

# Imagens Médicas

Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.  
Aula na disciplina Processamento de Imagens  
Universidade de Brasília  
17 de novembro de 2011  
<http://pgea.unb.br/~joaoluiz/>  
[joaoluiz@pgea.unb.br](mailto:joaoluiz@pgea.unb.br)

## Tópicos

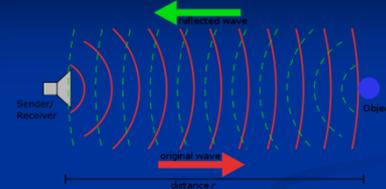
- Ultrassonografia
- Radiografia
- Tomografia computadorizada
- Medicina nuclear
  - Cintilografia planar
  - SPECT
  - PET
- Ressonância magnética

## Ultrassonografia



- Não invasivo, barato, portátil
- Imagens em tempo real

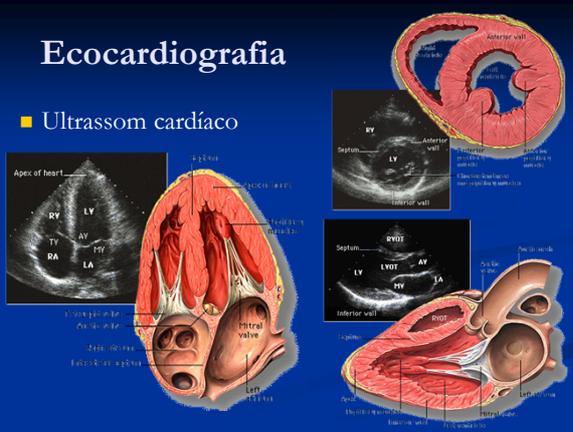
## Ultrassonografia



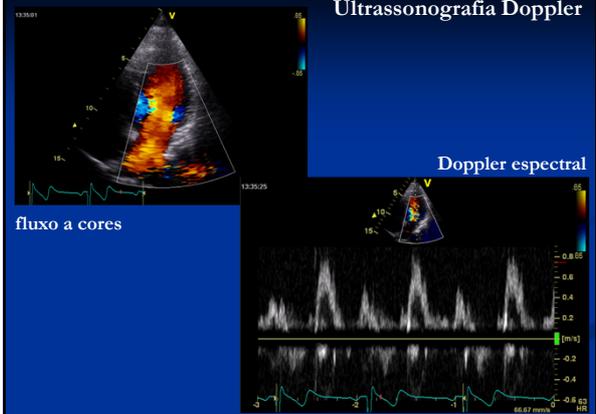
- Mede a refletividade acústica
- Atraso  $\leftrightarrow$  distância
- Deslocamento em frequência (efeito Doppler): indica a velocidade do alvo
  - Fluxo sanguíneo

## Ecocardiografia

- Ultrassom cardíaco



## Ultrassonografia Doppler



## Ultrassonografia 3D



## Impressora 3D

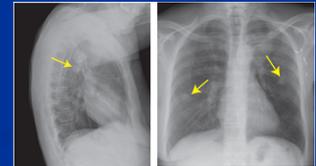
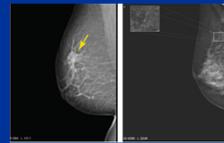


## Radiografia



## Imagens estáticas (imagens radiográficas)

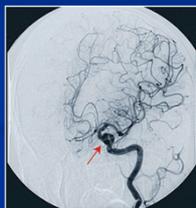
- Esqueleto
- Tórax
- Mamografia
- Raio-X dental



