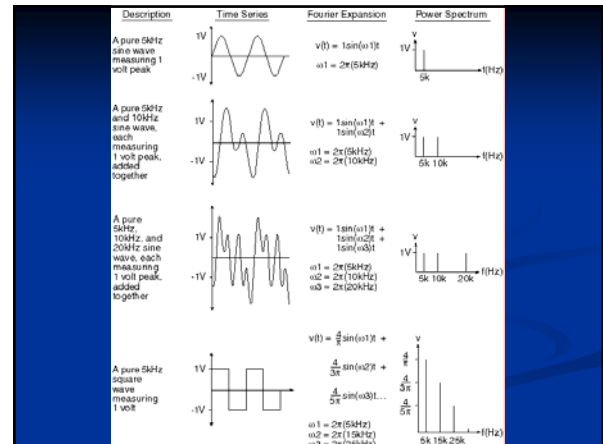
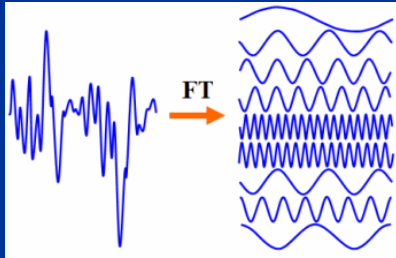
- Não-uniformidade da frequência de ressonância dos spins
 - O spin precessa em uma frequência diferente à esperada para a sua posição espacial (¹H na gordura: -440 Hz @ 3T)
 - Resultado: o objeto aparece deslocado na imagem
- Fontes:
 - Imperfeições no campo B₀
 - Susceptibilidade magnética (principalmente 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 B₀
 - ↑B₀ → ↑ 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 ↔ Δx Δy Δz

- ### QUARTA PARTE
- Transformada de Fourier
 - 2D-FT
 - Espaço-K
 - Sobreposição e Borramento
 - Resolução e FOV

Transformada de Fourier

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

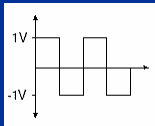


Formalismo

- Fórmula de Euler: $e^{ix} = \cos x + i \sin x$
 - Uma exponencial complexa é uma soma de senoides
- Transformada de Fourier:

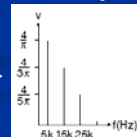
$$S(f) = \int s(t) \cdot e^{-i2\pi ft} dt$$

Domínio do tempo



Transformada de Fourier

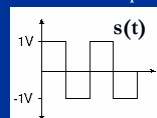
Domínio da frequência



Transformada Inversa

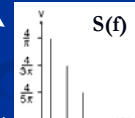
$$S(f) = \int s(t) \cdot e^{-i2\pi ft} dt$$

Domínio do tempo



Unidade: segundos

Domínio da frequência



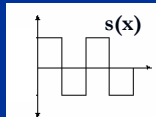
Unidade: 1/s = Hz

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

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

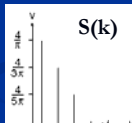
$$S(k) = \int s(x) \cdot e^{-i2\pi kx} dx$$

Domínio do espaço



Unidade: cm

Domínio de Fourier (k)



Unidade: 1/cm

$$s(x) = \int S(k) \cdot e^{i2\pi kx} dk$$

Transformada de imagens: 2D-FT

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

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

Bases da Transformada de Fourier

1D

2D

Na verdade, estas são as bases da DCT, mas a idéia é a mesma

RM: Formação do Sinal

$\omega = \gamma B$

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)

Espaço-k
(Domínio da "Frequência")

