

# Equipamentos de Imagiologia Médica

2021/2022

Teresa Sousa

Aula 12

# Imagem por ressonância magnética

Princípios físicos

**MRI**

fMRI

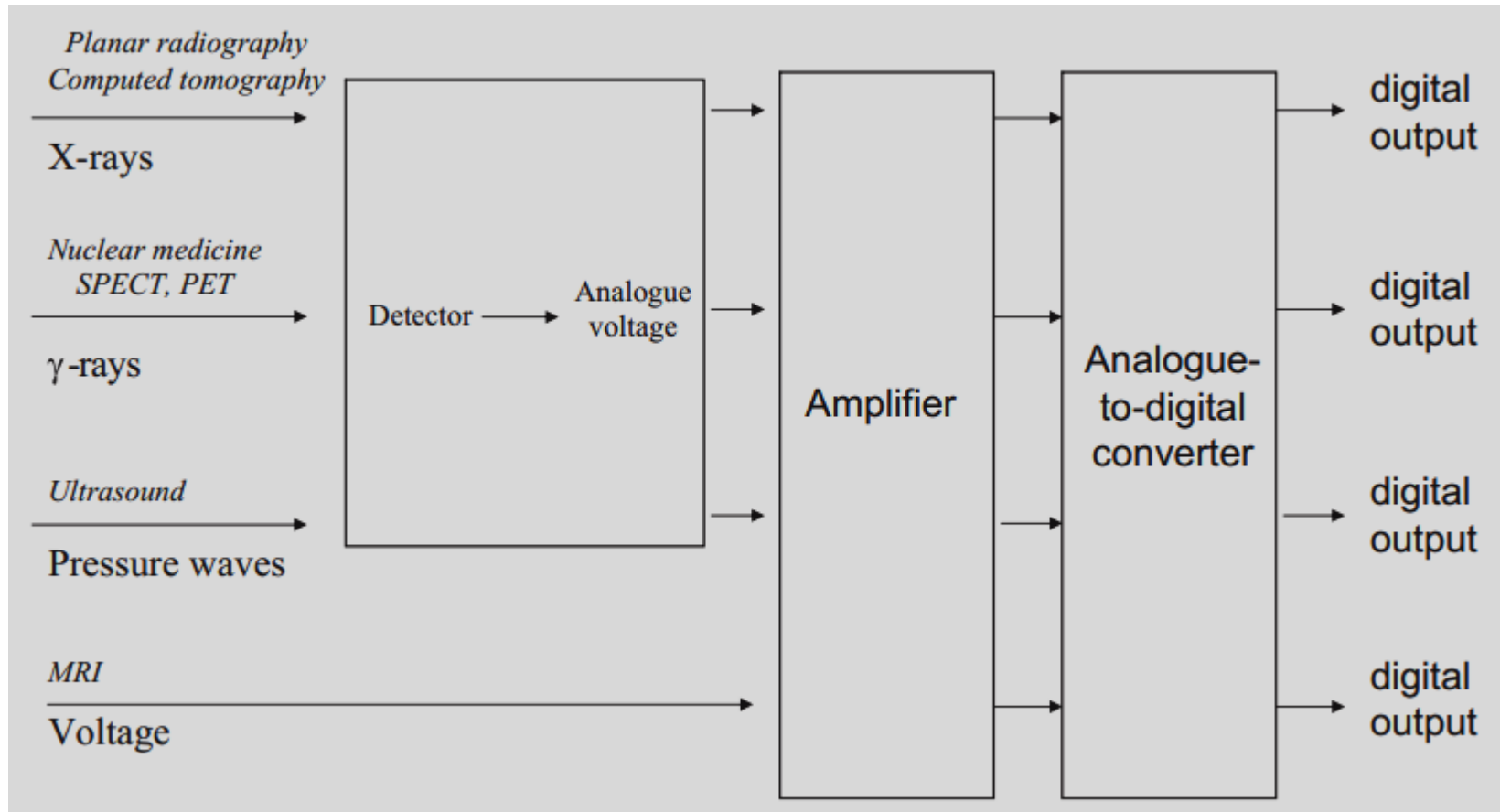
# Magnetic resonance imaging

MRI

- Gradientes de campo
- Seleção da região de interesse
- Codificação espacial

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

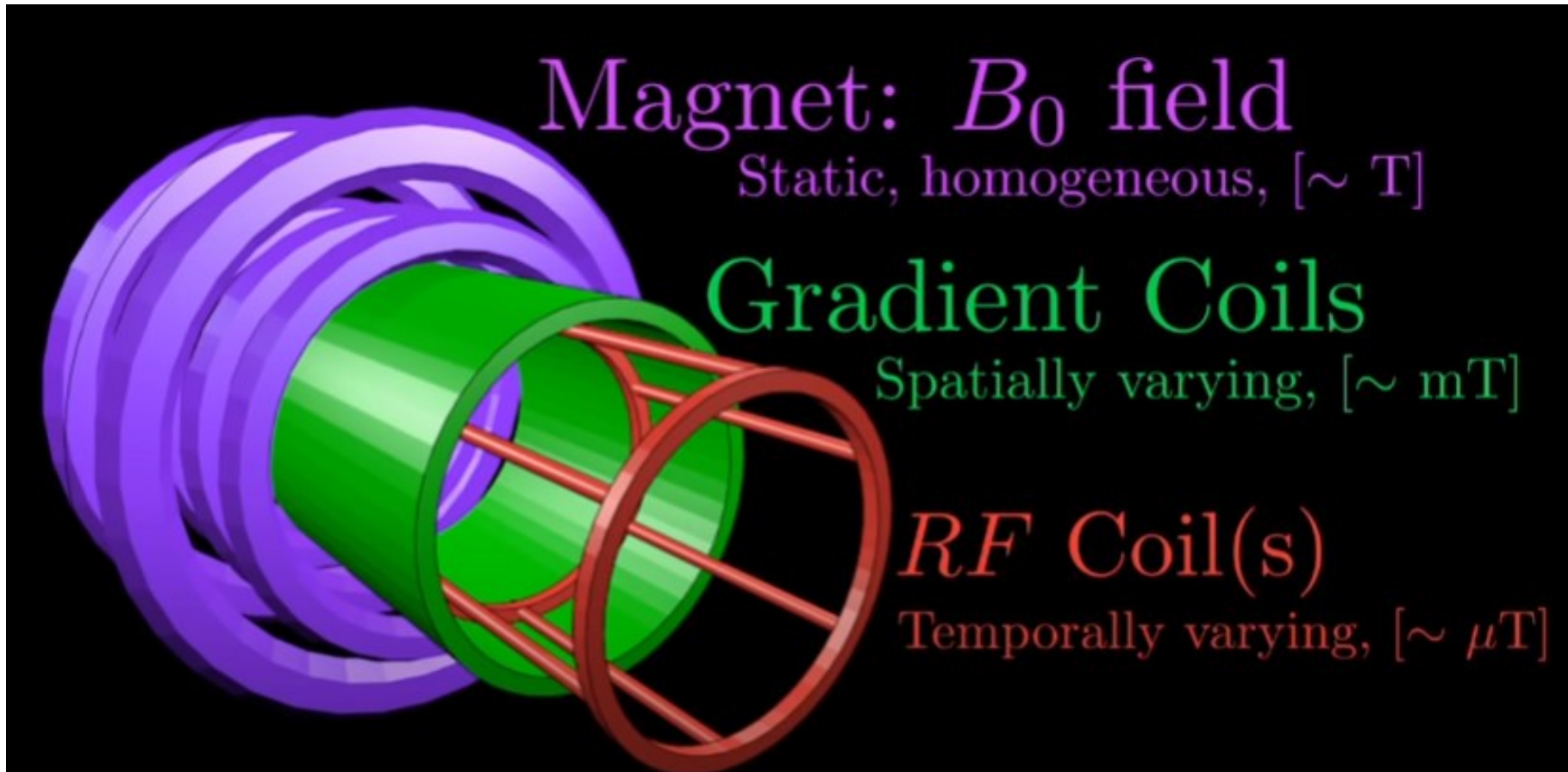
Medição de sinal – breve comparação com outros equipamentos



Ao contrário dos restantes equipamento, e graças ao seu sistema de bobinas, a MRI não necessita de um elemento especialmente dedicado à deteção/conversão de sinal.

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

## Sistema de bobinas



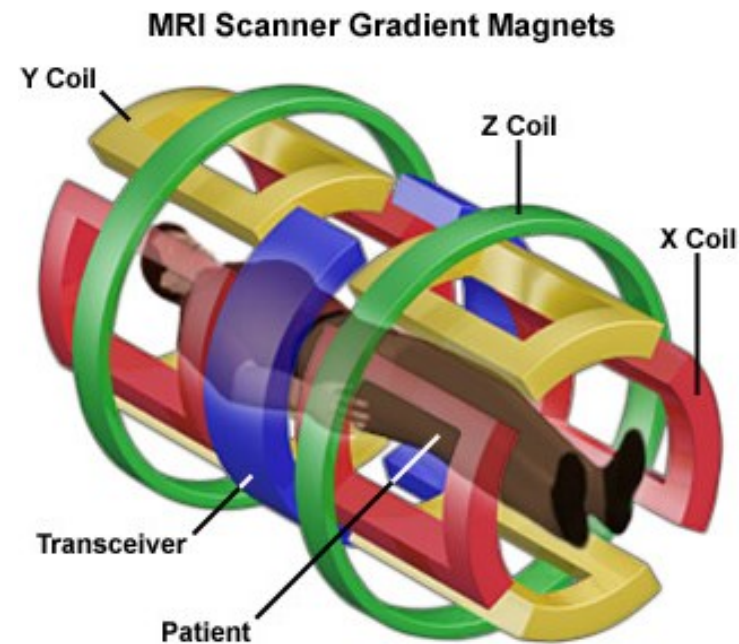
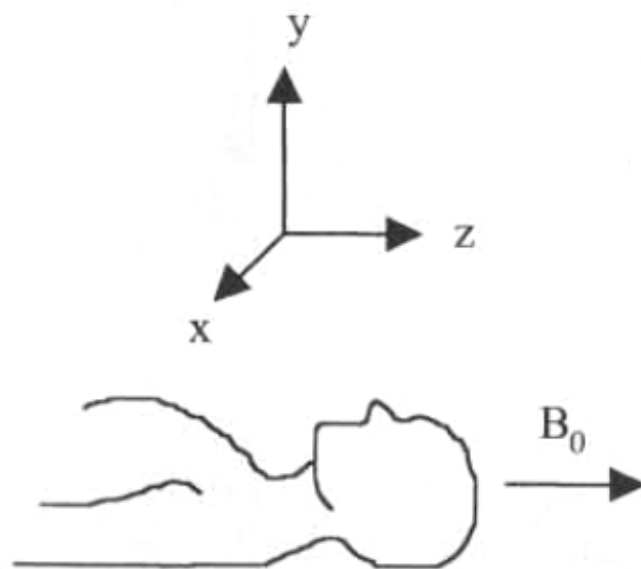
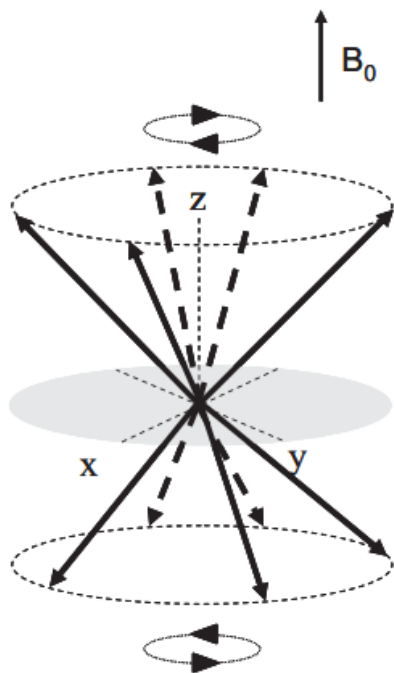
Responsável pelo campo magnético principal.

Responsável pela localização de um ponto no espaço – codificação espacial.

Responsável pelo envio do sinal RF.

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

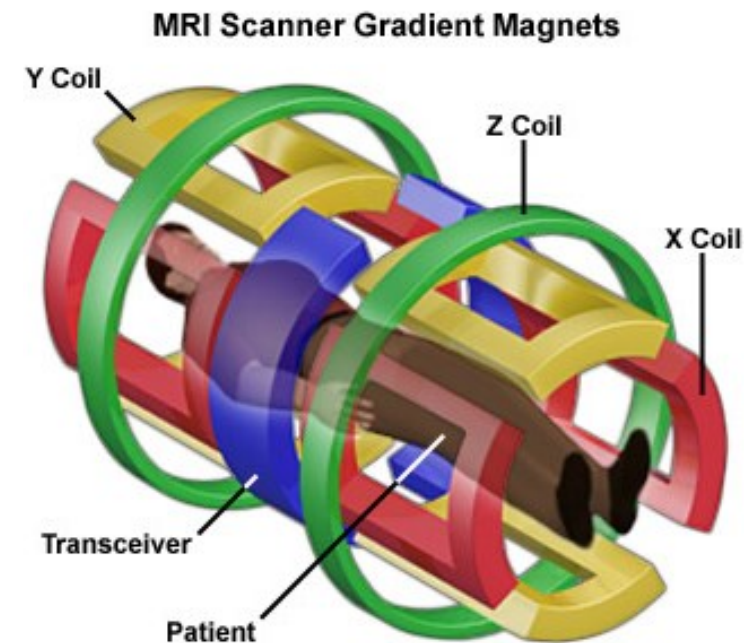
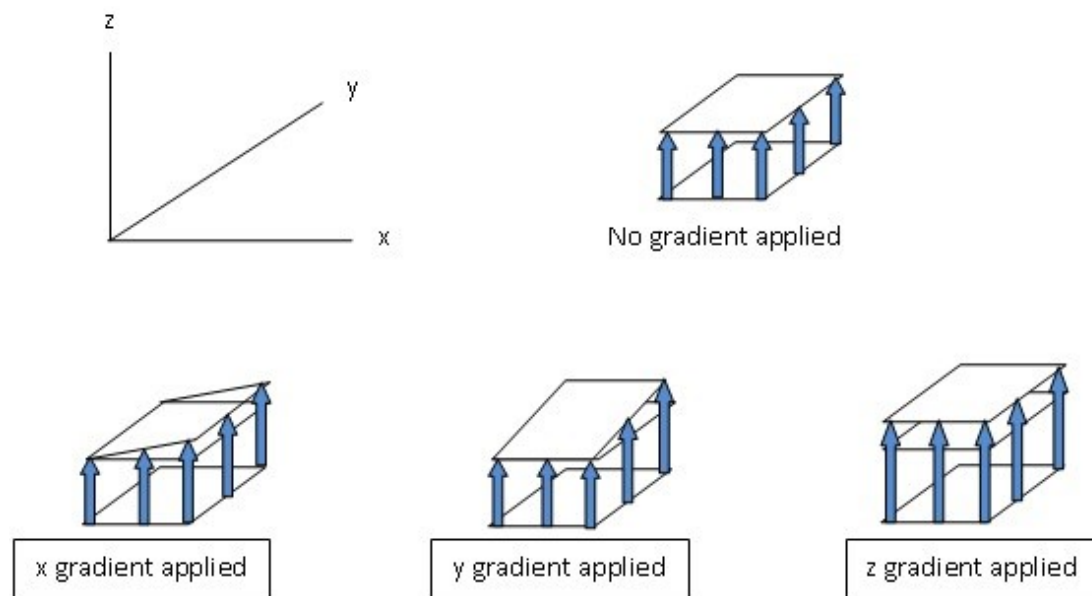
Informação espacial



<https://www.youtube.com/watch?v=pGcZvSG805Y>

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

Informação espacial



<https://www.youtube.com/watch?v=pGcZvSG805Y>

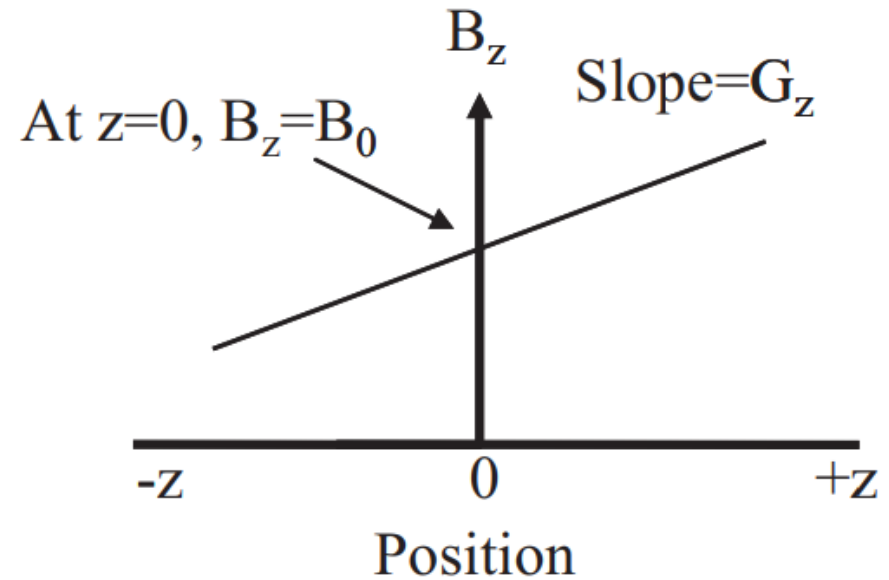
# Da ressonância magnética nuclear à imagem

Gradientes de campo magnético

$$\frac{\partial B_z}{\partial z} = G_z, \quad \frac{\partial B_z}{\partial x} = G_x, \quad \frac{\partial B_z}{\partial y} = G_y$$

$$B_z = B_0 + zG_z$$

$$\omega_z = \gamma B_z = \gamma(B_0 + zG_z)$$



São necessárias três etapas de codificação espacial de forma a obter uma imagem de RM: seleção de corte/fatia, codificação em fase e codificação em frequência. Cada etapa representa o acionamento de um gradiente em X, Y ou Z.