## Imagens dinâmicas (imagens fluoróscópicas)

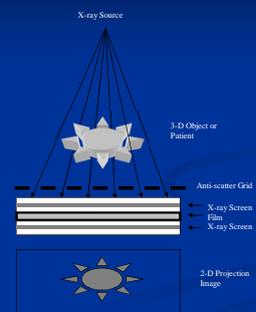


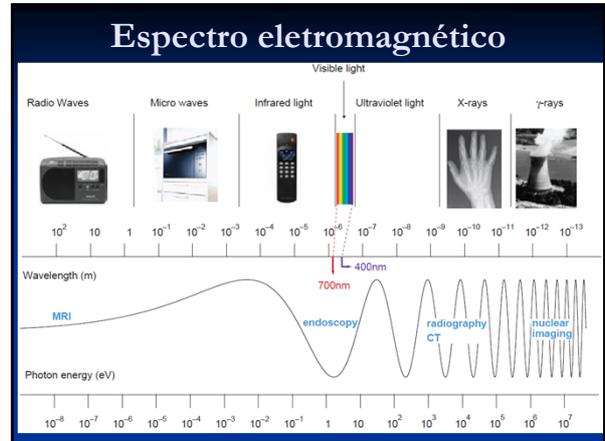
fixação de placa



aneurisma

## Princípio básico

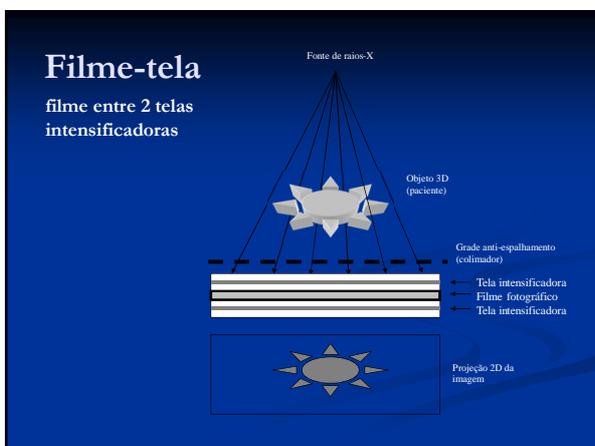




## Absorção de raios X

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

} **Contraste!**



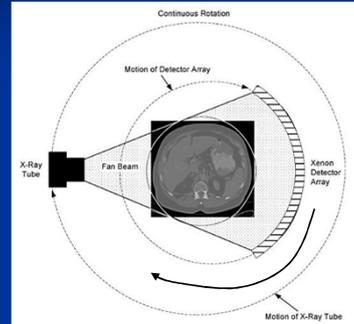
## Raios X são radiação ionizante

- Raios X removem elétrons dos átomos
- Átomos carregados eletricamente = Íons
- Cargas elétricas causam reações químicas nas células
  - Quebram cadeias de DNA
  - Câncer
- Raio X não pode ser usado com frequência
- Principal limitação: sobreposição de órgãos na imagem

# Tomografia Computadorizada



# Princípio básico



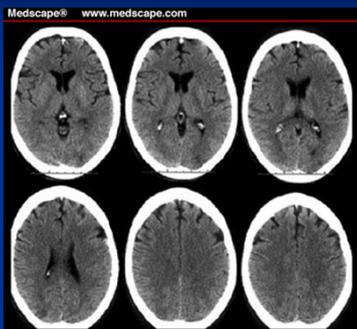
# Scanners de propósito geral



# Tomografia intervencionista



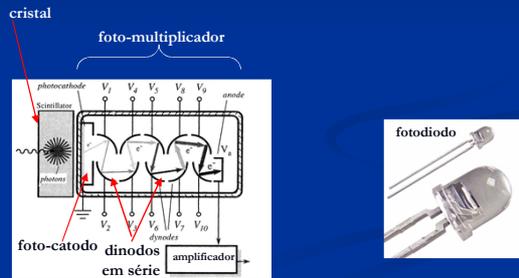
# Cérebro



# Coração

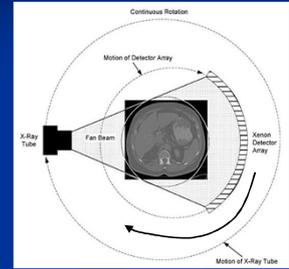


## Detecores de cintilação: cristal-fotomultiplicador ou cristal-fotodiodo



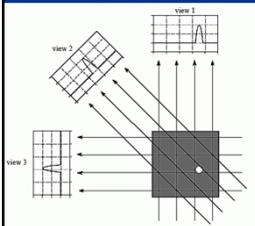
## Sistemas de 3ª geração

- Modelo mais comum
- Feixe largo
- Tubo e detectores giram
  - Não há translação
- Chegam a 2 rot/seg

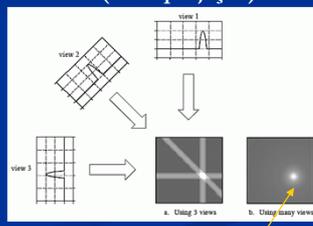


## Reconstrução: retro-projeção (processo inverso ao da projeção)

aquisição  
(projeção)