2D-FT \rightarrow

\leftarrow 2D-FT⁻¹

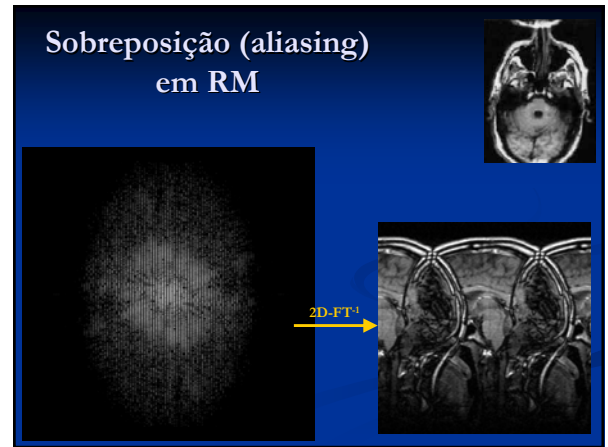
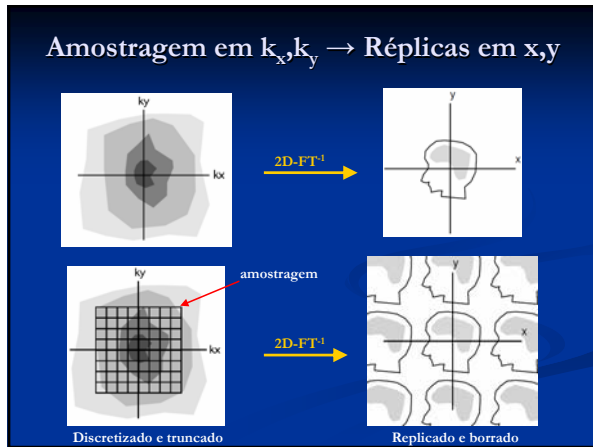
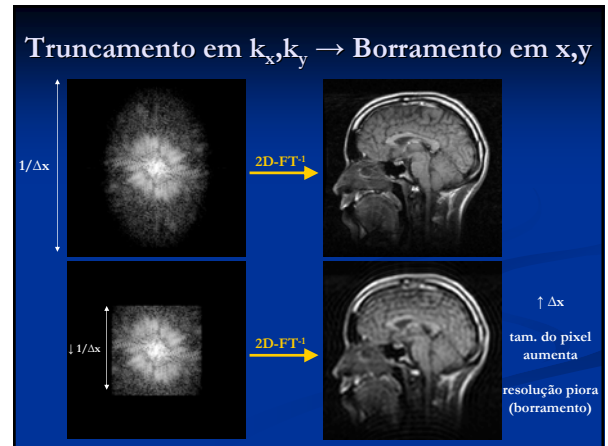
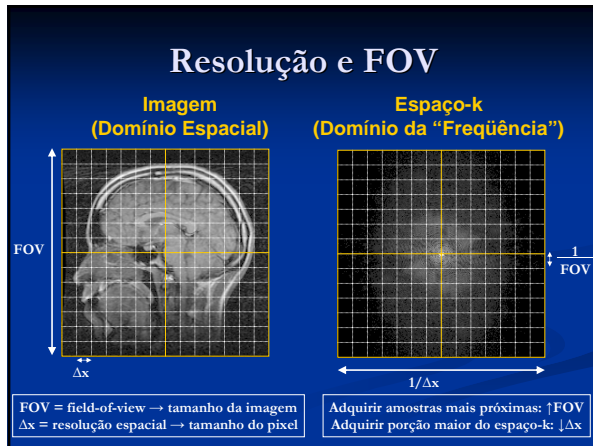
Imagens de RM são adquiridas no espaço-k.
Para se obter MxN pixels de imagem, devem-se adquirir MxN amostras do espaço-k.

Compressão e Expansão

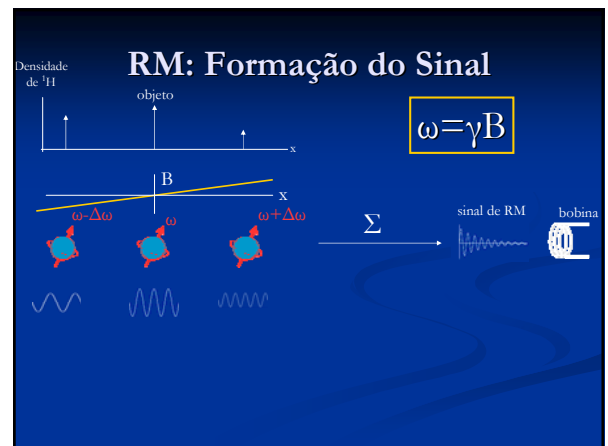
- Expansão em x \leftrightarrow Compressão em k
- Compressão em x \leftrightarrow Expansão em k

