

# IMAGENS POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

**MARINA DE SÁ REBELO**  
**LABORATÓRIO DE INFORMÁTICA BIOMÉDICA**  
**INCOR – HC FMUSP**

# RM em perspectiva

- ▶ Caracterizada por uma excelente resolução de contraste de tecidos moles.
- ▶ Permite a diferenciação detalhada de estruturas anatômicas internas

Imagens obtidas sem o uso de materiais radioativos permitem a visualização da anatomia Interna com excelente resolução espacial



Courtesy of Penuvo, Inc.

*"The need 'to see more' has always been part of the diagnostic equation... the beauty of MRI's absence of radiation and the ability to combine traditional anatomic (form) images with the power of functional imaging techniques invited the idea of covering more (actually the entirety) of the body without the need for any injection."*

Dr. Raj Attariwala- Penuvo Inc.

- ▶ Combina química, física, matemática, engenharia, métodos computacionais e medicina
- ▶ A manipulação de parâmetros do processo de aquisição permite criar imagens de alto contraste
  - ▶ T1, T2
- ▶ Propriedades magnéticas dos tecidos geram contraste na imagem (SWI: imagem ponderada por susceptibilidade):
  - ▶ Alterações na oxigenação do sangue - fMRI



# Agenda

- Princípios físicos
  - Spin nuclear
  - Magnetização
- Imagens de MRI
  - Detecção do sinal
  - Formação de imagens
  - Aquisição de imagens: hardware
  - Contraste em RMI
- Ressonância funcional

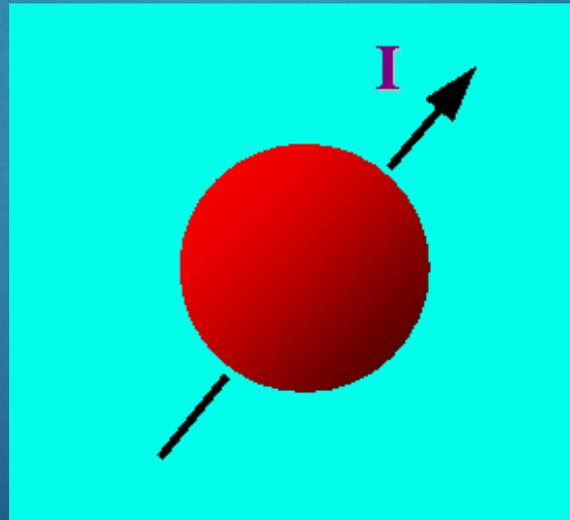
# Princípios Físicos

## Spin nuclear e Magnetização

# Spin nuclear

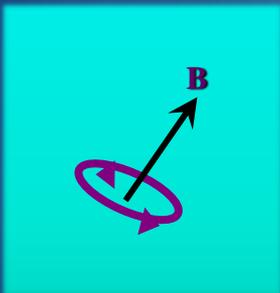
Núcleos contêm prótons e nêutrons com movimento angular intrínseco

⇒ momento angular de spin nuclear ou  
**SPIN**

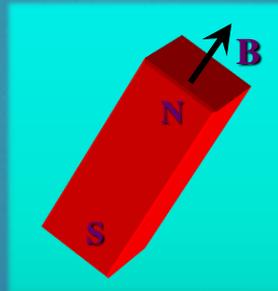


# Momento magnético

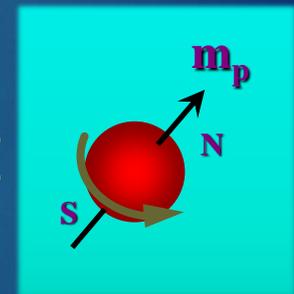
- ▶ Prótons contêm carga elétrica
- ▶ Pode-se considerar que a carga elétrica do próton é distribuída e rotaciona ao longo do eixo central, como resultado do seu momento angular



distribuição de carga em movimento de rotação produzindo um campo magnético



o próton visto como um dipolo magnético



o arranjo é análogo a um ímã

geração de um **momento de dipolo magnético** normal ao plano de circulação das cargas