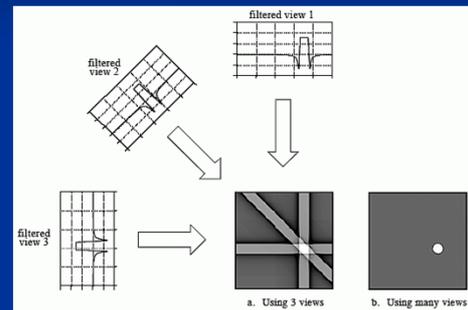
reconstrução  
(retro-projeção)



objeto borrado

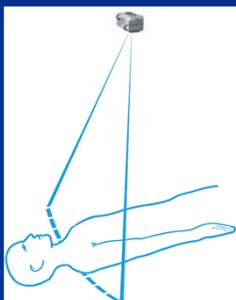
## Retro-projeção filtrada

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



## Tomografia 3D

corte único

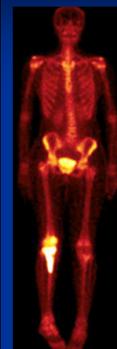


multi-corte

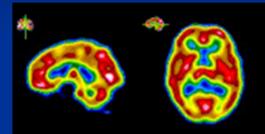


## Medicina Nuclear

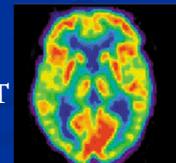
Cintilografia  
planar



SPECT



PET



## Aplicações

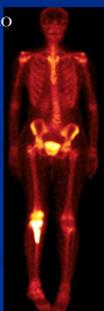
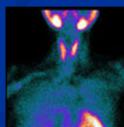
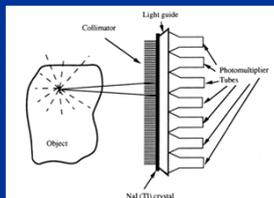
- Raio-X e tomografia mostram a anatomia
- Medicina nuclear mostra atividade metabólica

## Princípio básico

- Isótopos são injetados no corpo
- Metabolizados pelo tecido
- Emitem radiação (fótons gama)
- A radiação é captada por detectores

## Cintilografia planar ou convencional

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

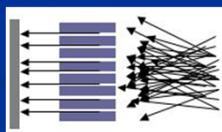


## Cintilógrafos



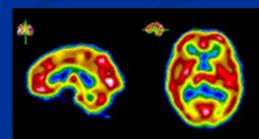
## Colimação

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



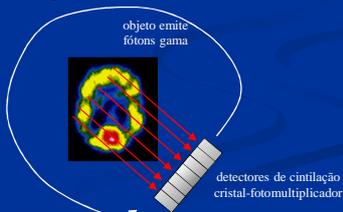
## Cintilografia SPECT

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



## Princípio de funcionamento

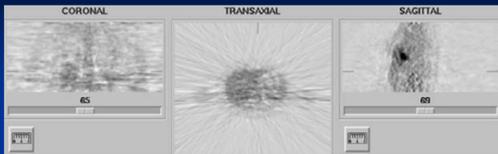
- Tecido metaboliza o elemento radioativo e emite fótons gama
- Colimadores alinham os fótons com a placa de detecção
- Detectores cristal-fotomultiplicador contam os fótons em cada ângulo: projeções
- Placa gira em volta do paciente