Amostragem e Sobreposição

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



- ## 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



RM: Formação do Sinal

Densidade de ^1H

objeto: $m(x)$

$$f = \frac{\gamma B}{2\pi}$$

Cada posição x gera uma senoide:
- com amplitude $m(x)$
- com frequência $f(x)$

Representação fasorial: $m(x) e^{-i 2\pi f(x) t}$

Somando todas as senoídes (i.e., integrando ao longo de x)

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

Freqüência 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: $k_x(t)$

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

- Definirei uma função $k_x(t)$ como sendo:
 - $(3) k_x(t) \equiv \gamma / (2\pi) G_x t$
- Aplicando (2) em (1):
 - $(4) s(t) = \int m(x) e^{-i 2\pi \gamma / (2\pi) G_x x t} dx$
- Aplicando (3) em (4): $s(t) = \int m(x) e^{-i 2\pi k_x(t) x} dx$
- 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)

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

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

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

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

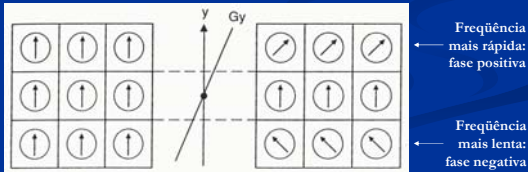
$T_1, T_2, \text{off-resonance, velocidade, etc. podem ser incluídos como termos nesta equação}$

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 varrer 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

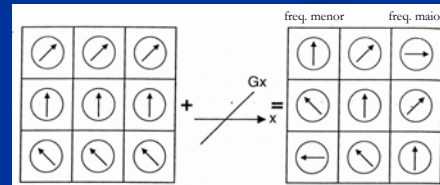
2DFT: Codificação na Fase

- 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



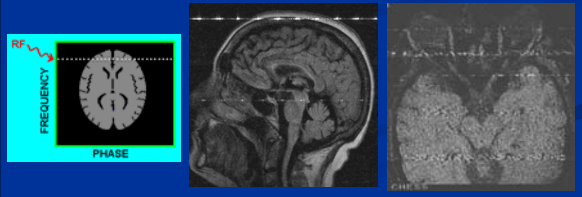
2DFT: Codificação na Frequência

- 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”

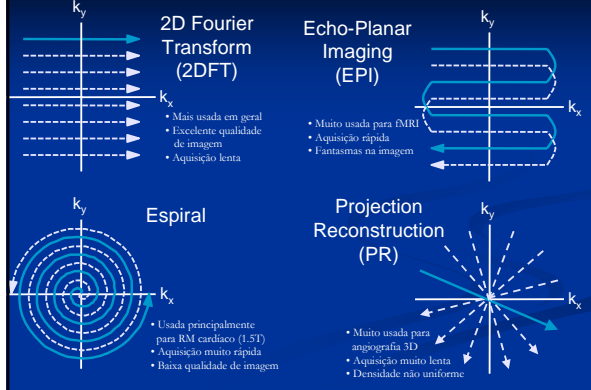
- Interferência em uma frequência específica
 - Durante a aquisição, cada frequência está associada com uma posição espacial ao longo do eixo x
 - Distorção aparece como uma linha na imagem
- Solução: sala deve ser magneticamente blindada



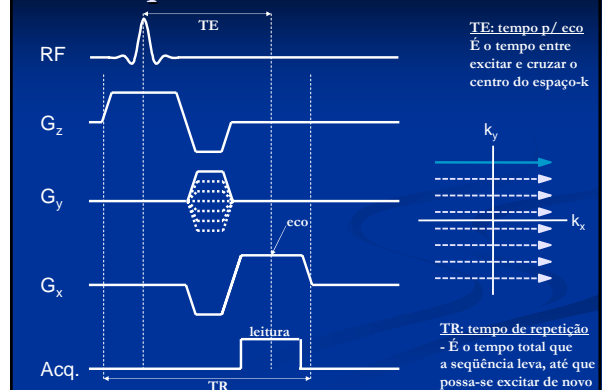
Resumo (aquisição 2DFT axial)