# Núcleos: momento magnético

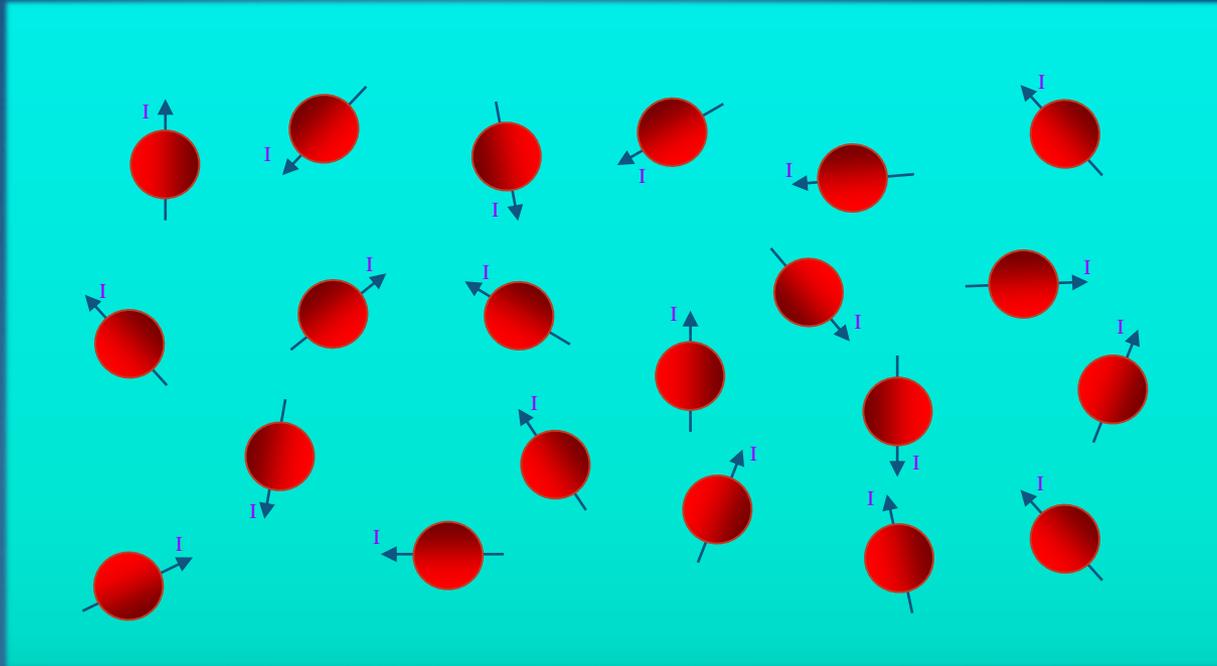
- ▶ Em muitos núcleos os prótons e nêutrons estão emparelhados de tal forma que seus spins e momentos magnéticos se cancelam
- ▶ Núcleo com número ímpar de prótons + nêutrons  $\Rightarrow$  exibe spin e momento magnético

Elemento	Protons	Neutrons	I	$\omega$ (MHz, 1.5T)
$^1\text{H}$	1	0	$1/2$	63.864
$^{12}\text{C}$	6	6	0	0
$^{14}\text{N}$	7	7	1	4.613
$^{16}\text{O}$	8	8	0	0
$^{19}\text{F}$	9	10	$1/2$	60.081
$^{23}\text{Na}$	11	12	$3/2$	16.893
$^{31}\text{P}$	15	16	$1/2$	25.898

# Núcleos: momento magnético

- ▶ Em muitos núcleos os prótons e nêutrons estão emparelhados de tal forma que seus spins e momentos magnéticos se cancelam
- ▶ Núcleo com número ímpar de prótons + nêutrons  $\Rightarrow$  exibe spin e momento magnético
- ▶ Átomo de hidrogênio (um único próton)
  - ▶ Elemento mais abundante no corpo;
  - ▶ Gera o sinal de NMR mais forte entre os núcleos.

# Magnetização macroscópica



Normalmente os momentos magnéticos nucleares têm direção aleatória

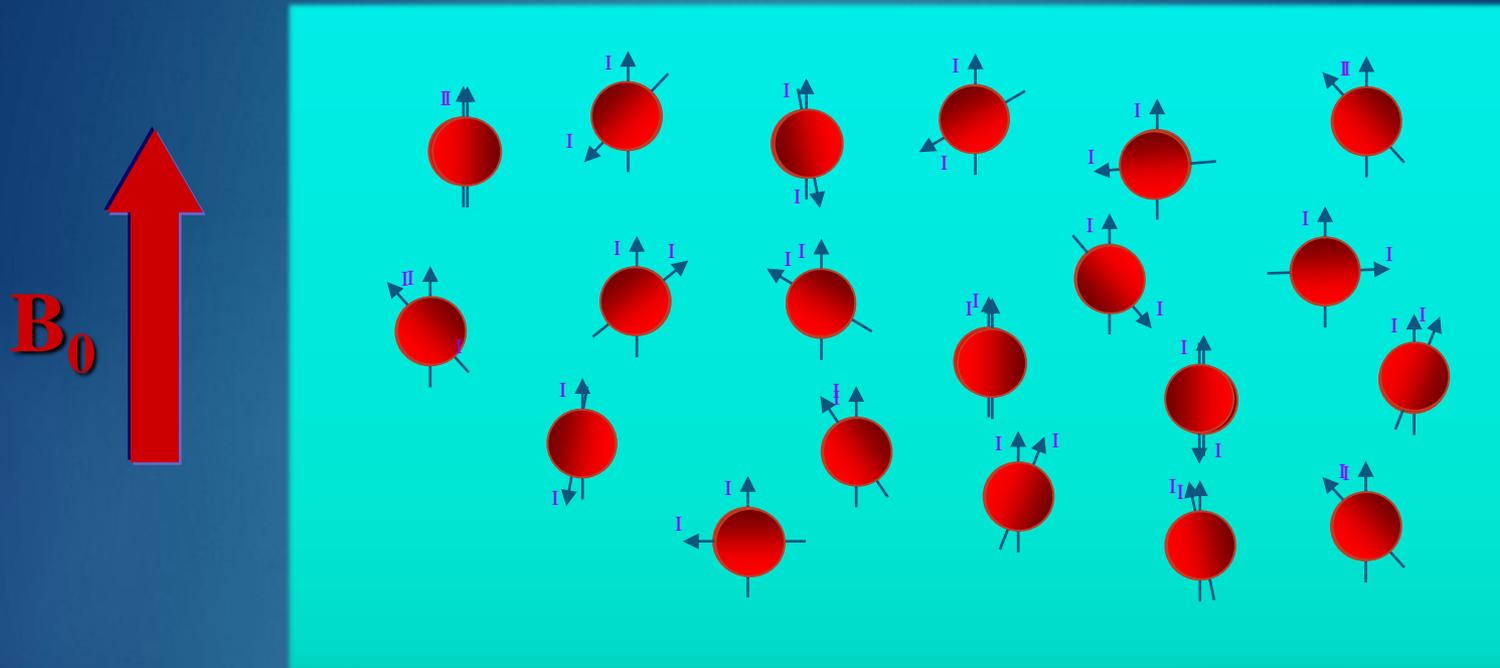
**Não existe campo magnético macroscópico**