# Da ressonância magnética nuclear à imagem

## Seleção de corte/fatia

A ressonância magnética pode adquirir imagens em qualquer orientação.

As fatias coronal, axial ou sagital podem ser produzidas ativando os gradientes  $y$ ,  $z$  ou  $x$ , respetivamente.

A orientação mais vantajosa para o auxílio a diagnóstico de cada patologia pode variar.

Image orientation

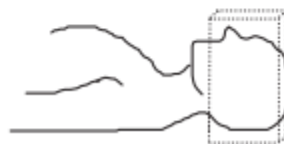
Coronal slice



Axial slice



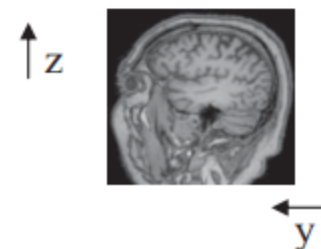
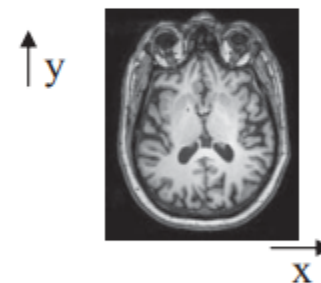
Sagittal slice



Slice select gradient

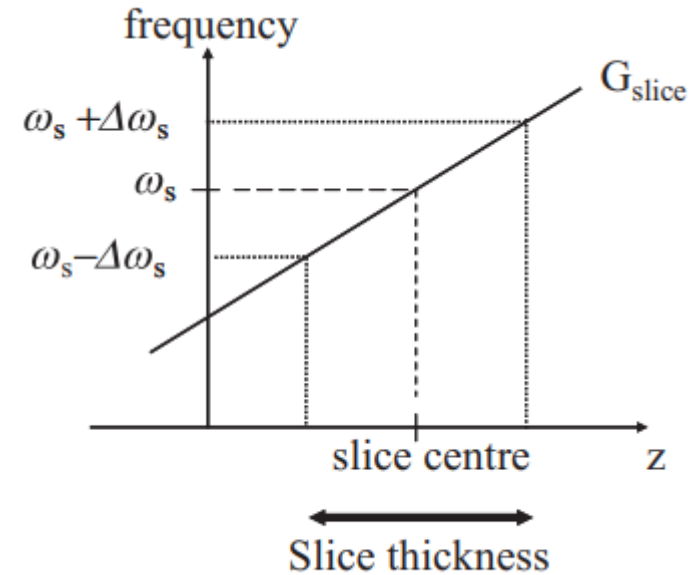
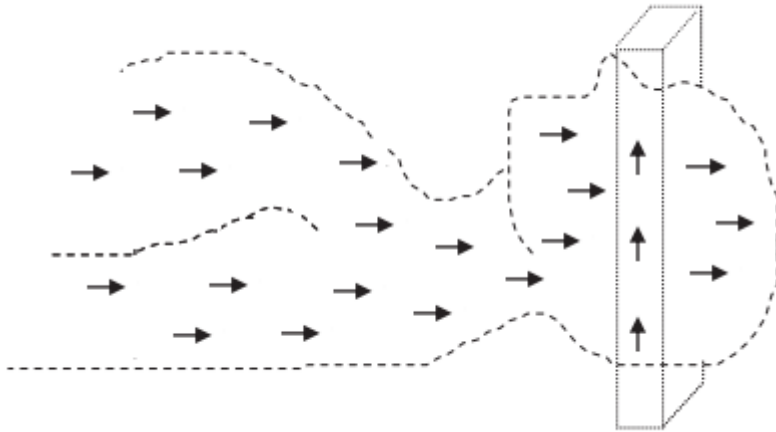


Image



# Da ressonância magnética nuclear à imagem

## Seleção de corte/fatia



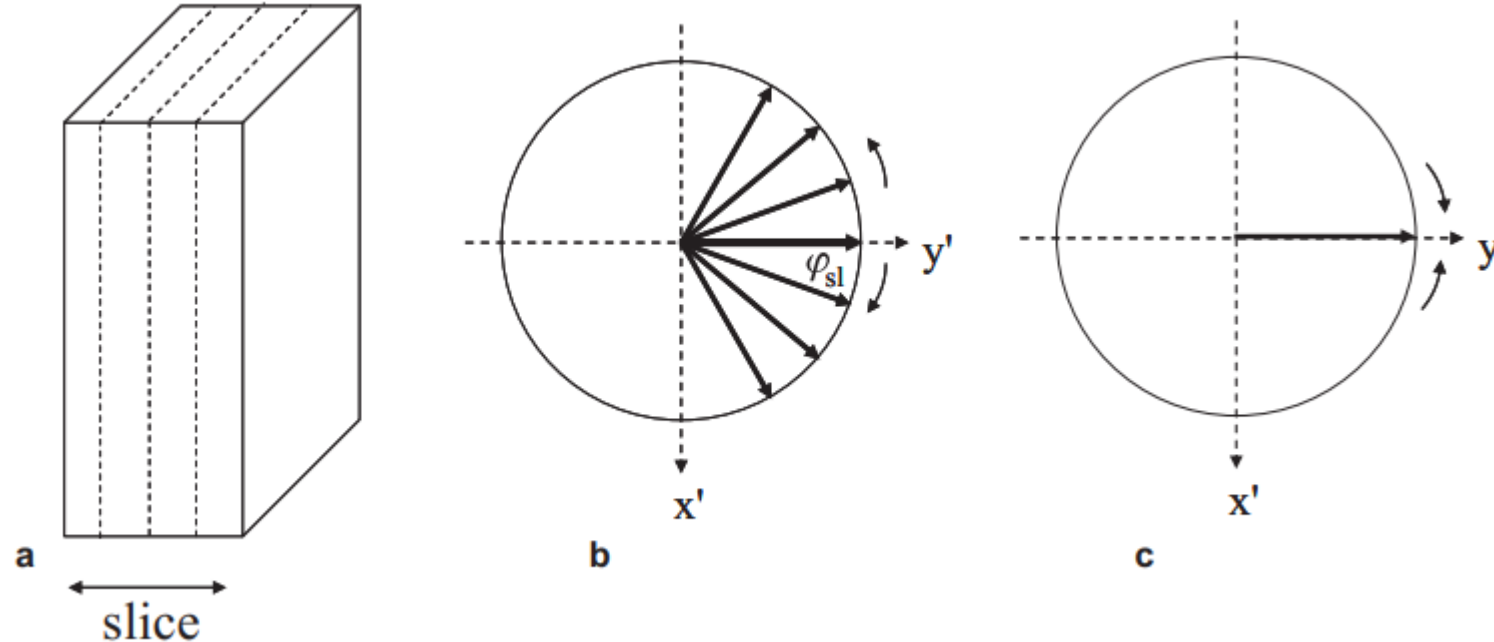
O impulso RF seletivo é aplicado com uma frequência específica  $\omega_s$ , com uma largura de banda de excitação de  $\pm \Delta\omega_s$ .

A magnetização dos prótons que possuem uma frequência de precessão dentro da largura de banda muda para o plano transversal, mas o mesmo não acontece para prótons com frequências de precessão fora da largura de banda (não são afetados).

Espessura da fatia: 
$$T = \frac{2\Delta\omega_s}{\gamma G_{\text{slice}}}$$

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

Seleção de corte/fatia – correção de desfaseamento



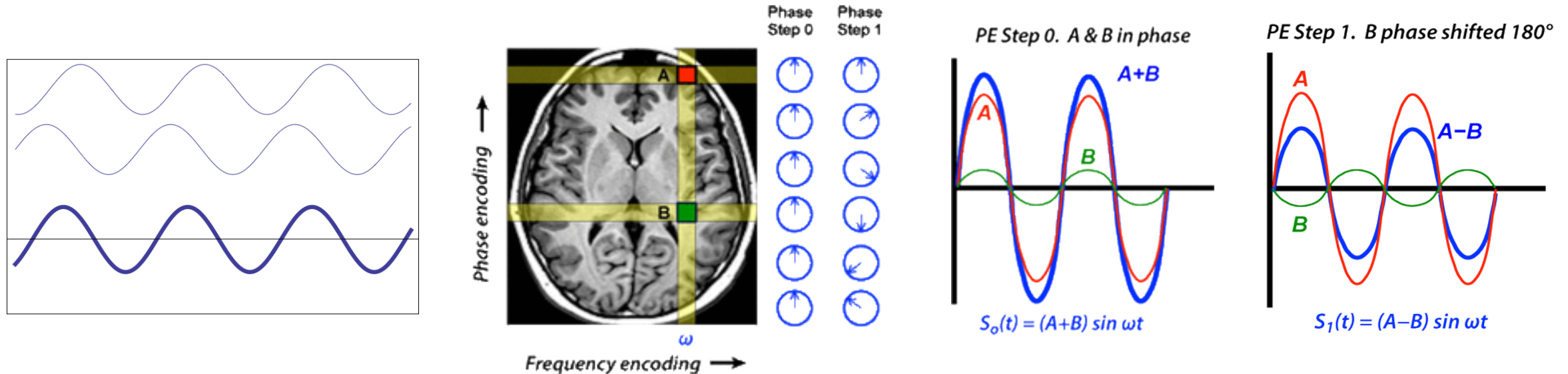
Os prótons dentro da fatia selecionada vão ter uma frequência de precessão variável durante a aplicação do impulso RF devido à espessura da fatia.

O vetor de magnetização será assim reduzido significativamente devido à falta de coerência de fase.

Este desfaseamento é revertido pela aplicação de um gradiente de polaridade oposta que irá restabelecer o nível de magnetização na fatia pretendida.

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

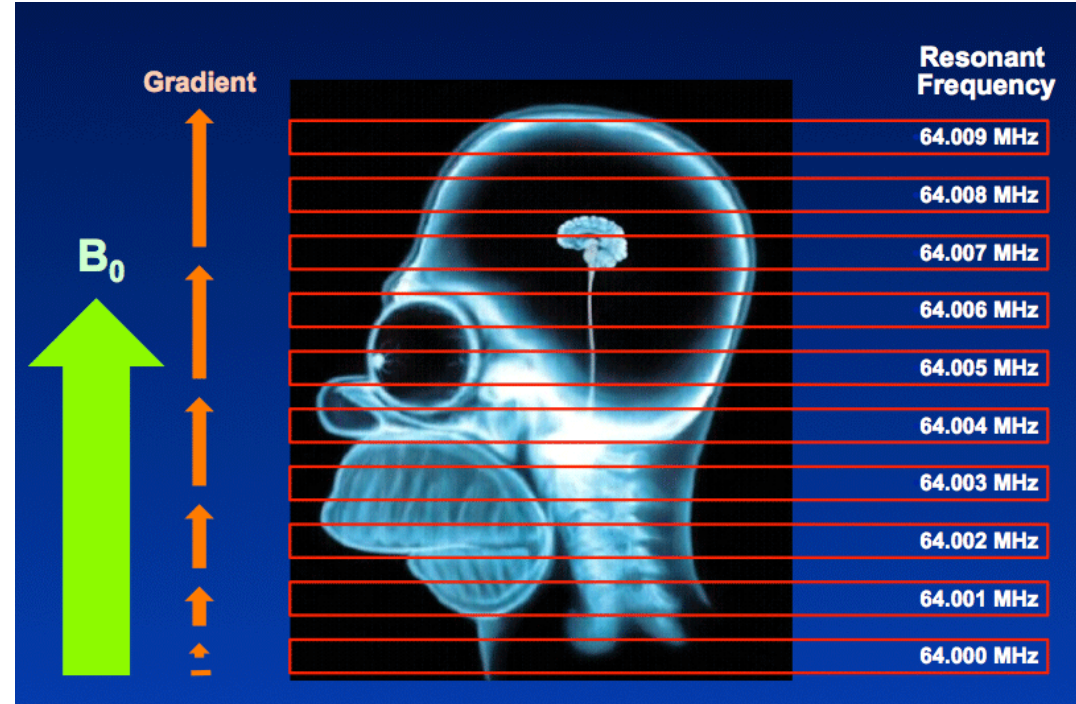
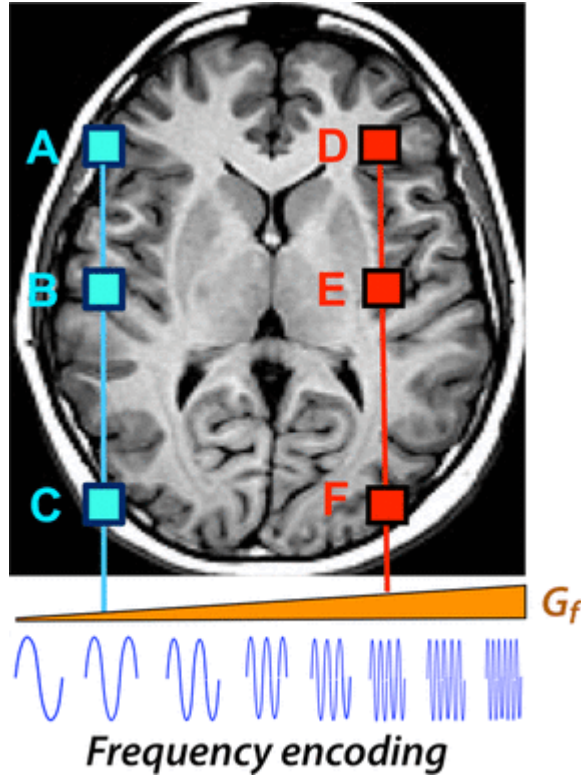
## Codificação em fase



Quando o gradiente de codificação em fase é acionado alteramos a fase dos spins de forma proporcional à sua localização. Assim, um dos eixos do corte fica mapeado em fase. É necessário acionar  $n$  vezes o gradiente de codificação em fase. Cada vez que é acionado, altera-se a amplitude do gradiente e consequentemente o desfaseamento.

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

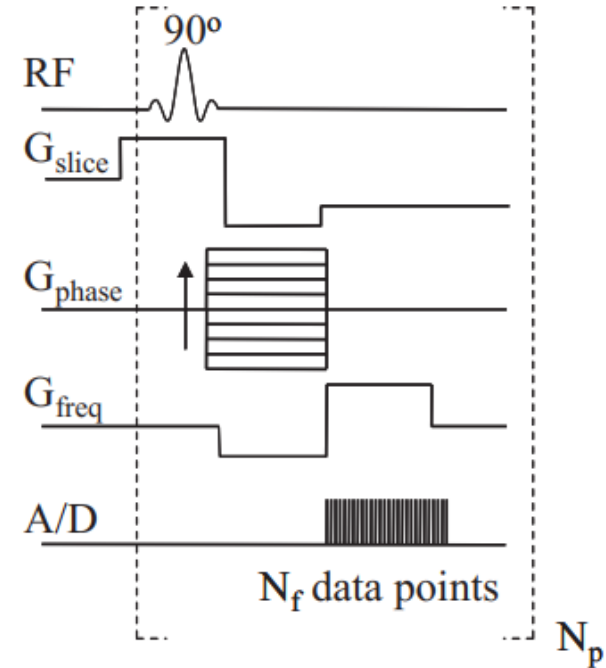
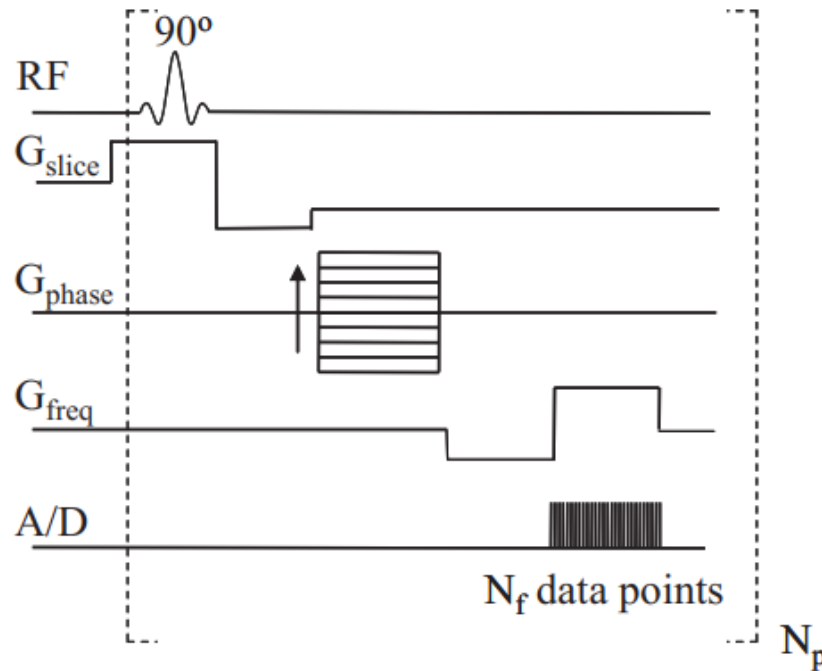
## Codificação em frequência



No momento da leitura do sinal o gradiente de codificação de frequência é acionado na direção restante. Desta forma, o segundo eixo do corte ficará mapeado em frequência. O gradiente de codificação em frequência também é chamado de gradiente de leitura, uma vez que a seleção da fatia de aquisição é também baseada em codificação em frequência.