## Reconstrução

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

### ■ Retroprojeção filtrada



### ■ Algoritmo iterativo (ML-EM)



### Algoritmo iterativo c/ informação anatômica

#### MRI + SPECT

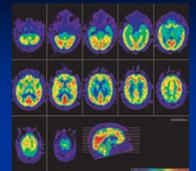


massa cinzenta

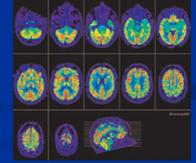
massa branca

liquido cefalorraquidiano

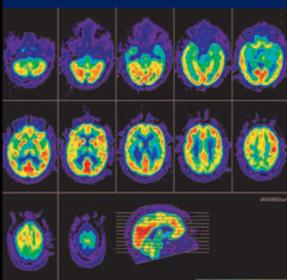
### reconstrução convencional



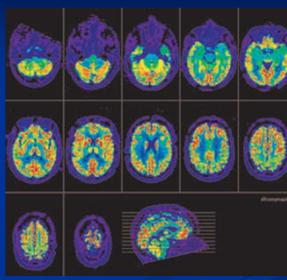
### MAP+anatomia



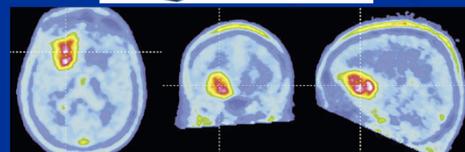
### reconstrução convencional

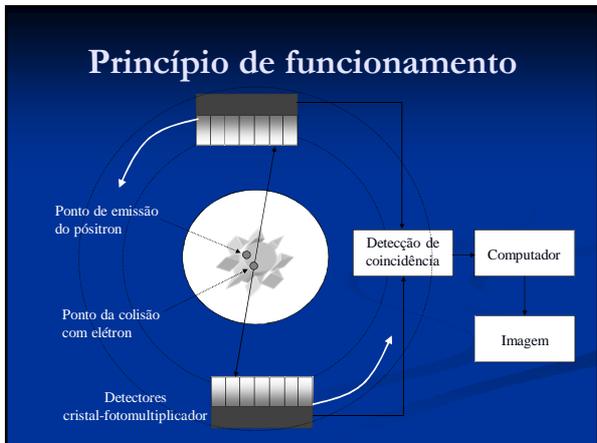


### MAP+anatomia

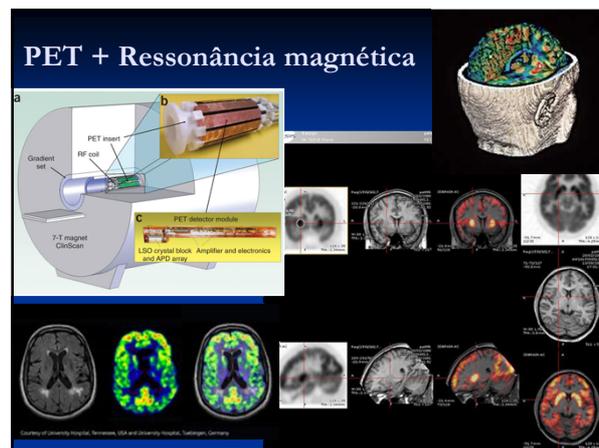


## Tomografia por emissão de pósitrons: PET

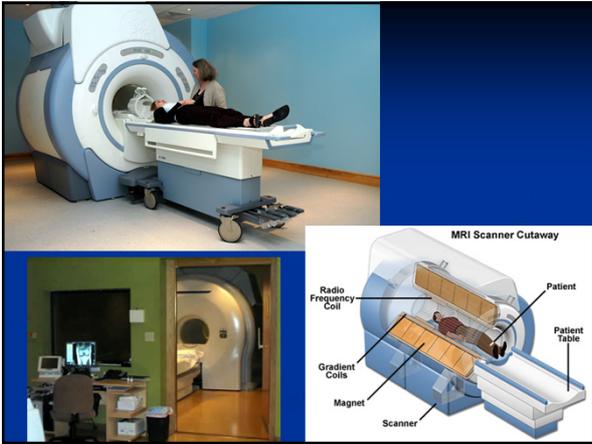




- ### Colimação em PET
- Origem dos fótons está ao longo da linha que conecta os pontos de detecção
    - Maior resolução
  - Dispensa colimação
    - Maior sensibilidade