- 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_y)
 - 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 e 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



Seqüência de Pulso: 2DFT



Ordenação da aquisição

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

Ordenação seqüencial

Ordenação cêntrica

Seqüência 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

Seqüência 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

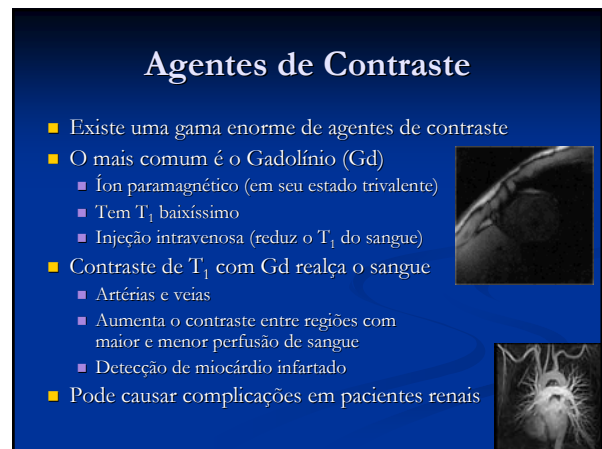
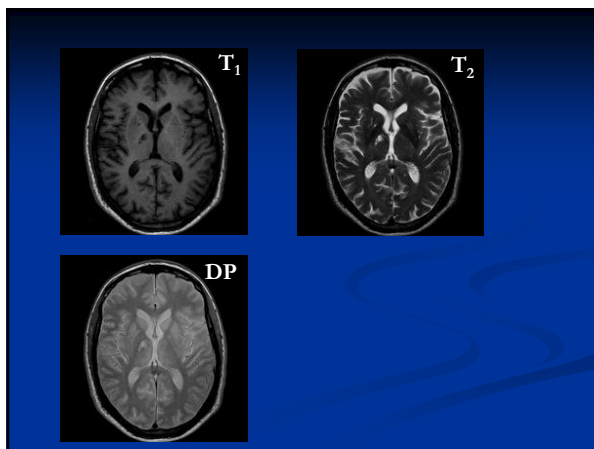
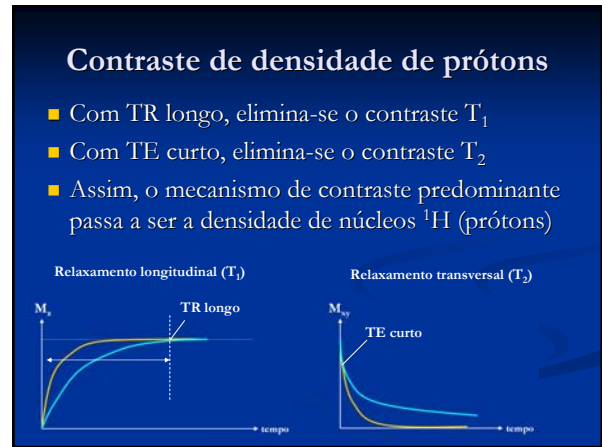
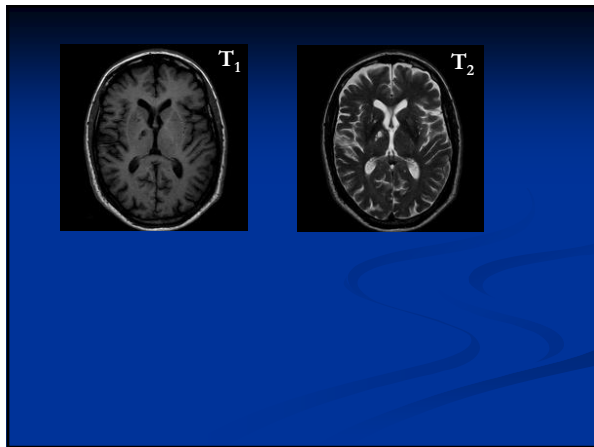
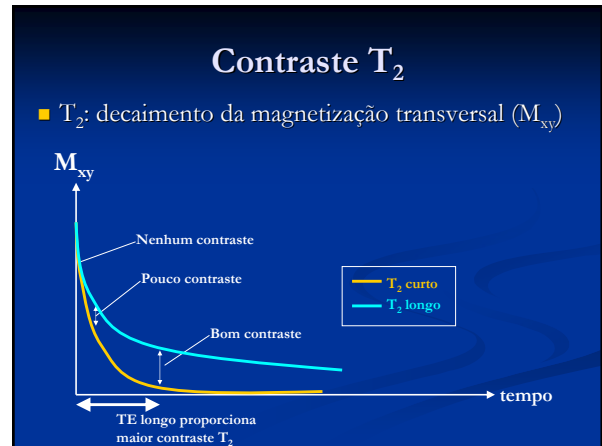
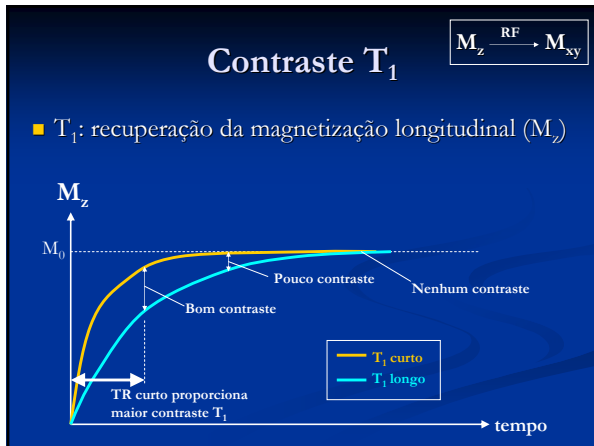
Valores típicos:
 amplitude: 40 mT/m
 variação: 150 T/m/s
 subida: 267 μ s