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

## Sequência básica de aquisição



$N_f$ : número de pontos adquirido em cada repetição.

$N_p$ : número de repetições (tipicamente de 128 a 512).

TR (repetition time): intervalo de tempo entre impulsos RF sucessivos.

Tempo de aquisição de cada fatia - depende do TR e do número de passos aplicados na codificação em fase ( $N_p$ ).

# Magnetic resonance imaging

MRI

- Espaço K
- Reconstrução da Imagem

# Da ressonância magnética nuclear à imagem

Espaço K – matriz de reconstrução

$$\underbrace{N_f \times N_p}_{\text{Matriz resultante}} \rightarrow \underbrace{s(G_y, \tau_{pe}, G_x, t)}_{\text{Sinal medido}} \propto \int_{\text{slice}} \int_{\text{slice}} \underbrace{\rho(x, y)}_{\text{Densidade de prótons em (x,y)}} \underbrace{e^{-j\gamma G_y y \tau_{pe}}}_{\text{Fase}} \underbrace{e^{-j\gamma G_x x t}}_{\text{Frequência}} dx dy$$

Matriz  
resultante

Sinal medido

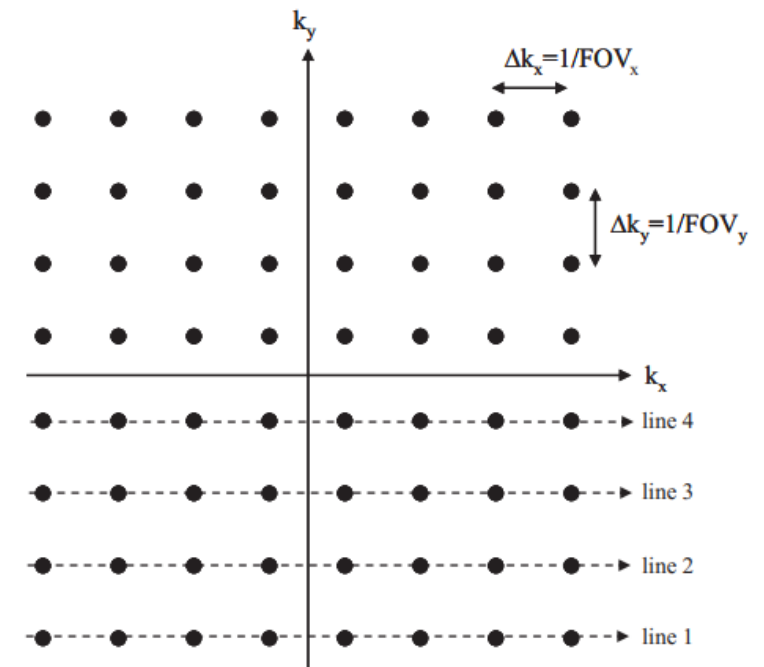
Densidade de  
prótons em  
(x,y)

Fase

Frequência

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x t, \quad k_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y \tau_{pe}$$

$$S(k_x, k_y) \propto \int_{\text{slice}} \int_{\text{slice}} \rho(x, y) e^{-j2\pi k_x x} e^{-j2\pi k_y y} dx dy$$

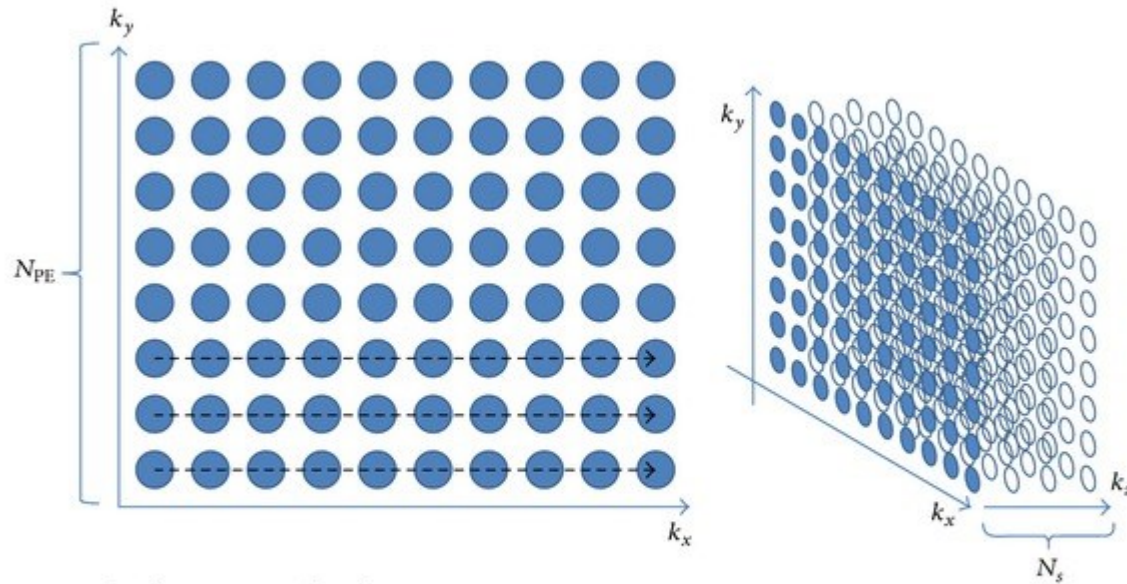


O sinal adquirido corresponde à transformada de Fourier da distribuição de densidade de prótons  $\rho(x, y)$  nas variáveis de número de onda  $k_x$  e  $k_y$ .

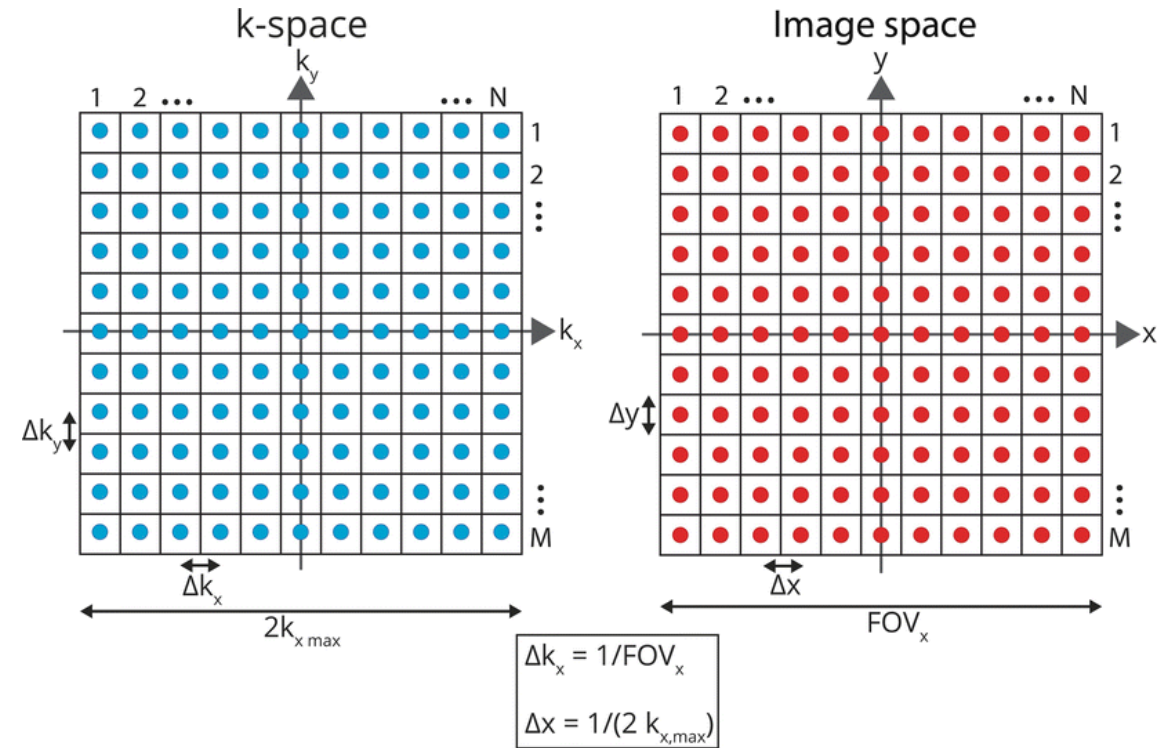


# Da ressonância magnética nuclear à imagem

Espaço K – matriz de reconstrução



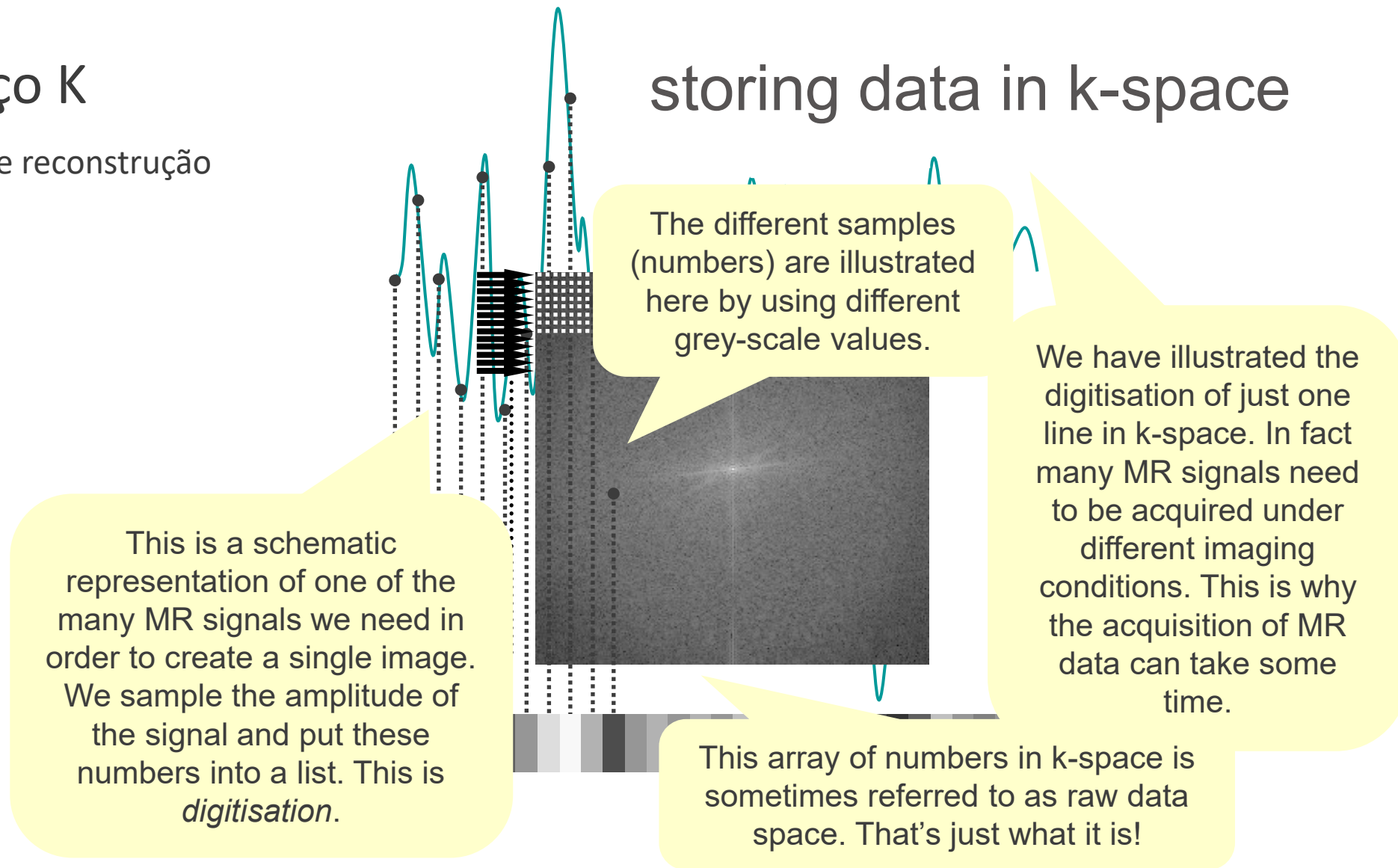
$k_x$ : frequency encoding direction  
 $k_y$ : phase encoding  
 $k_z$ : slice encoding (for 3D imaging) or slice direction (2D)



# Espaço K

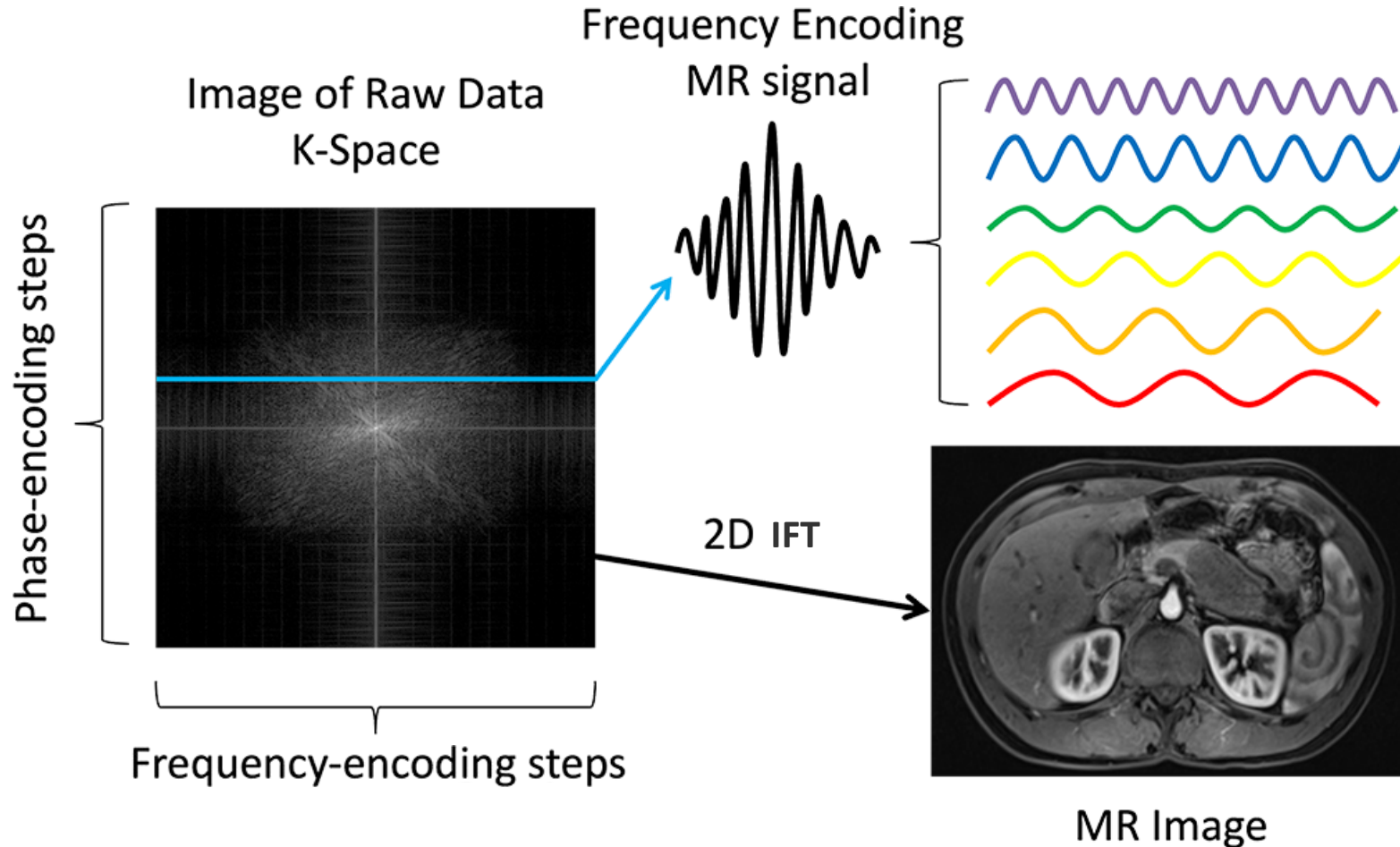
Matriz de reconstrução

## storing data in k-space



# Espaço K

Matriz de reconstrução



- > Cada coluna do espaço k contém os dados obtidos durante uma etapa de codificação em frequência.
- > Cada linha é preenchida repetindo as etapas de codificação em fase.
- > Qualquer ponto em particular no espaço K contribui para toda a imagem.
- > Qualquer pixel da imagem é derivado de todo o espaço K.
- > O espaço K é simétrico.