# Ação de campo magnético

- ▶ Sob ação de um forte campo magnético estático externo
  - ▶ o próton vai se comportar como uma pequena bússola
  - ▶ A direção do seu momento magnético tende a se alinhar ao campo externo



# Resultado em uma amostra

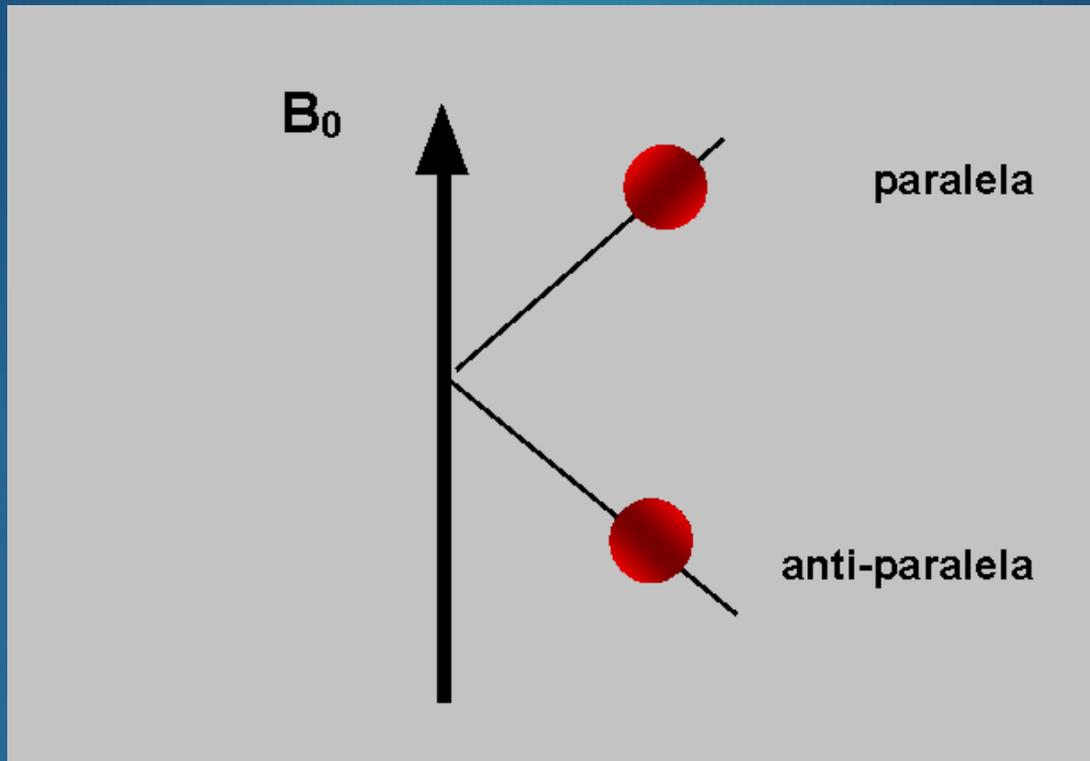


Partículas elementares não apresentam um comportamento tão simples!