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



## RM: Riscos e Contra-indicações

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

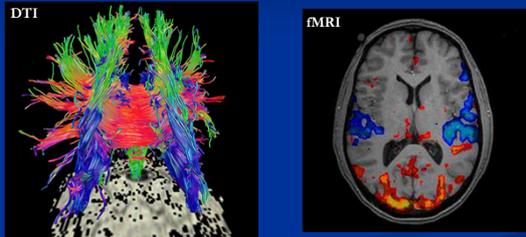
## RM: Riscos e Contra-indicações

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

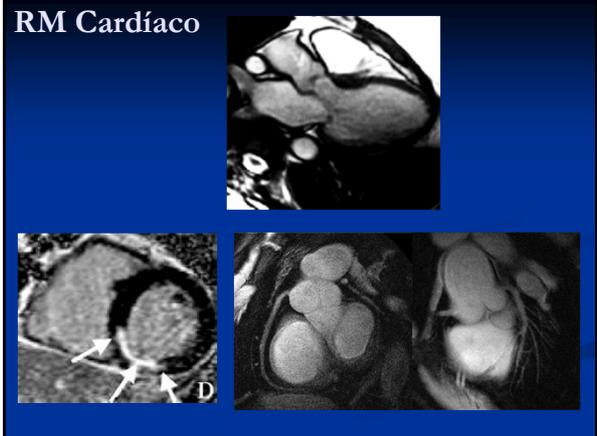


## Lesões

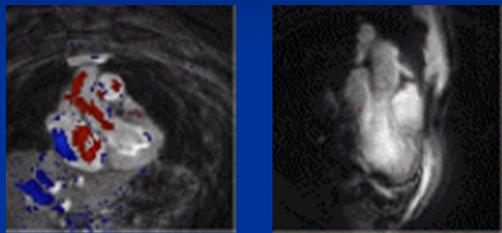
### Conexões, Atividade Cerebral



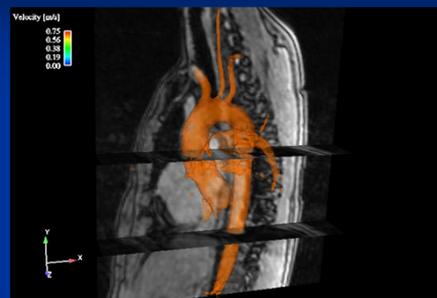
### RM Cardíaco



### Fluxo Sanguíneo

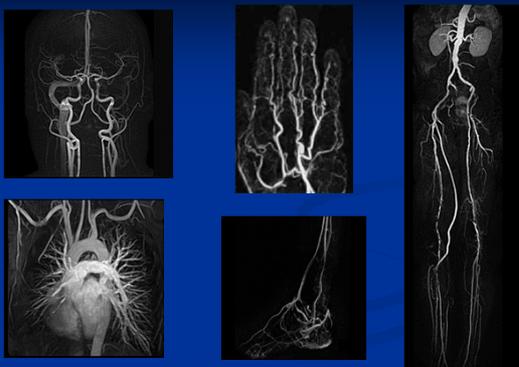


### Fluxo 7D



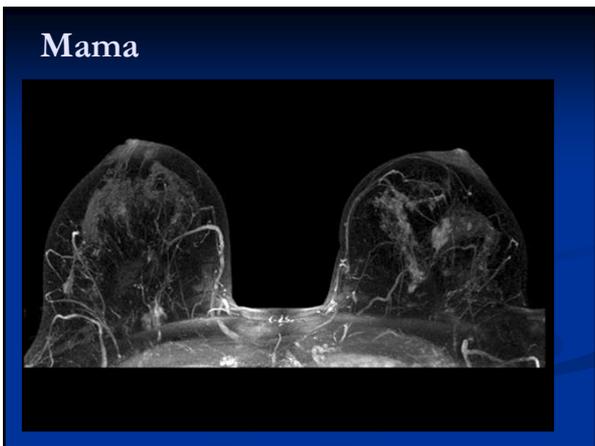
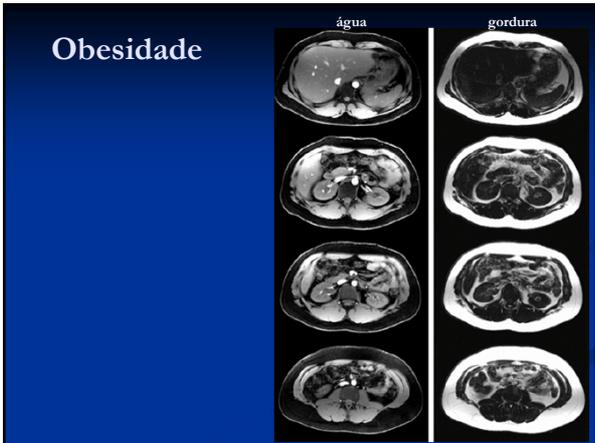
Markl et al., Freiburg University

### Vasculatura (Angiografia)



### Intervenção guiada por RM





### Mecanismo de contraste

- Quase sempre se mede a distribuição espacial dos núcleos de hidrogênio ( $^1\text{H}$ )

### Polarização

Sem campo magnético

A magnetização total é nula!