O espaço K é um array de dados

cuja transformada inversa de Fourier resulta numa imagem

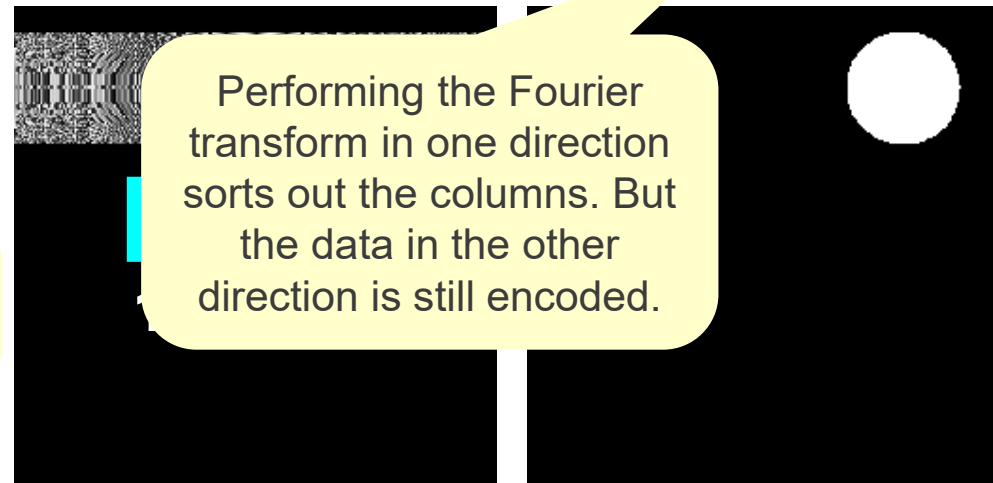
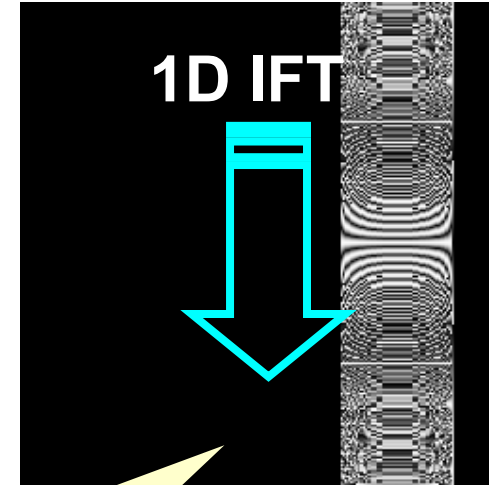
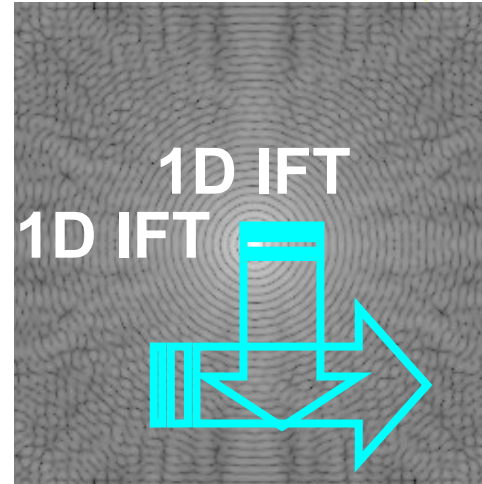
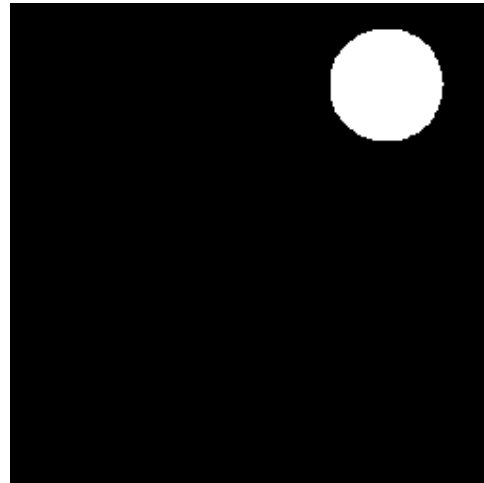
It's impossible to guess what the image is going to be of, but there are some hints about the quality of the image one may expect, from looking at the raw data.

Here are some different k-spaces. You can see that the information they contain can vary quite a lot. Some are noisy data sets or have clear areas of higher signal (e.g. the third). This is partly to do with how we acquire the data, partly because of the nature of what we were scanning, and partly to do with the nature of k-space.



# Reconstrução da imagem

2D IFT (Transformada Inversa de Fourier 2D)



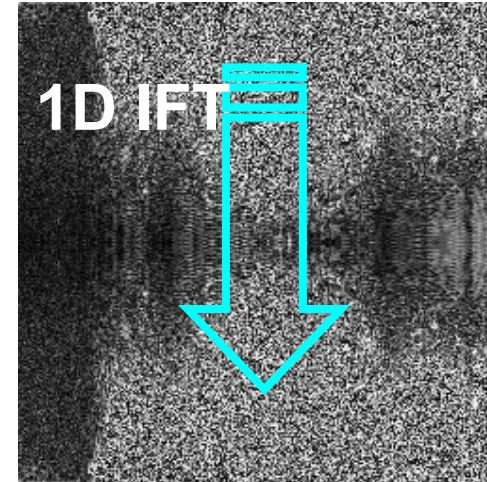
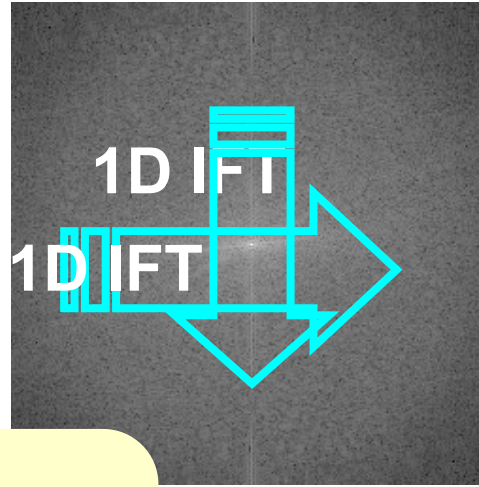
This is it's k-space.

The order of Fourier transforms does not matter

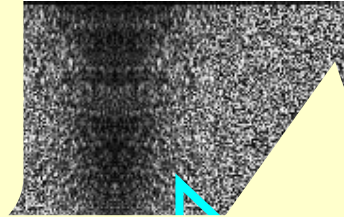
Performing the Fourier transform in one direction sorts out the columns. But the data in the other direction is still encoded.

# Reconstrução da imagem

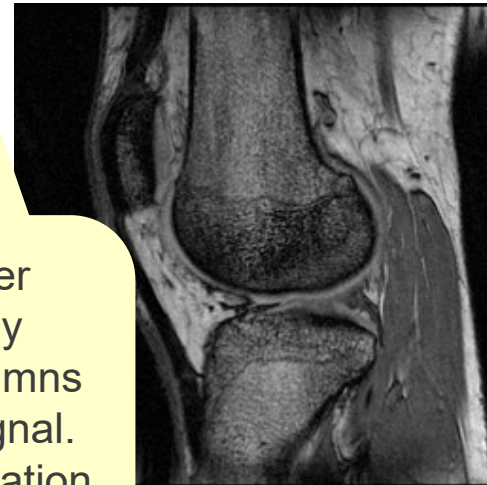
2D IFT (Transformada Inversa de Fourier 2D)



*Why use Fourier transforms?* There are a lot of pixel values to cope with! That's a lot of calculation. The Fourier transform is a short cut to the correct image data.

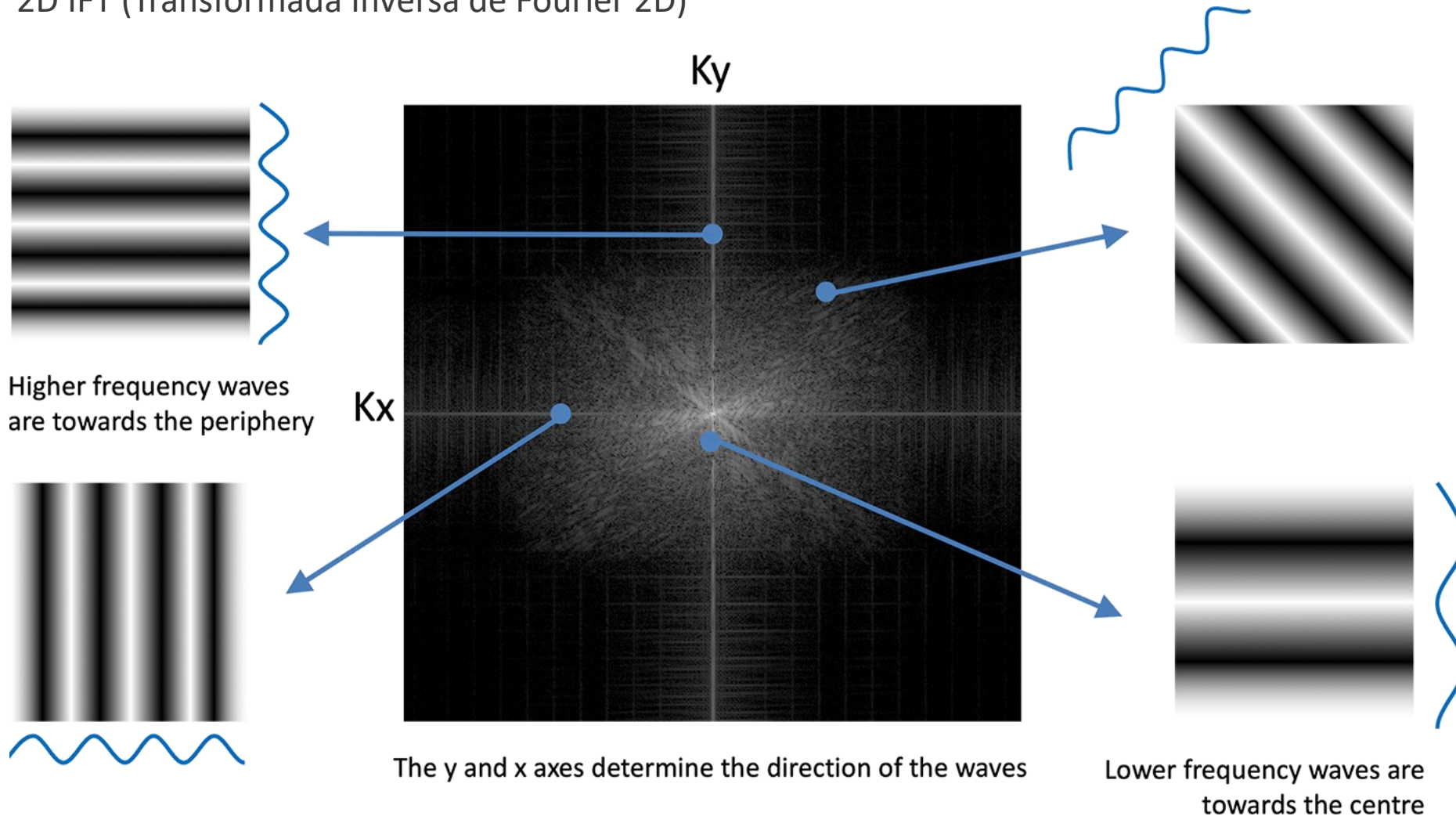


Notice how the Fourier transform has already deduced that these columns do not contain much signal. However, the row information is still encoded.



# Reconstrução da imagem

2D IFT (Transformada Inversa de Fourier 2D)

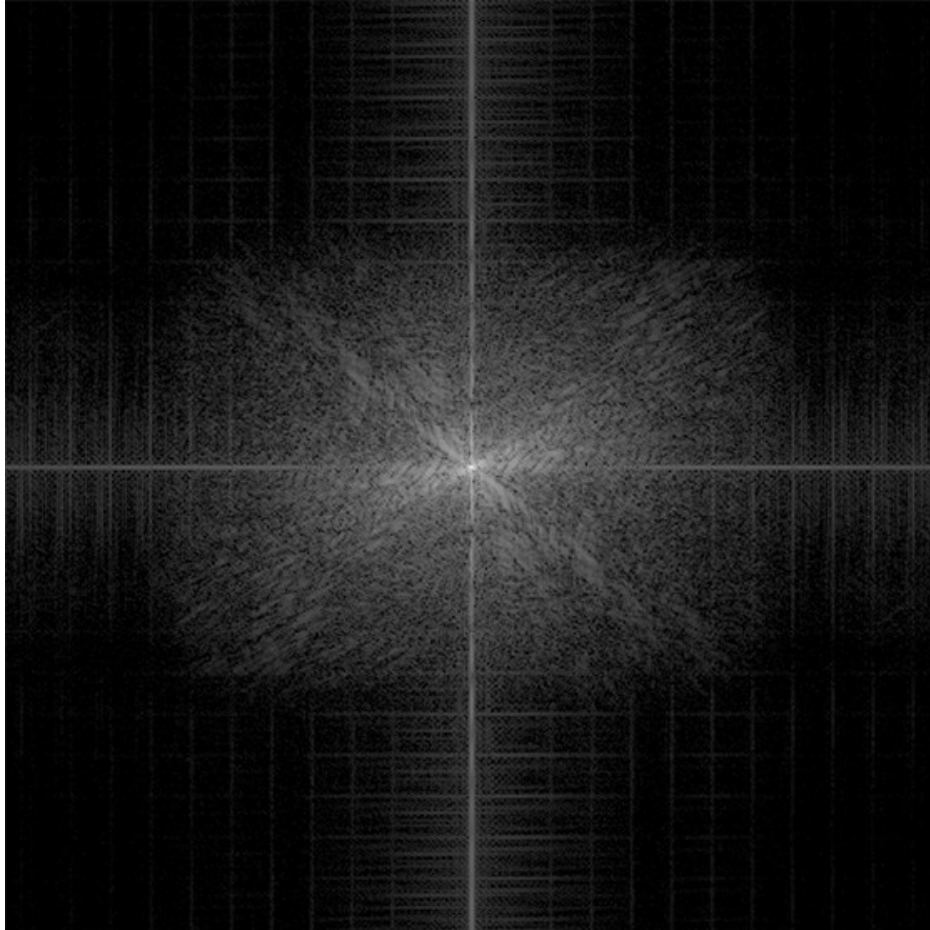


> O espaço K contém as frequências espaciais da imagem MR em cada posição do plano xy.

> Os sinais de alta frequência estão na periferia e os sinais de baixa frequência estão no centro.