# Spin up e Spin down

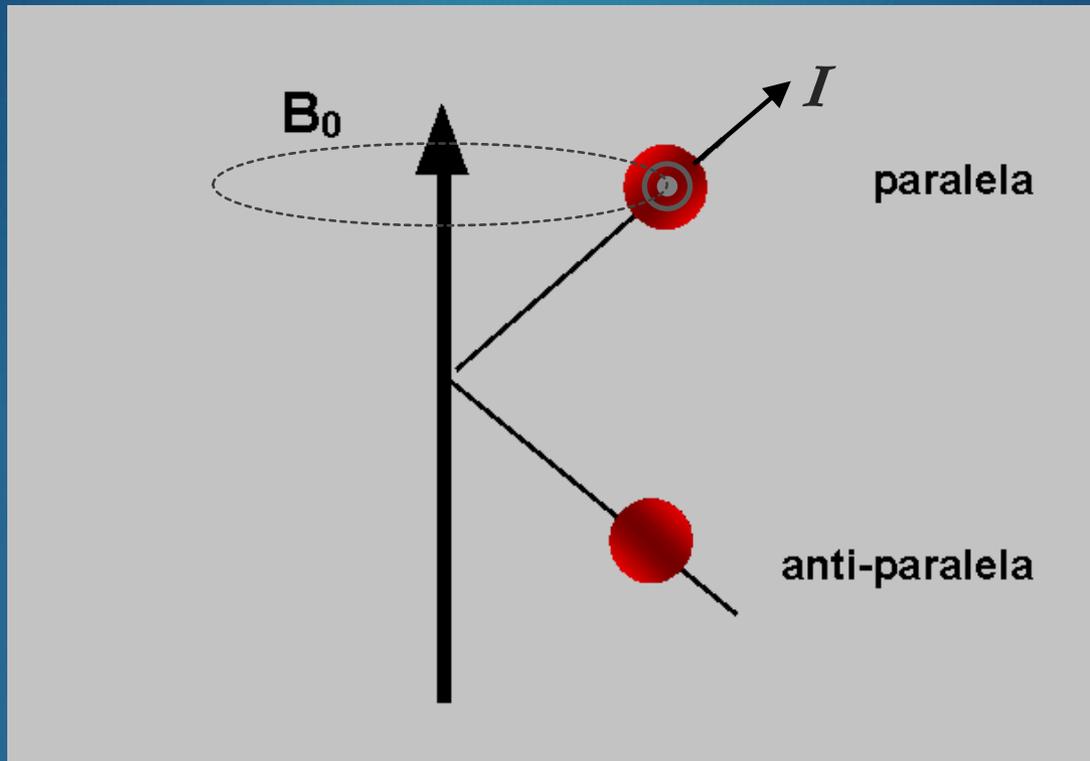
- ▶ Próton  $\Rightarrow$  partícula elementar
  - ▶ Comportamento descrito pelas leis de Mecânica Quântica
    1. Sob a ação de  $B_0$ , a direção do momento de dipolo não vai ser exatamente paralela ao campo aplicado
    2. pode possuir mais de um tipo de movimento (ou estado)
      - ▶ Depende do átomo.
- ▶ Próton do átomo de hidrogênio: 2 estados
  - ▶ *Spin up* e *spin down*
  - ▶ Momento de dipolo forma um ângulo ( $\neq 0$ ) com a direção de  $B_0$

# Alinhamentos do próton



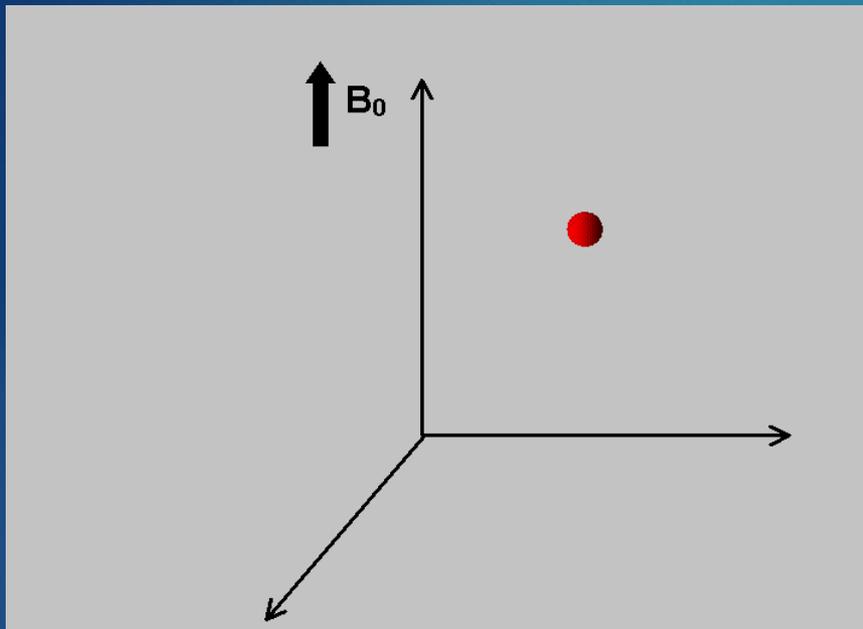
Spin up (paralelo)  
spin down (anti-paralelo)

# Alinhamentos do próton



Spin up (paralelo)