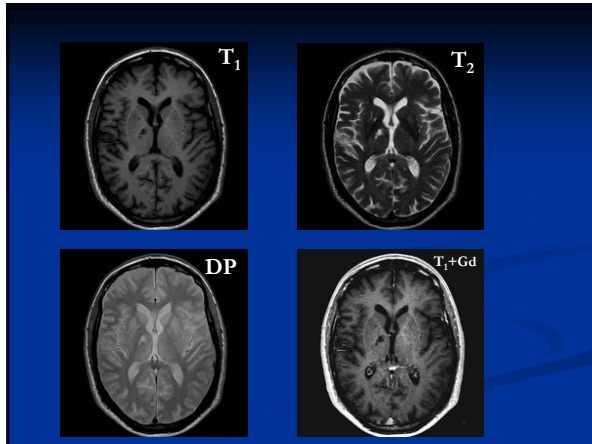
SEXTA PARTE

- 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: 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

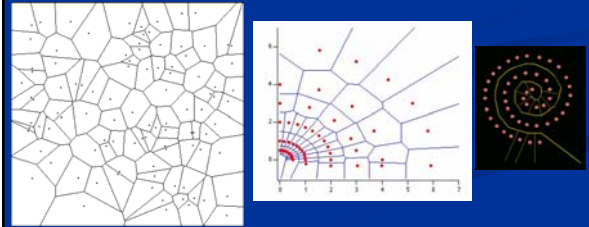
N	DFT Complexity (x 10 ⁻³)	FFT Complexity (x 10 ⁻³)
0	0	0
100	~0.5	~0.1
200	~1.5	~0.15
400	~2.5	~0.2
600	~3.5	~0.25
800	~4.5	~0.3
1000	~5.5	~0.35

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

- Ex: trajetória espiral
- Solução analítica:
 - DFT (Direct Fourier Transform)
 - $m(x,y) = \sum_n w(k_{x_n}, k_{y_n}) M(k_{x_n}, k_{y_n}) e^{j 2\pi (k_{x_n} x + k_{y_n} y)}$
 - $w(k_x, k_y)$: pesos para compensação de densidade
 - Certas regiões do espaço-k são mais densamente amostradas do que outras
 - É preciso calcular essa densidade, e compensá-la com esse coeficiente de ponderação
 - Cálculo da densidade: Área de Voronoi