# Reconstrução da imagem

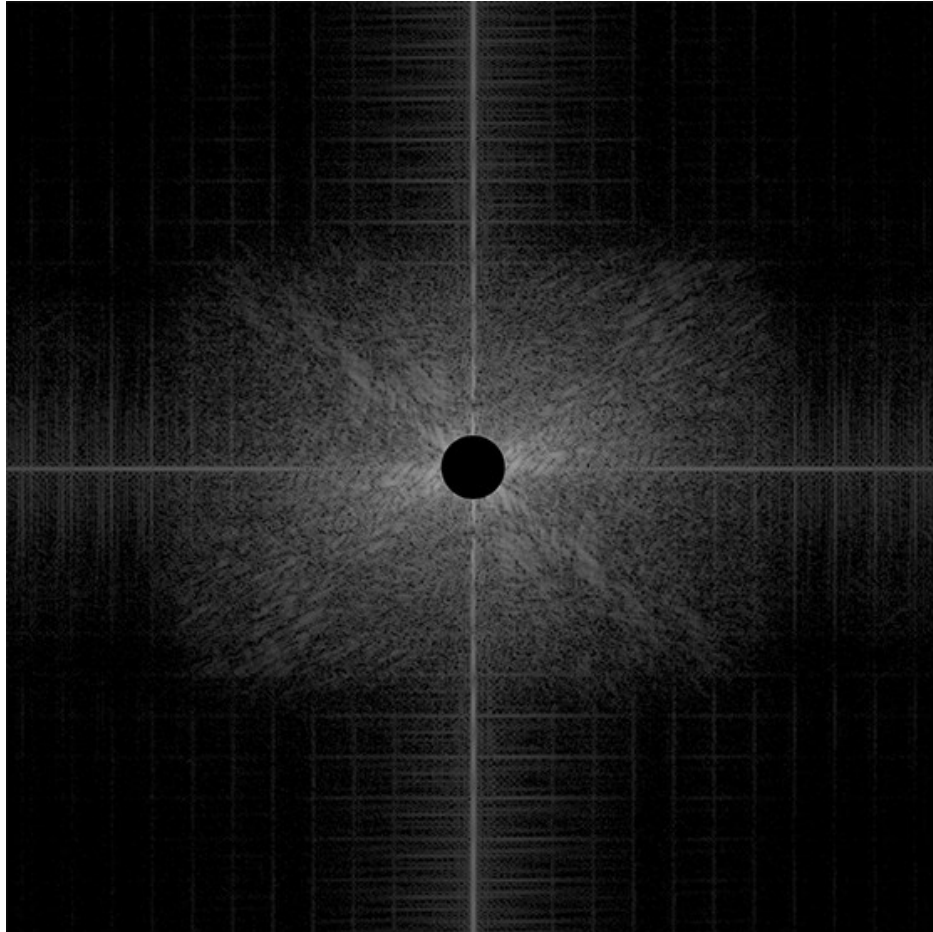
2D IFT (Transformada Inversa de Fourier 2D)



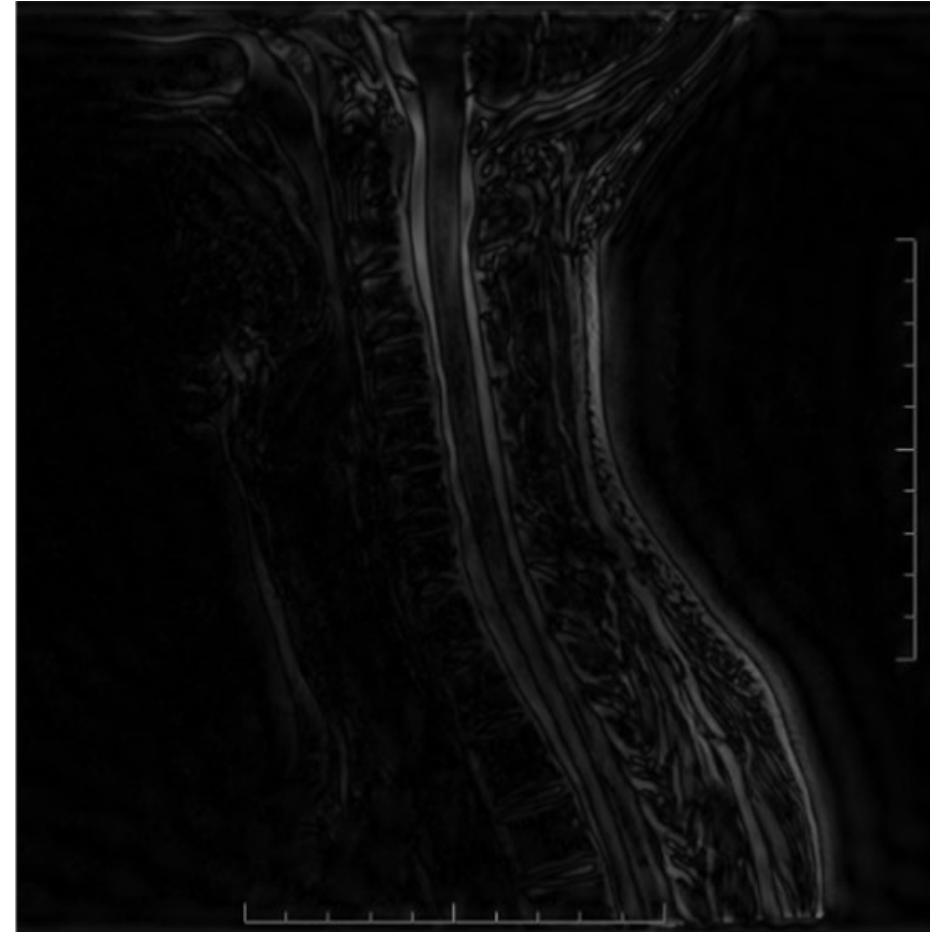


# Reconstrução da imagem

2D IFT (Transformada Inversa de Fourier 2D)

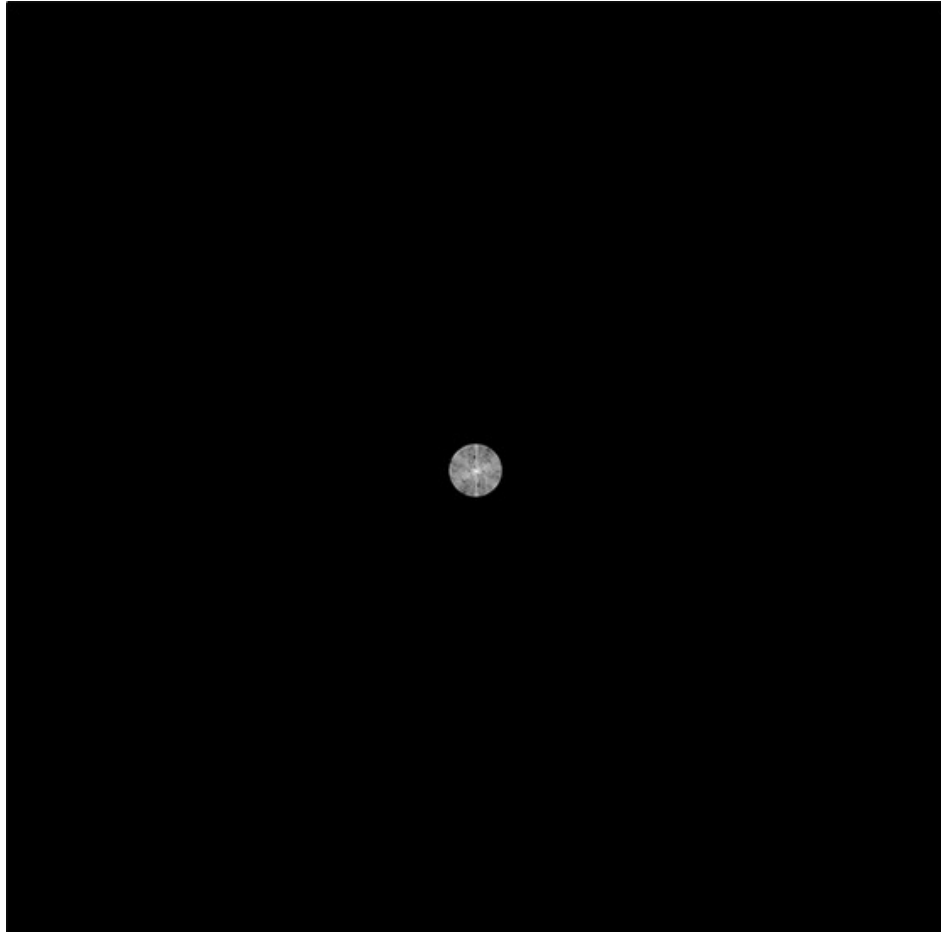


Filtro passa-alto

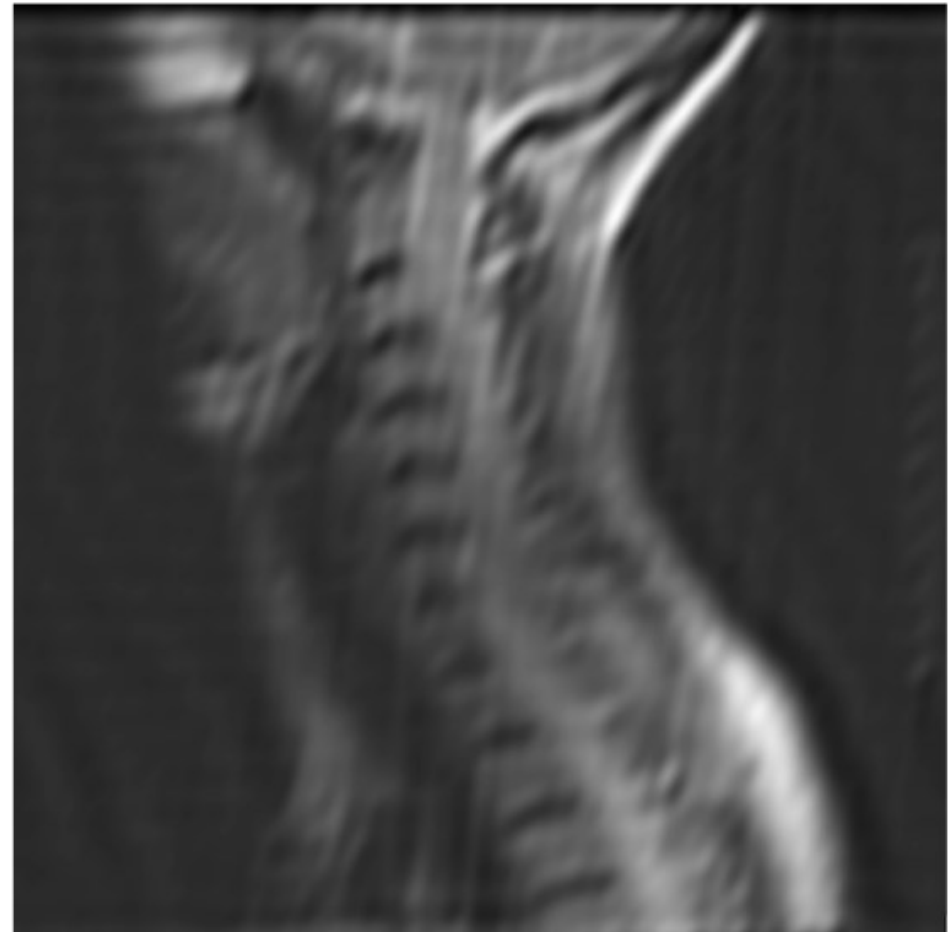


# Reconstrução da imagem

2D IFT (Transformada Inversa de Fourier 2D)

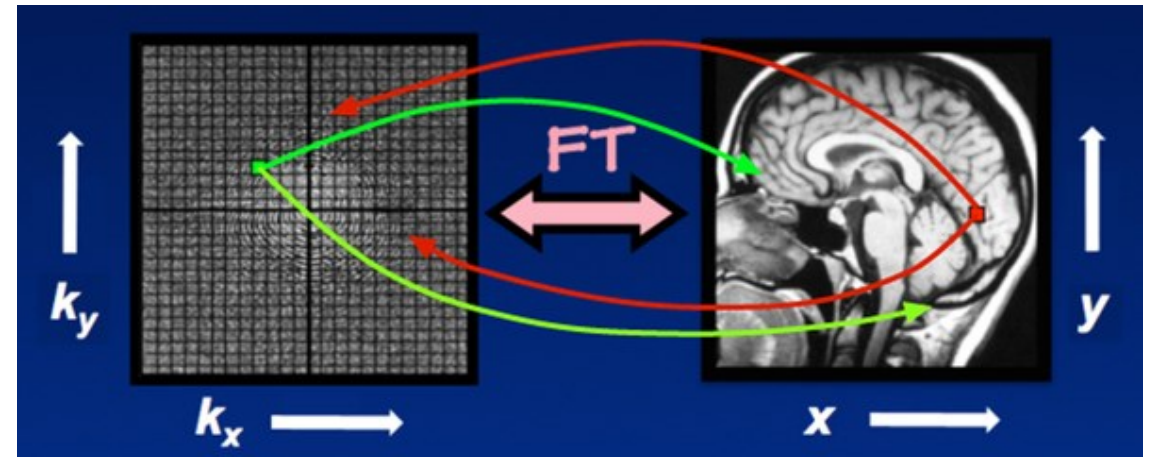
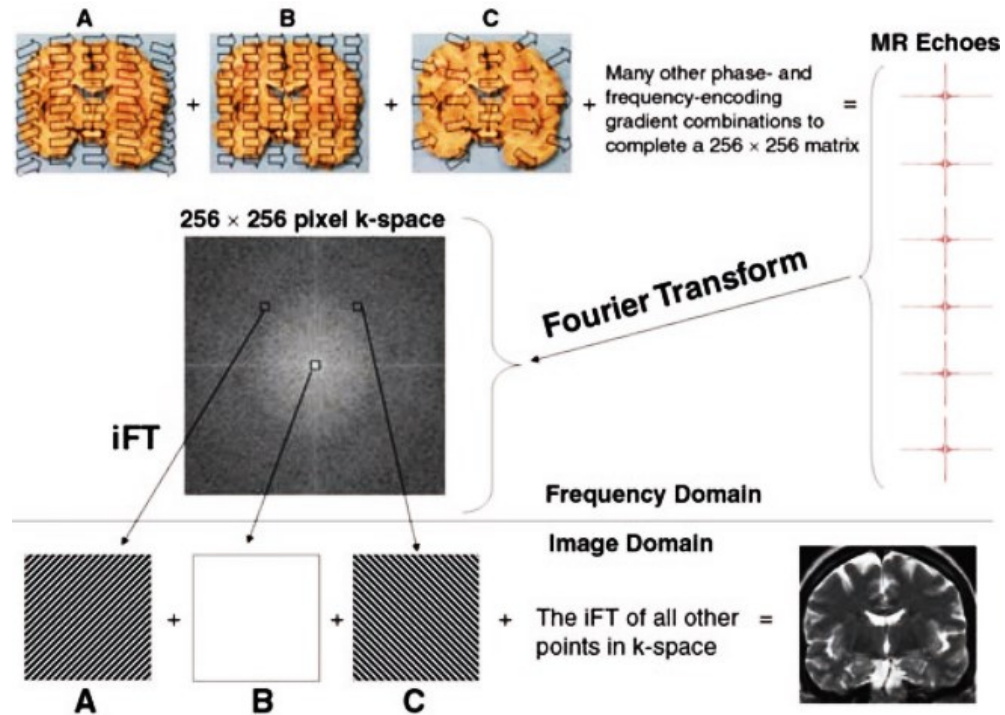


Filtro passa-baixo



# Reconstrução da imagem

## 2D IFT (Transformada Inversa de Fourier 2D) - resumo



- > Cada ponto do espaço k contém informações sobre cada pixel na imagem final.
- > Cada pixel da imagem é mapeado para todos os pontos no espaço k.

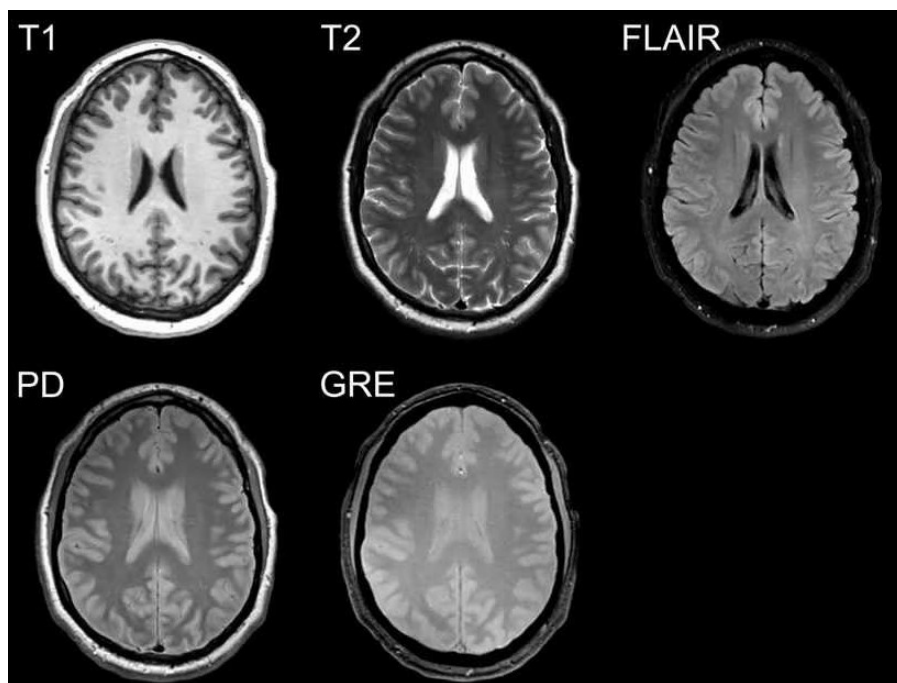
# Sequências de aquisição

MRI

- Gradient echo (GE)
- Spin echo (SE)

# Sequências MRI

## Aspetos gerais



### Definição

- > Sequência de eventos que dá origem à imagem por ressonância magnética. Cada sequência é uma combinação de impulsos RF e gradientes de campo.
- > Qualquer que seja o tipo de sequência, os objetivos são favorecer o sinal de um determinado tecido (contraste), o mais rápido possível (velocidade), limitando os artefactos sem alterar a relação sinal/ruído (SNR).