# Frequência de Larmor



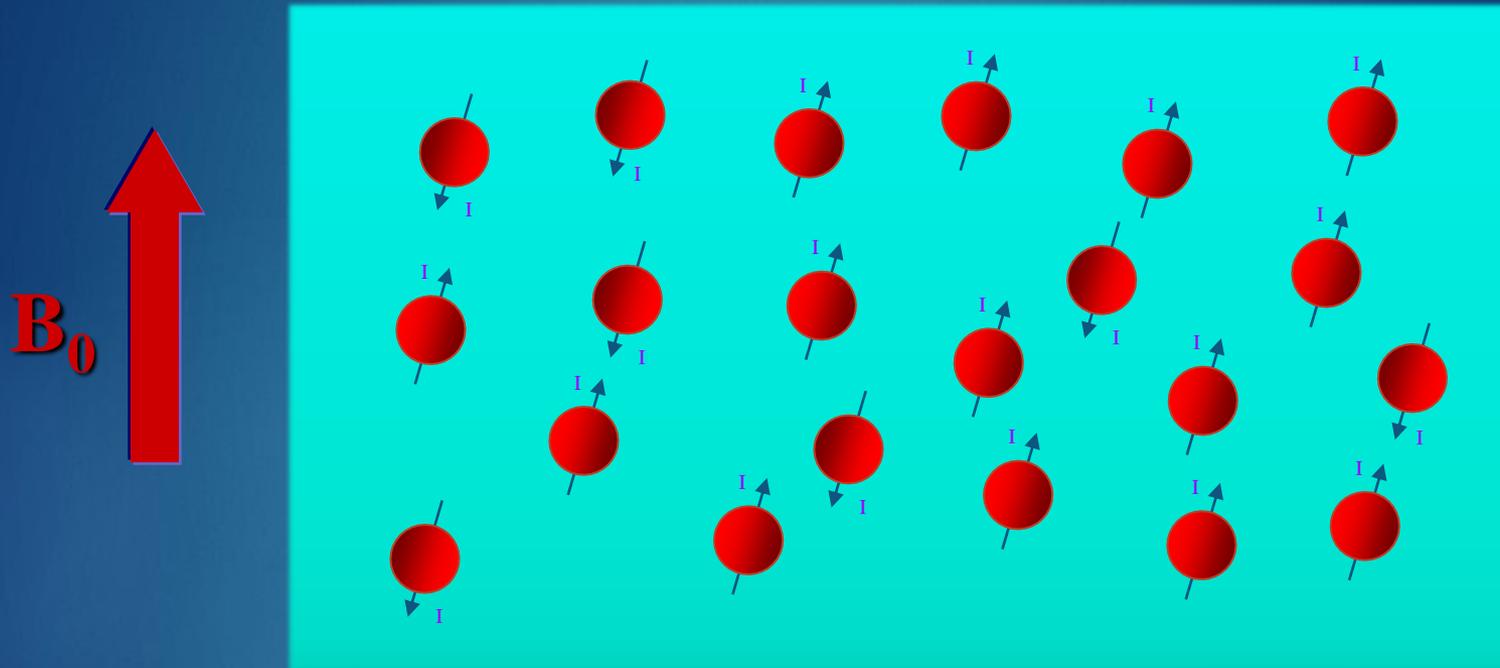
Spins em rotação giram ao redor do eixo de  $B_0$ , realizando um movimento de cone

⇒ **precessão**

A frequência de precessão, chamada de **frequência de Larmor** é dada por:  $\omega_0 = \gamma B_0$

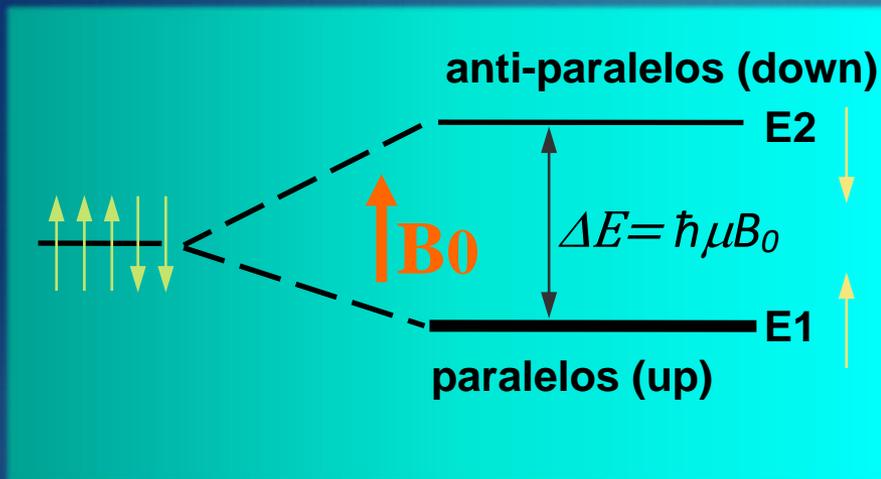
$\gamma$  razão giromagnética (prótons de H: 42.5 MHz/Tesla)