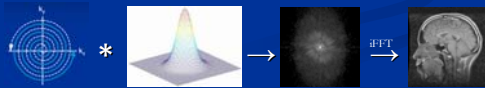
Cálculo da Densidade

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



Gridding (Gradeamento)

- DFT é extremamente lento
 - $m(x,y) = \sum_n w(k_{x_n}, k_{y_n}) M(k_{x_n}, k_{y_n}) e^{j 2\pi (k_{x_n} x + k_{y_n} y)}$
- Gridding consiste em:
 - 1) Interpolam as amostras em uma grade uniforme
 - 2) 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: $M(k_x, k_y, t)$

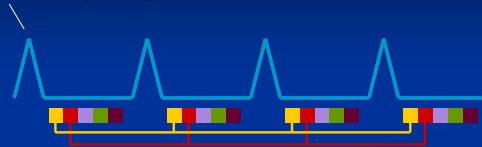


Espaço k-t



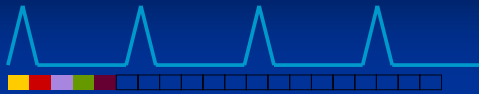
Aquisição Gatilhada (CINE)

Gatilho: ECG ou plestismógrafo



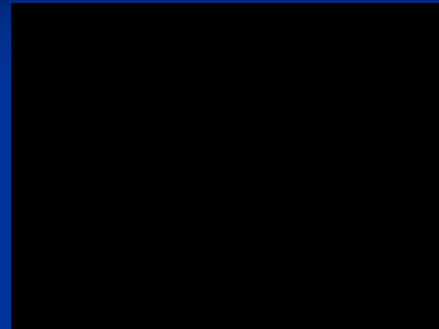
- Pressupõe que o movimento é periódico
- Uma fração do espaço-k de cada quadro temporal é adquirida em cada batimento
- Boa resolução espacial e temporal
- Aquisição leva vários batimentos cardíacos
- Limitações: arritmias, movimento do tórax (respiração)

Aquisição em Tempo-Real



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

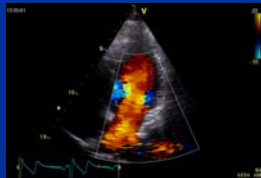
The Diva and the Emcee (USC/EE) (Espiral / Tempo-real)



Imageamento de Fluxo

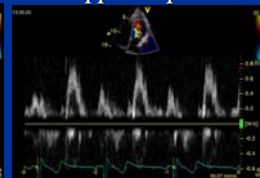
- Ultra-sonografia Doppler é o padrão da indústria
- Limitações: janela acústica, ângulo de insonação

Fluxo a Cores



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

Doppler Espectral

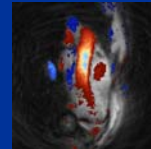


A forma de onda mostra a distribuição de velocidades em uma linha, em função do tempo: $s(v,t)$

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



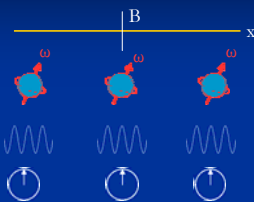
espiral / tempo-real

Fourier Velocity Encoding



excitação cilíndrica / tempo-real

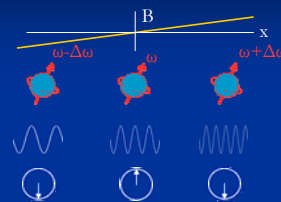
Codificação de Velocidade



- 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_x)
 - Baixa resolução espacial (pixels grandes)
 - Distribuição de velocidade em cada pixel

Contraste de Fase com Espirais

FVE com Leitura em Espiral

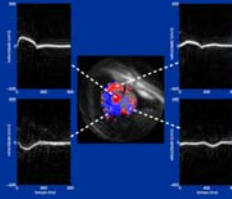
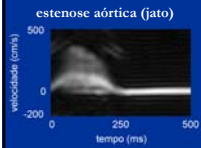
Contraste de fase

- **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.:
 - joaoluiz@gmail.com
- O material (em cores) estará disponível em:
 - <http://www.ene.unb.br/~joaoluiz/>

João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.
Dept. Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília
XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
Salvador-BA, Brasil – 16 de novembro de 2008