Com campo magnético

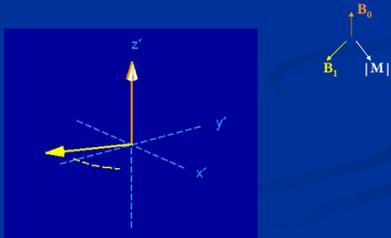
Um pouco mais da metade dos spins ( $7 : 1.000.000 @ 3\text{T}$ ) aponta na direção do campo. Isso é o suficiente para gerar uma magnetização mensurável.

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

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

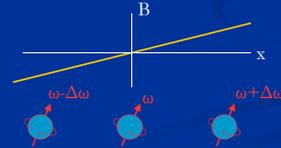
## Excitação

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

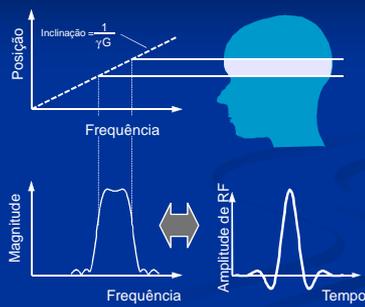


## Localização espacial

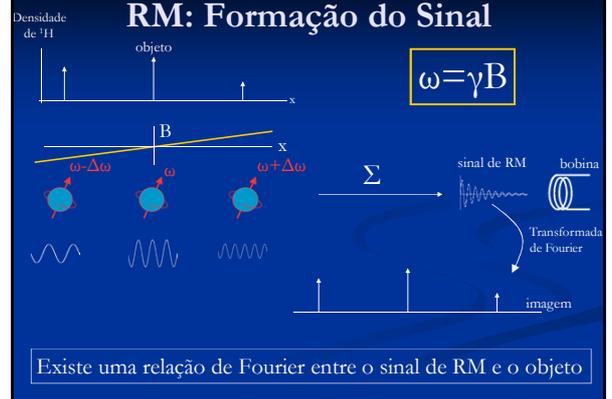
- Frequência de precessão:  $\omega = \gamma B$
- Gradientes magnéticos:  $G_x, G_y, G_z$ 
  - B varia com posição espacial:  $B(x) = B_0 + G_x x$
  - $\omega$  varia com posição espacial:  $\omega(x) = \gamma B(x)$



## Seleção de Corte

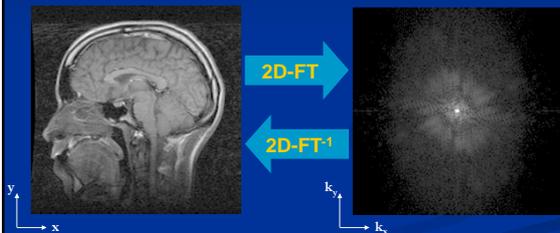


## RM: Formação do Sinal



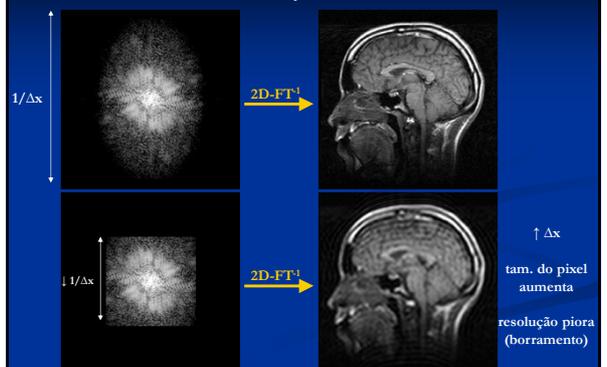
## Espaço-k

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



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.

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



### Sobreposição (aliasing) em RM

2D-FT<sup>-1</sup>

### Trajetórias no espaço-k

#### 2D Fourier Transform (2DFT)

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

#### Echo-Planar Imaging (EPI)

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

#### Espiral

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

#### Projection Reconstruction (PR)

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

### Reconstrução de imagens de RM

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

2D-FT<sup>-1</sup>

### Reconstrução não-Cartesiana

- Solução analítica: lenta!
- NUFFT: algoritmo iterativo
- Gridding: algoritmo rápido

- 1) Interpolam as amostras em uma grade uniforme
- 2) Usar a FFT para calcular a transformada inversa

iFFT

### Fim

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

João Luiz Azevedo de Carvalho, Ph.D.  
Aula na disciplina Processamento de Imagens  
Universidade de Brasília  
Brasília-DF, Brasil – 17 de novembro de 2011