# Resultado em uma amostra



Os prótons vão de alinhar nos dois estados  
Prótons spin up > prótons spin down

## Diagrama de Zeeman



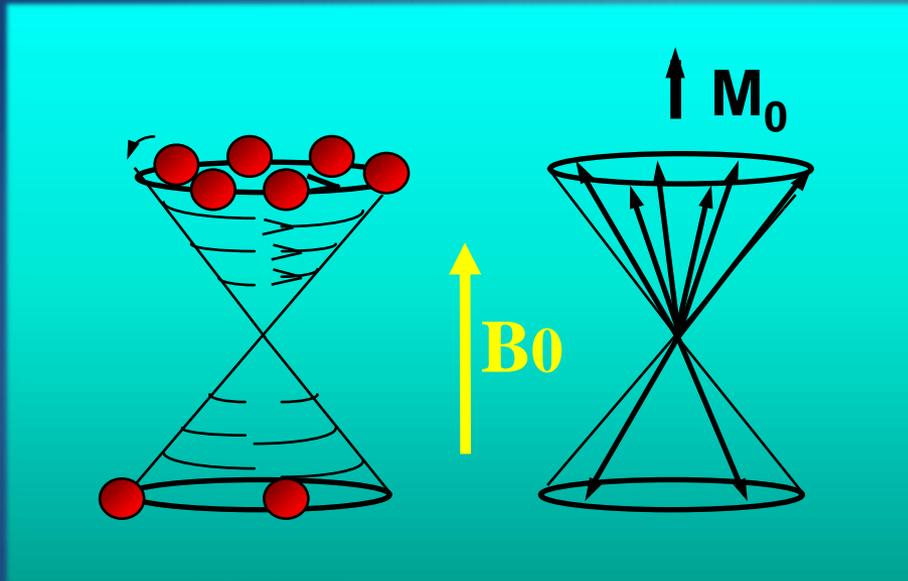
Sistemas físicos tendem a ocupar estado de menor energia

Se  $T = 0 \Rightarrow$  todos os prótons estariam alinhados paralelamente ao campo

- ▶ A diferença entre os estados é proporcional à intensidade do campo estático
- ▶ A diferença de energia entre os dois estados é muito pequena ( $\hbar = h \cdot 2\pi = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ m}^2 \cdot \text{kg} / \text{s} \cdot 2\pi$ )
  - ▶ energia térmica em temperaturas mais elevadas faz com que os dois estados estejam quase igualmente ocupados

# Magnetização da amostra

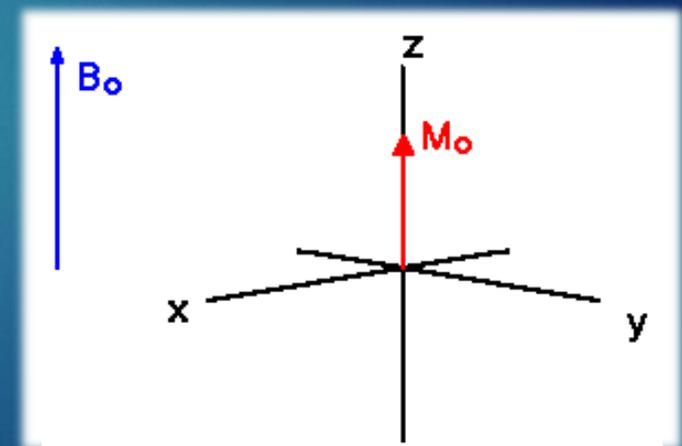
O número de prótons que ocupa o estado de menor energia é ligeiramente maior que o de maior energia



**Amostra magnetizada**

- À temperatura corporal e nas faixas de campo utilizadas em MRI (1.5 T) o excesso de prótons paralelos é de 0.3 a 5 por milhão

- ▶ A amostra vai estar magnetizada na presença de  $B_0$ , com um valor  $M_0$ , conhecido como **magnetização efetiva**
- ▶  $M_0$  é a fonte de sinal em todos os experimentos de ressonância magnética
  - ▶ direção é a mesma de  $B_0$
  - ▶ constante no tempo



# Imagens por RM

# Detecção do sinal



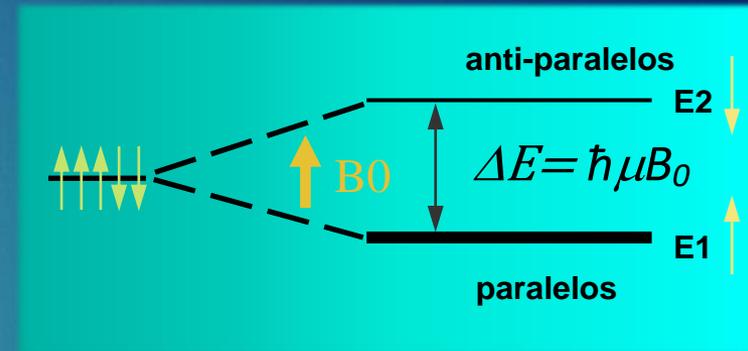
# Detecção do sinal

- O campo magnético externo gera um campo estático na amostra
- Para captar um sinal é necessário provocar uma perturbação no vetor de magnetização de tal forma a torná-lo mensurável