### Componentes essenciais

- > Pulso de excitação por RF
- > Gradientes para codificação espacial
- > Leitura de sinal

### Parâmetros da sequência

- > TR, TE, ângulo de rotação, campo de visão.
- > Determinam o compromisso entre contraste, resolução espacial e rapidez de aquisição.

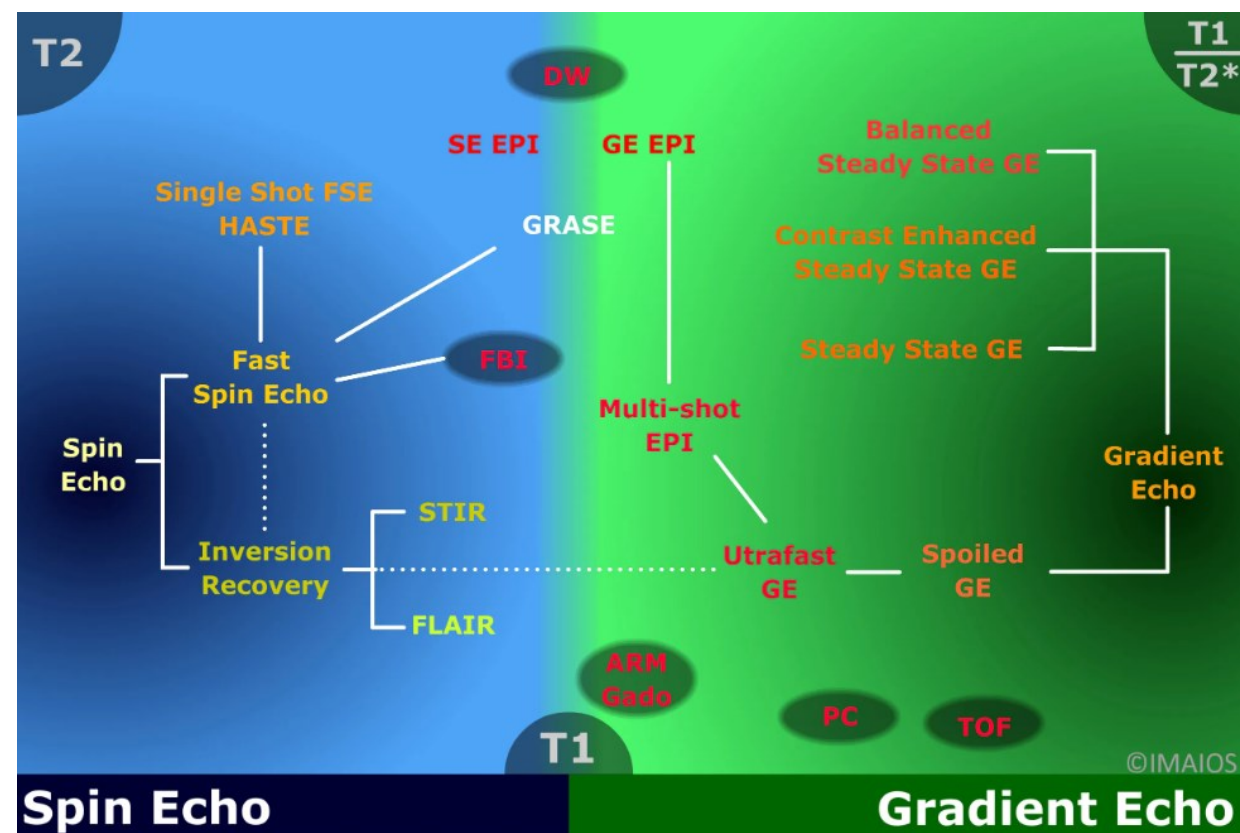
Existem mais de 100 sequências diferentes e, para complicar ainda mais, os fabricantes tendem a escolher a sua própria nomenclatura!

# Sequências MRI

## Gradient Echo vs. Spin Echo

Dependendo do tipo de **eco** registado existem duas famílias principais de sequências: sequências de **eco de spin** e sequencias de **eco de gradiente**.

Foram desenvolvidas inúmeras variações dentro de cada uma destas famílias, visando essencialmente a diminuição do tempo de aquisição.



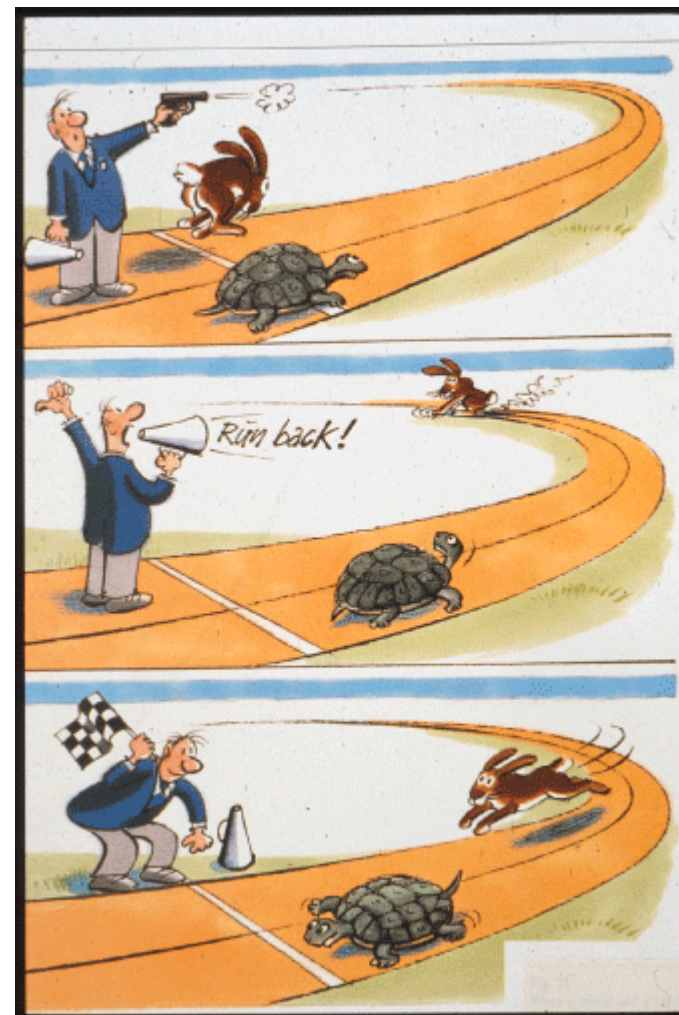
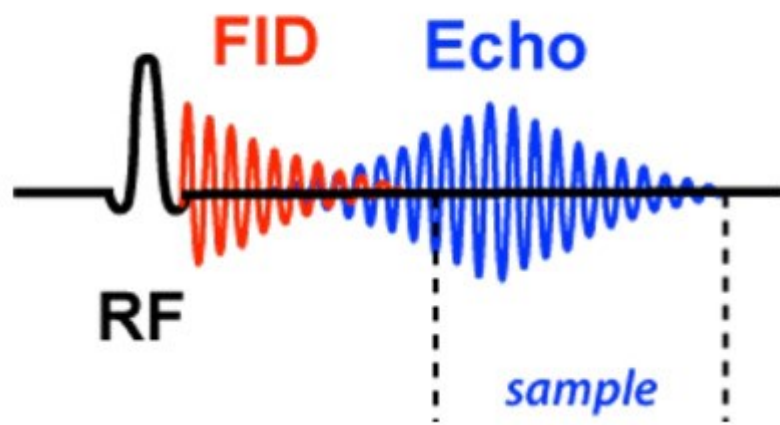


# Sequências MRI

## Eco vs. FID

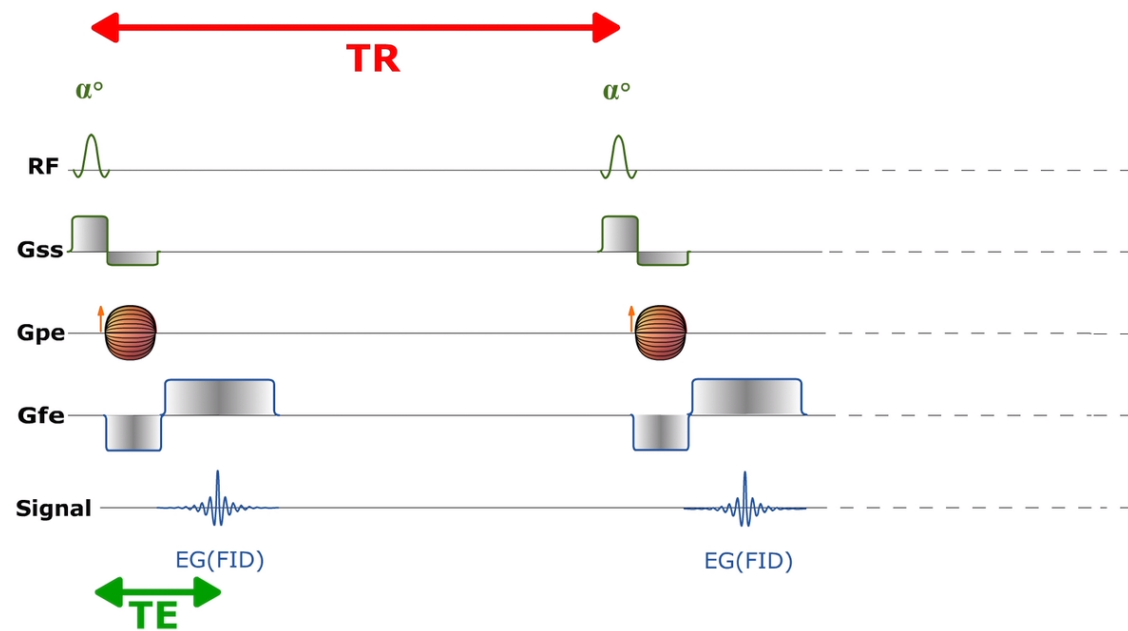
Na prática em vez de ser adquirido o sinal FID (que começa a decair logo após a aplicação do impulso RF) é adquirido um eco desse sinal de forma a maximizar a relação sinal-ruído e a resolução espacial.

É também utilizado para correção da componente ruidosa T2\* ou para acelerar a medição.



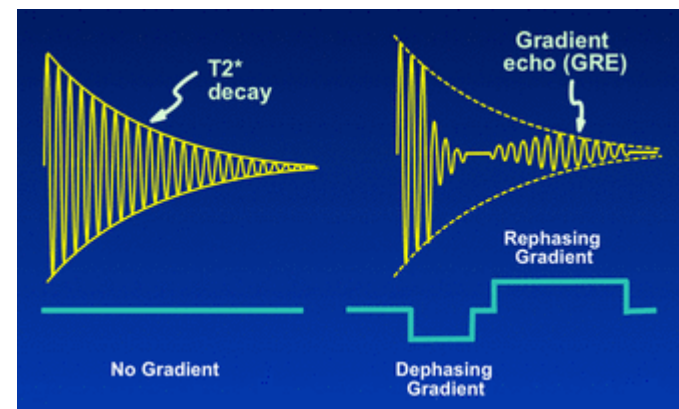
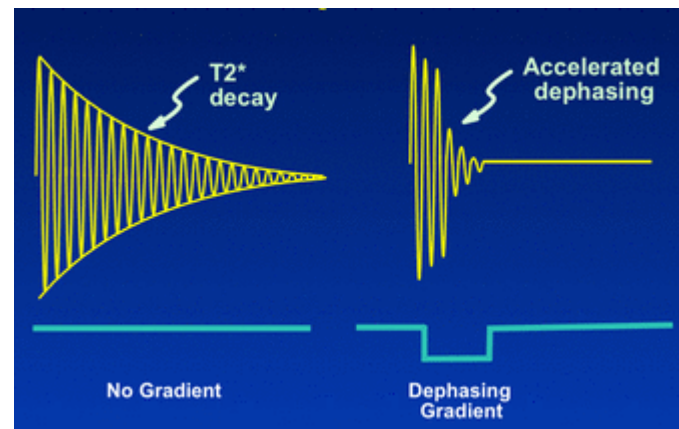
# Sequências MRI

## Gradient Echo (GE)



Etapa 1: aceleração do desfasamento do FID (encurta o processo).

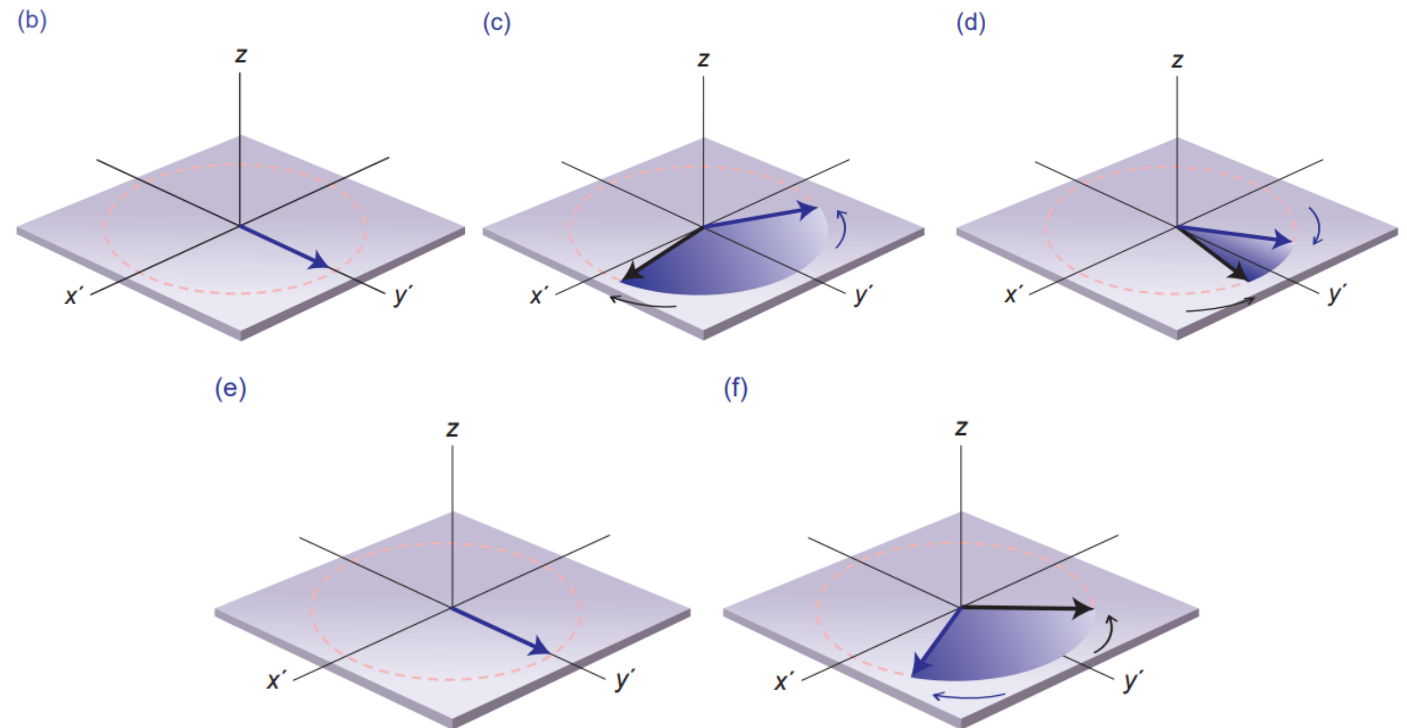
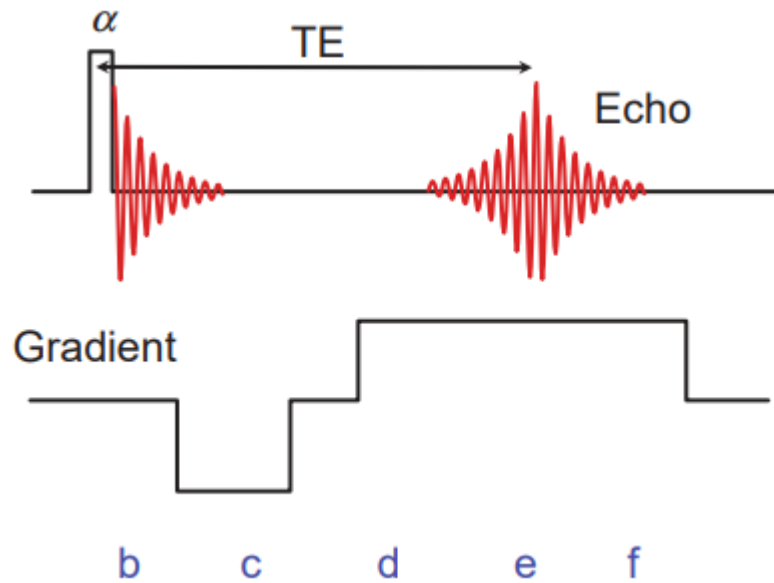
Etapa 2: reversão do desfasamento. É aplicado um gradiente (específico) com a mesma força, mas com polaridade oposta ao gradiente inicial, revertendo o desfasamento e gerando um pequeno eco!