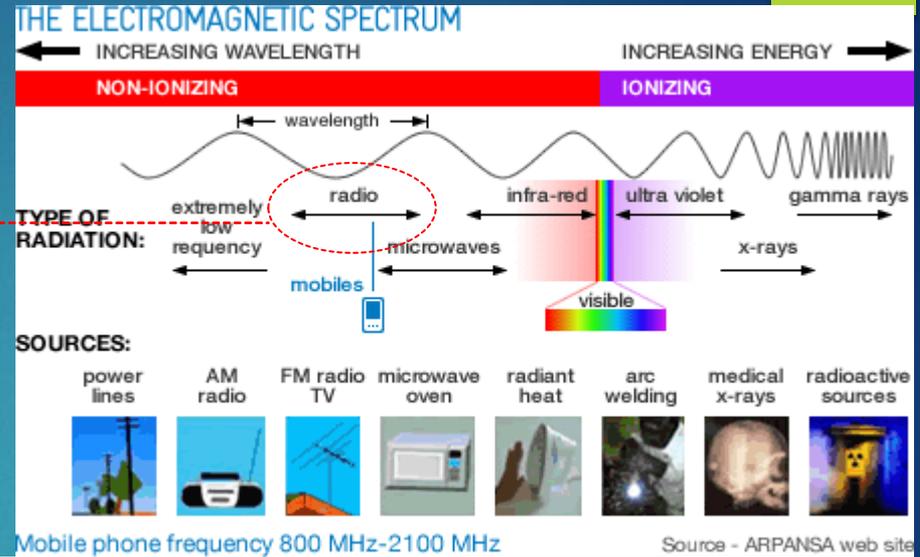
Provocar uma oscilação para modificar a configuração do sistema

Fornecer energia ao sistema e provocar a transição dos prótons entre os estados energéticos

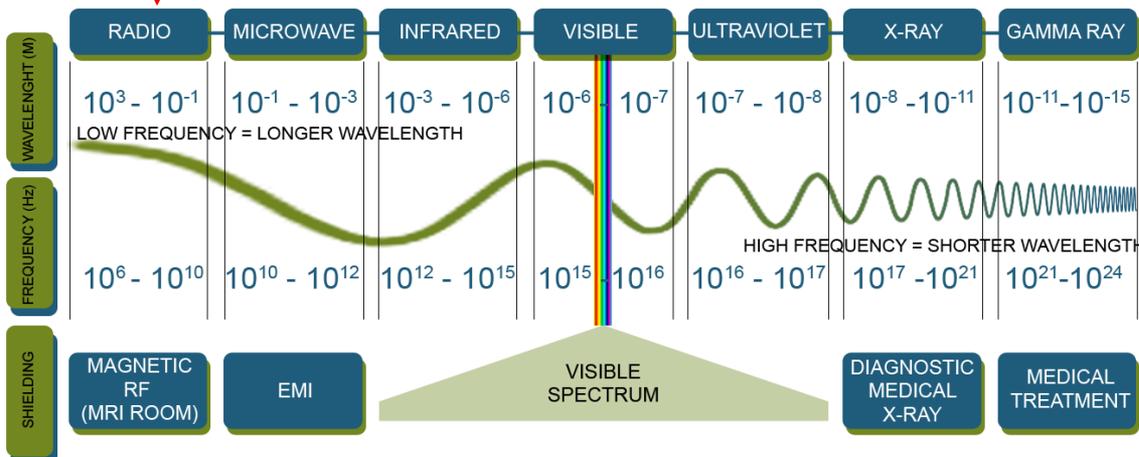


- ▶ Atingir condição de ressonância:
  - ▶ absorção e posterior emissão de energia do sistema ( $\Delta E$ )
- ▶ A diferença de energia entre os estados paralelo e anti-paralelo está na faixa de radio-frequência (40-130 MHz)