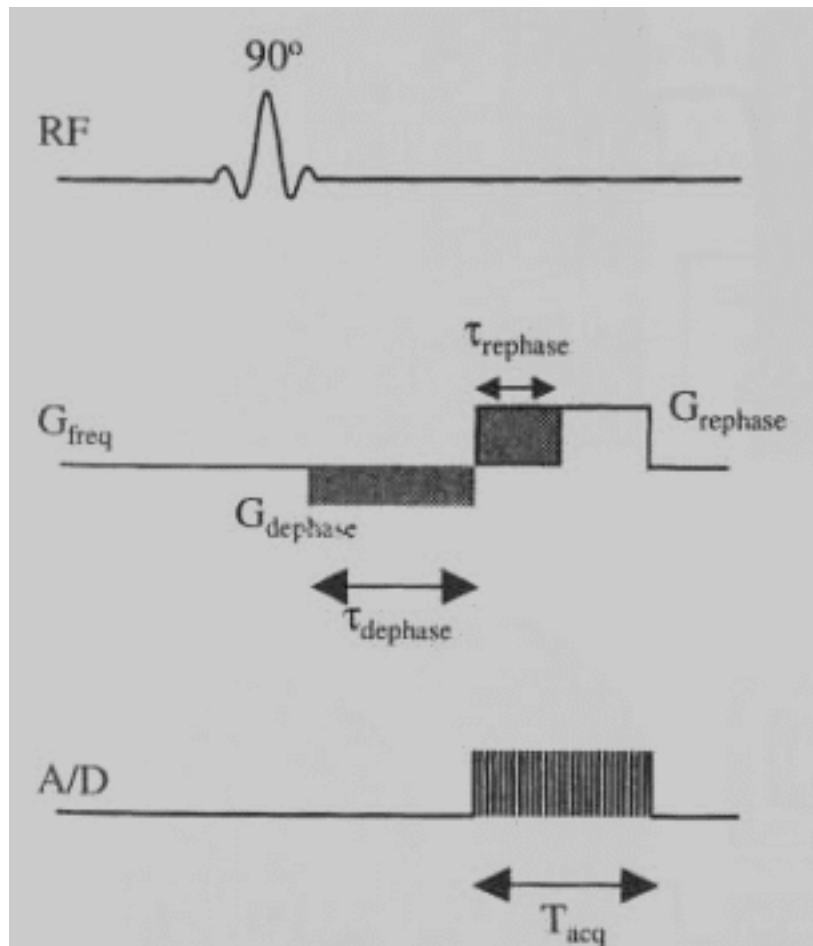
# Sequências MRI

## Gradient Echo (GE)



# Sequências MRI

## Gradient Echo (GE)



Ângulo para a máxima  
intensidade de sinal

$$\alpha_{\text{Ernst}} = \cos^{-1} e^{-\frac{TR}{T_1}}$$

Intensidade de cada  
voxel (x, y)

$$I(x, y) \propto \rho(x, y) \frac{\left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \sin \alpha}{1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \cos \alpha} e^{-\frac{TE}{T_2^*}}$$

Embora o SNR seja maximizado com FA = 90, isso requer um TR longo para permitir o relaxamento total do T1 e, por sua vez, gera um longo tempo de aquisição da imagem.

Assim, nas sequências GE o ângulo é tipicamente reduzido para menos de 90 graus.

Dependendo da escolha dos parâmetros de aquisição, uma sequência GE, pode ser definida para enfatizar ou "ponderar" a intensidade da imagem de acordo com um ou vários parâmetros de tecido:

**densidade de prótons, T1 ou T2\*.**

# Sequências MRI

## Gradient Echo (GE)

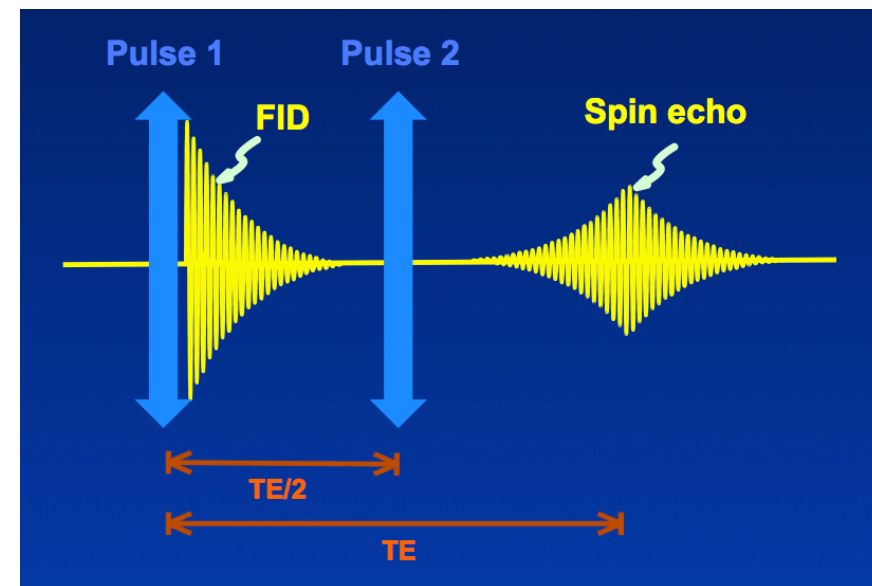
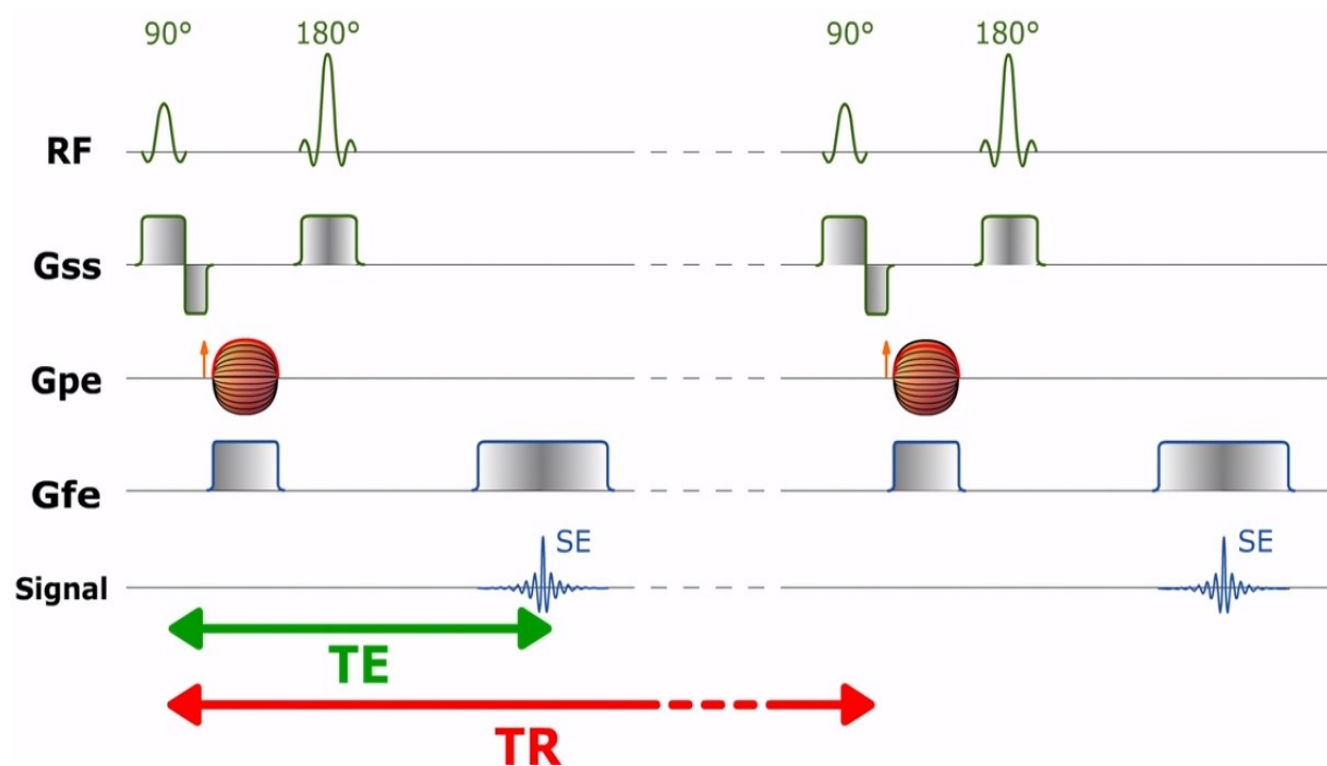
Imaging parameters	Image weighting
$TE \ll T_2^*$ , and either $\alpha \ll \alpha_{Ernst}$ or $TR \gg T_1$ or both	proton density
$TE \ll T_2^*$ , and either $\alpha \sim \alpha_{Ernst}$ or $TR \sim T_1$ or both	$T_1$ -weighted
$TE > T_2^*$ , and either $\alpha \ll \alpha_{Ernst}$ or $TR \gg T_1$ or both	$T_2^*$ -weighted
$TE > T_2^*$ , and either $\alpha \sim \alpha_{Ernst}$ or $TR \sim T_1$ or both	mixed $T_1$ - and $T_2^*$ -weighted

As sequências GE permitem uma **aquisição de imagem muito rápida**. A principal desvantagem é que **não permitem que as imagens sejam ponderadas por T2**, mas **apenas pelo valor de T2\***.

Os valores de  $T_2^*$  são tipicamente mais curtos que  $T_2$ , o que leva não só a intensidades de sinal mais baixas, mas também a que diferenças nos valores de  $T_2$  dos tecidos possam estar 'mascaradas' pelo ruído que contribui para  $T_2^*$ . Tecidos com valores  $T_2$  bastante diferentes podem ter valores  $T_2^*$  semelhantes.

# Sequências MRI

## *Spin Echo (SE)*

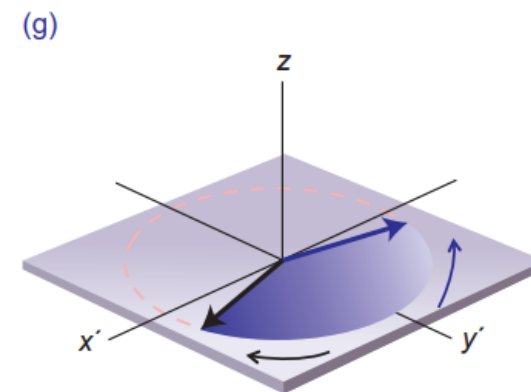
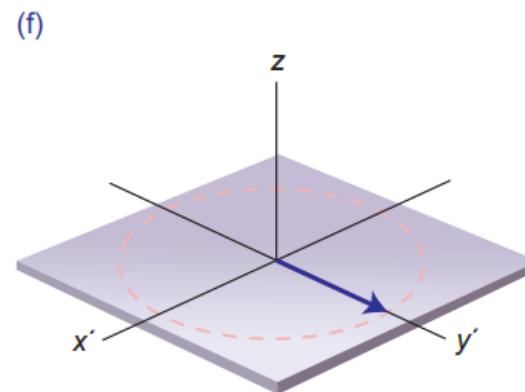
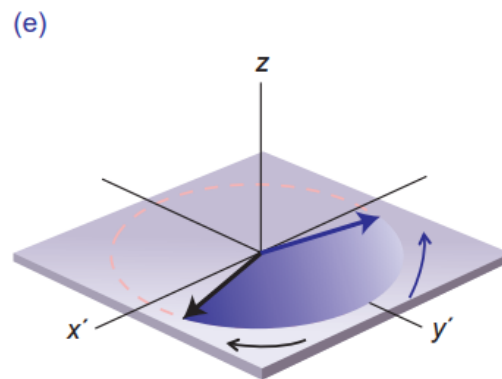
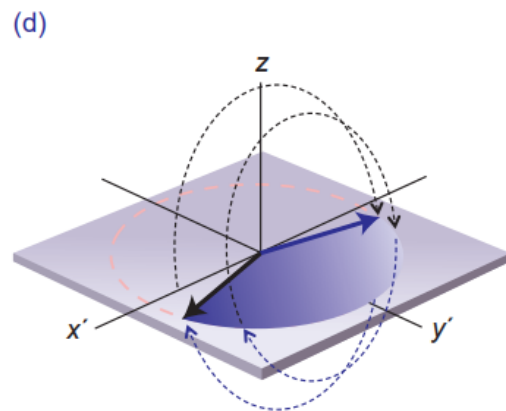
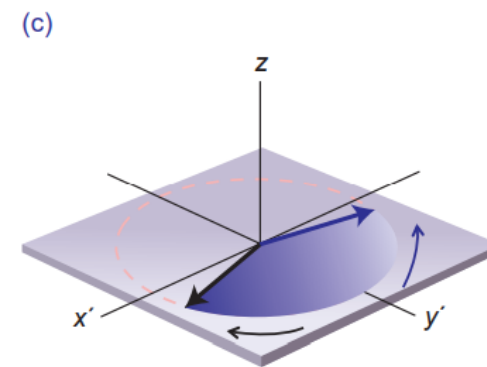
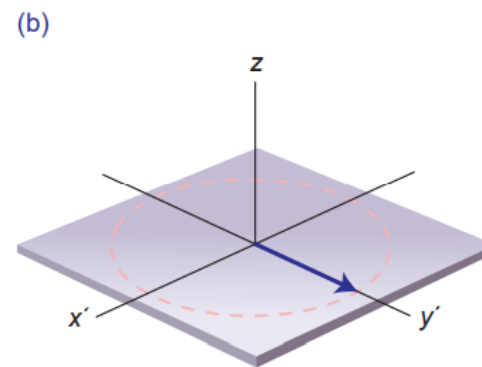
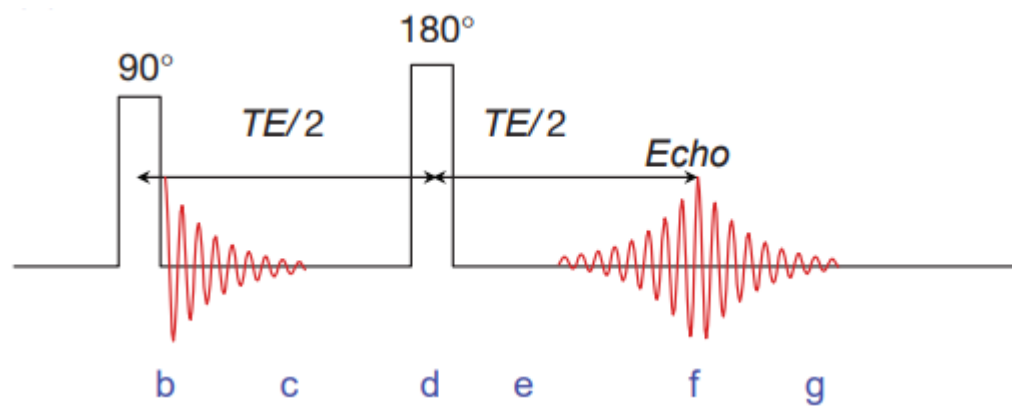


A sequência *spin echo* é composta por dois impulsos RF: a 90° e 180°.

O impulso aos 180° (em TE/2) compensa para as heterogeneidades de campo (artefactos constantes) para obter **um eco ponderado em T2 e não em T2\***.

# Sequências MRI

## Spin Echo (SE)

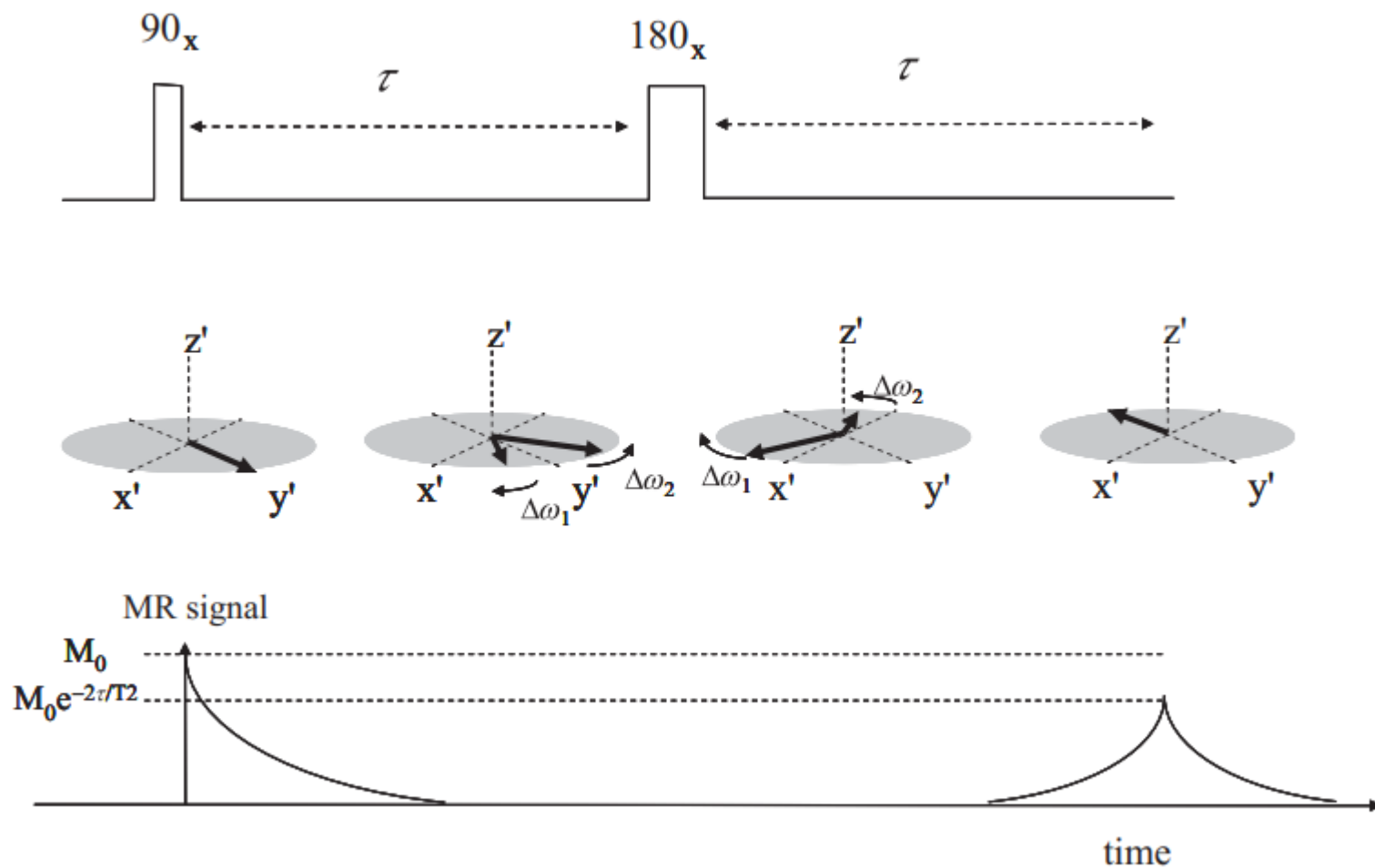


# Sequências MRI

## Spin Echo (SE)


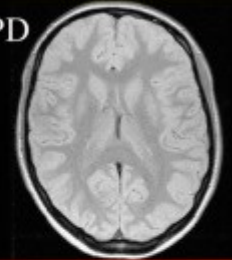
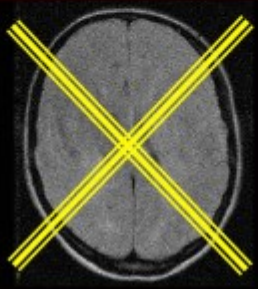
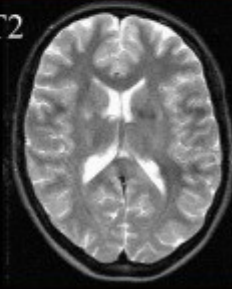
No intervalo de tempo entre os dois impulsos RF vão existir prótons a precessar a frequências diferentes devido às não homogeneidades de campo ( $T2^+$ ) e a processos intrínsecos de  $T2$ .

O efeito do impulso a 180 graus é reorientar o decaimento  $T2^+$  de modo a que a intensidade do sinal de eco adquirido o pulso seja afetada apenas pelos processos  $T2$ .



# Sequências MRI

## Spin Echo (SE)

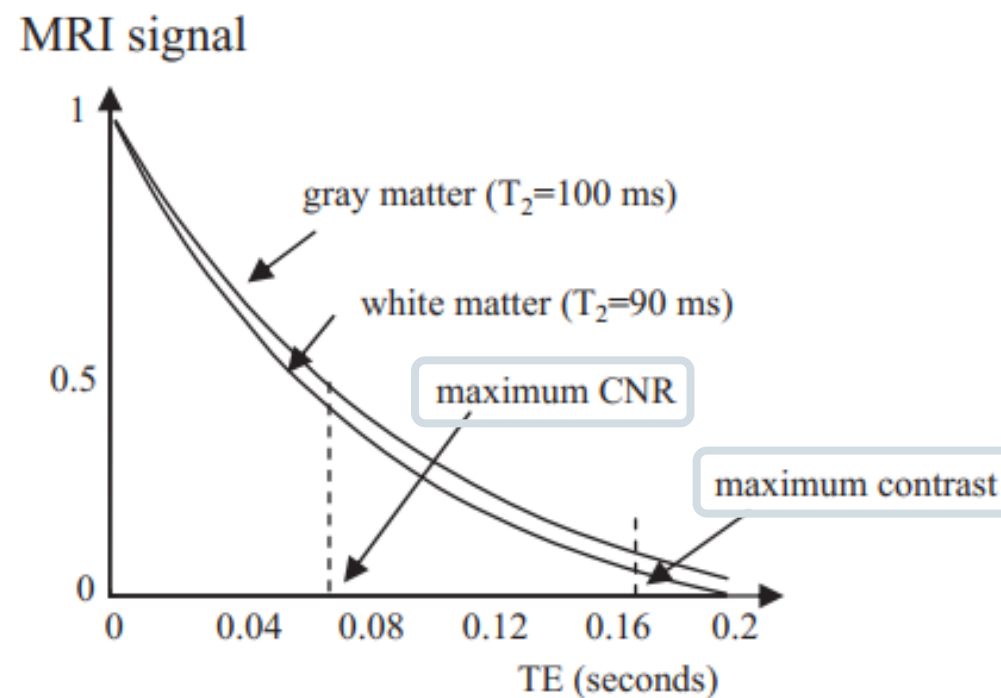
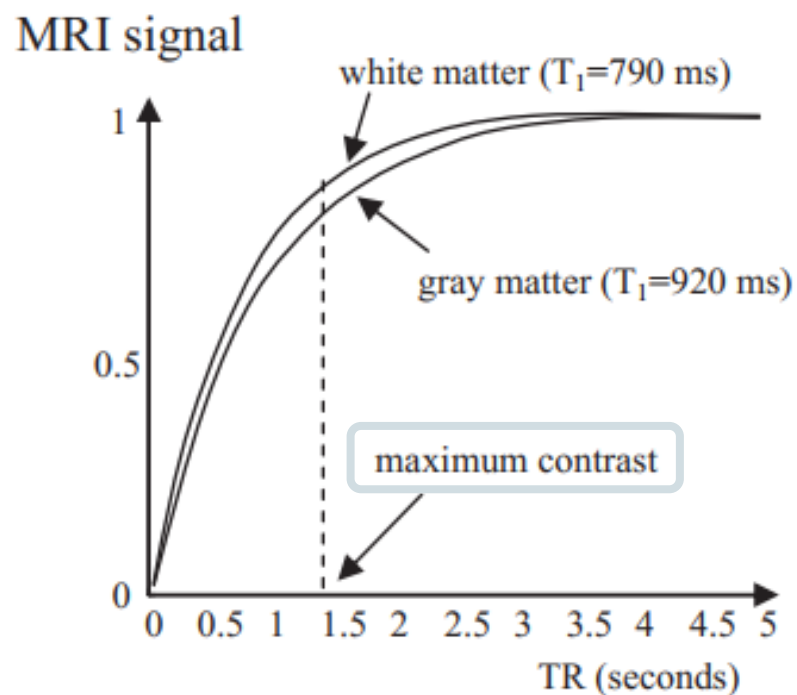
	Short TR	Long TR
Short TE	T1 	PD 
Long TE		T2 

$$I(x, y) \propto \rho(x, y) \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

A imagem resultante de uma sequência SE pode ser ponderada em **T1**, **T2** ou **densidade de prótons (PD)**.

# Sequências MRI

Contraste, CNR e SNR

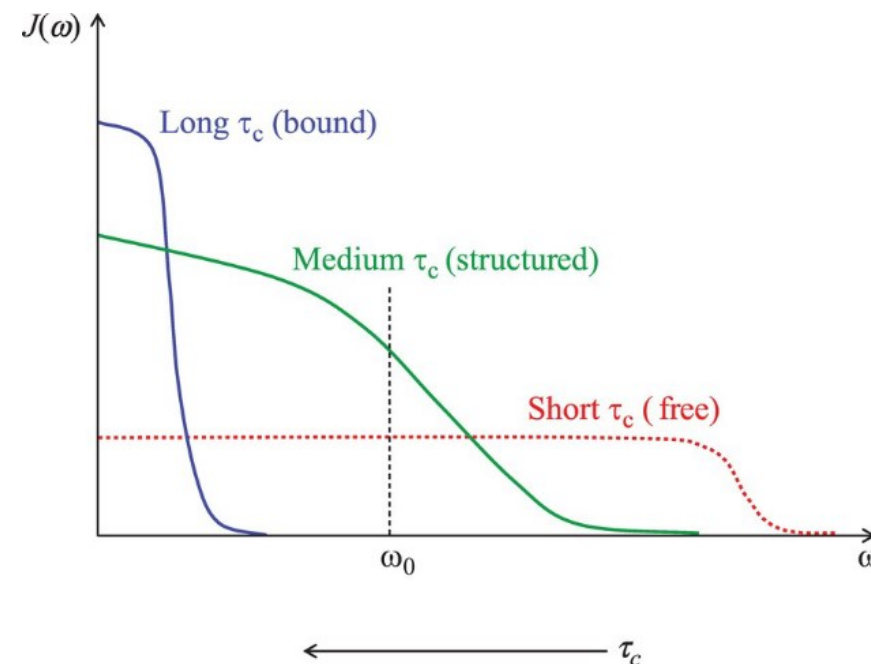
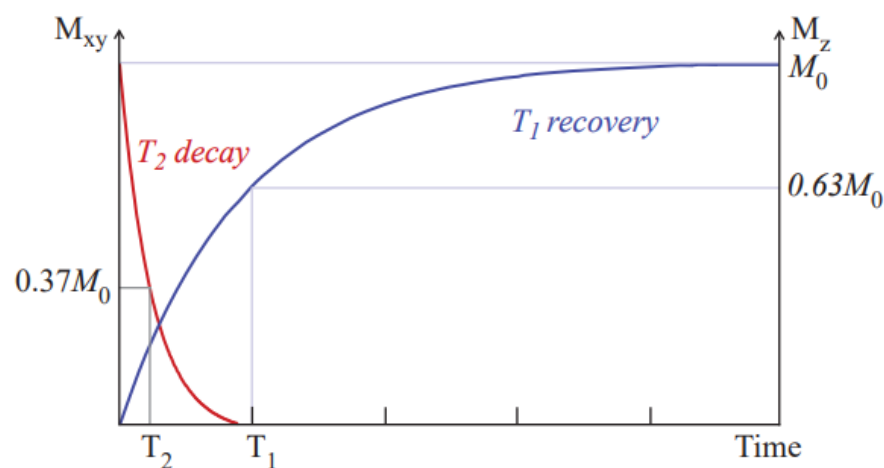


Variação do sinal de ressonância magnética em função do TR para a substância branca e cinzenta no cérebro.



# Sequências MRI

Dependência dos contrastes de acordo com as características dos tecidos



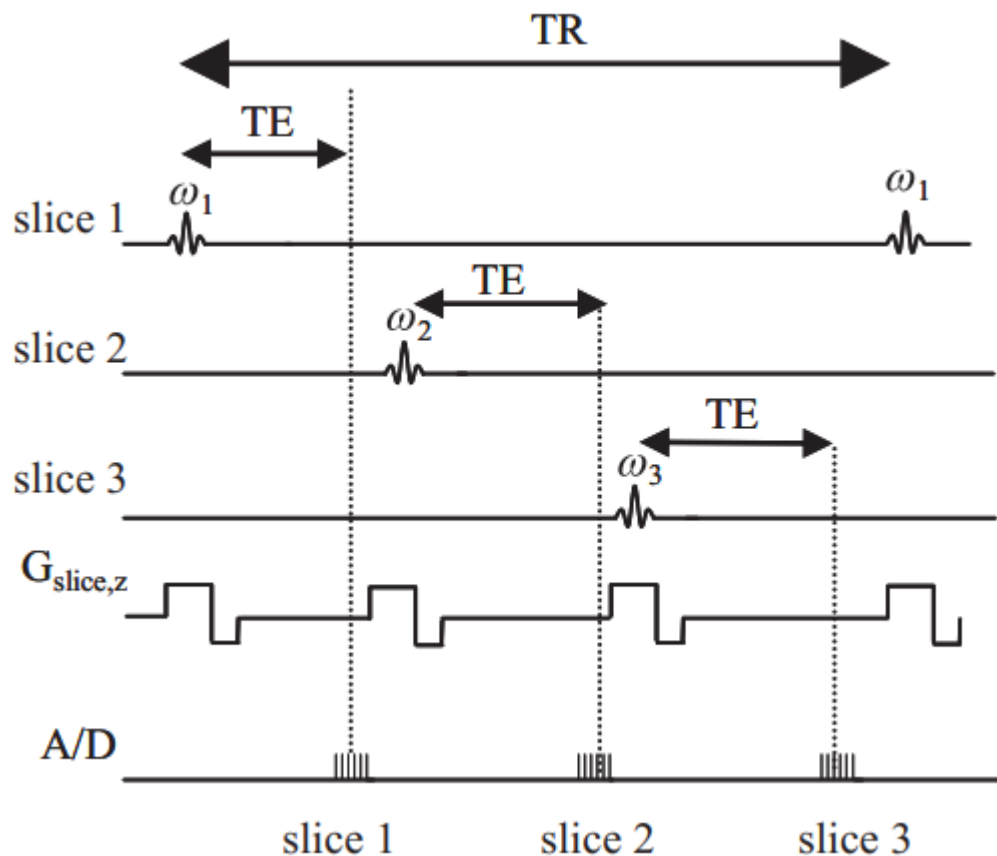
A relação entre densidade espectral,  $J(\omega)$ , e frequência de precessão (dependente da força do campo magnético) varia consoante a viscosidade do tecido.

A eficiência de T1 (duração) é determinada por estes fatores.

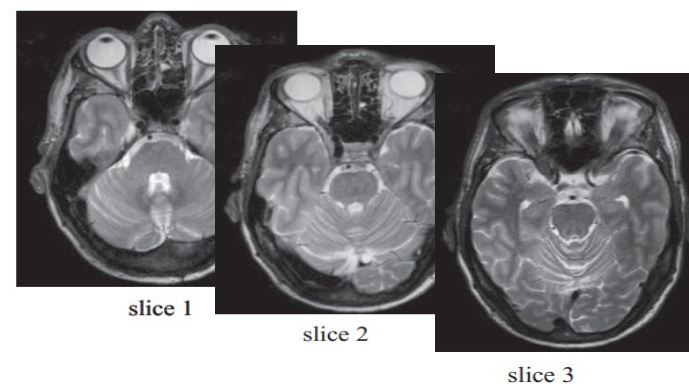
**Quanto maior o valor de  $J(\omega)$ , mais eficaz é o processo de relaxamento T1 e menor o tempo de relaxamento T1.**

# Sequências MRI

## Aquisição de múltiplos cortes (fatias)



- > TR e TE são os parâmetros básicos da sequência de aquisição e representam o tempo de repetição e o tempo de eco (tempo desde o centro do pulso de RF até o centro do eco gerado), respetivamente.
- > Um único pulso RF pode ser usado para excitar várias fatias de uma só vez.
- > Isto é possível devido à diferente rapidez entre decaimento T2 (mais rápido) e T1 (mais lento).
- > O número máximo de fatias é dado por TR/TE. Na prática, é deixado um pequeno espaço entre as fatias (normalmente 1/10 da espessura da fatia) e são adquiridas de forma intercalada, ou seja, todas as fatias de número ímpar seguidas por todas o número par.



Até sexta!

\*Bibliografia disponível na plataforma