# Espectro eletromagnético

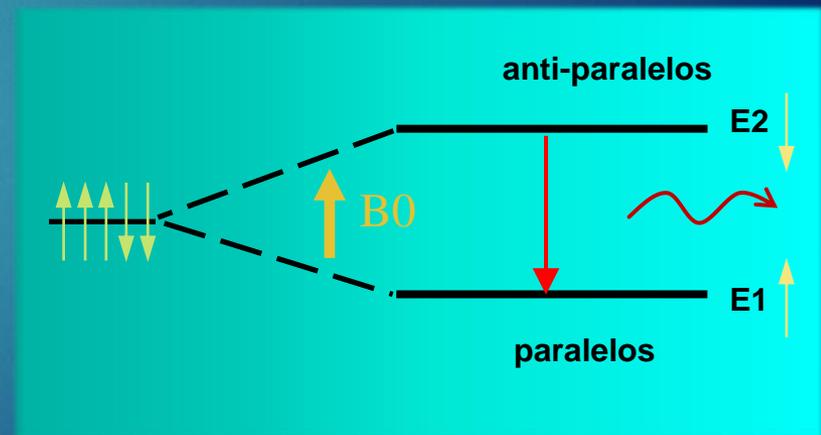


## ELECTROMAGNETIC SPECTRUM



# O efeito do campo de radiofrequência

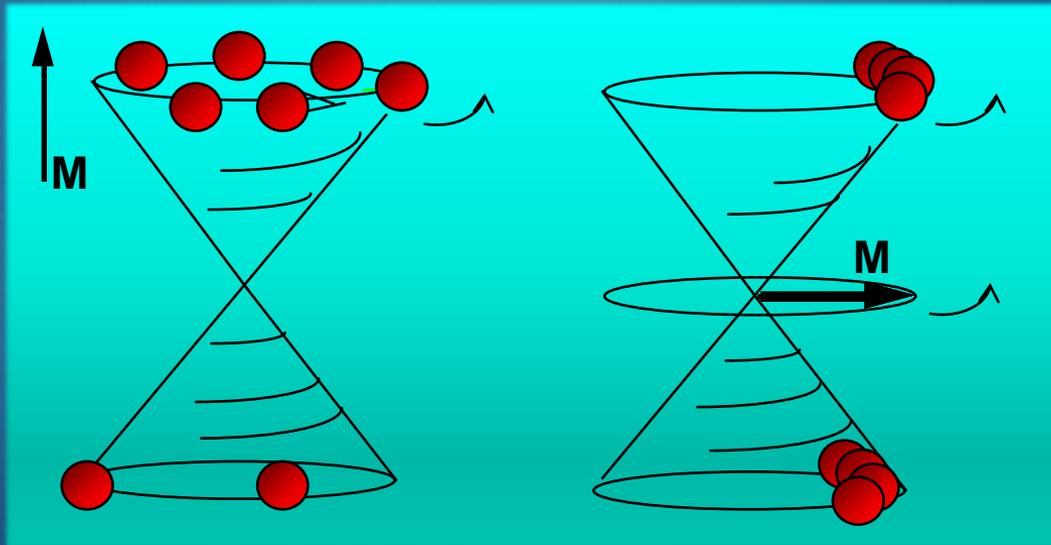
- ▶ Irradiação dos prótons por um sinal de RF com fótons de energia igual à diferença entre os estados provoca a transição de um certo número de prótons para o estado anti-paralelo
- ▶ Fim da aplicação de RF: volta ao estado paralelo é acompanhada da emissão de energia equivalente à diferença entre os dois níveis



# O efeito do campo de radiofrequência

Condição de ressonância: pulso de RF com frequência igual à frequência dos prótons ( $L_{armor}$ )

- ▶ Prótons começam a precessar em fase, produzindo um sinal magnético coerente que pode ser medido (componente transversal)

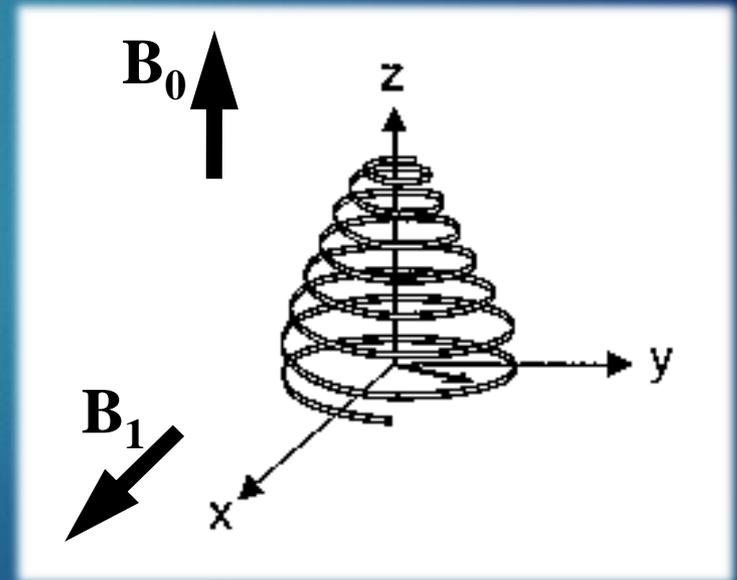


# Modelo macroscópico

- Por convenção, o componente  $B_1$  da radiação de radiofrequência é aplicado na direção  $X$  perpendicular ao campo estático  $B_0$

$B_0$  campo externo  
( $\sim 1.5 - 3 \text{ T}$ )

$B_1$  campo magnético fraco  
( $\sim 50 \text{ mT}$ )



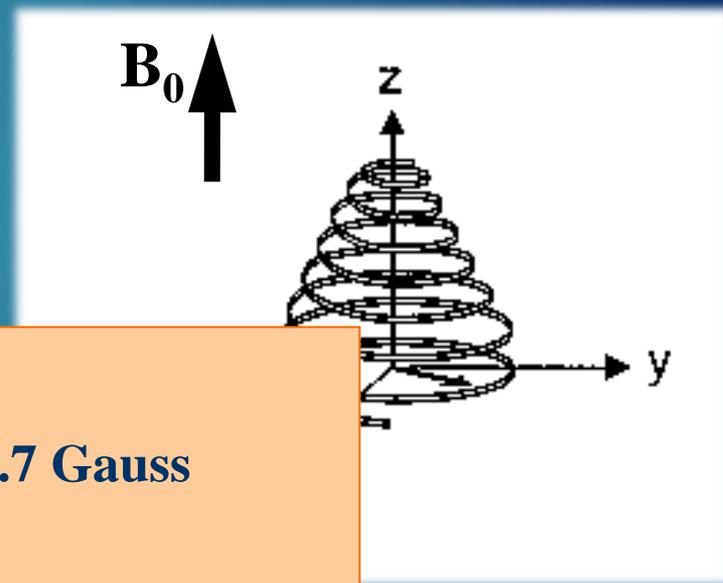
# Modelo macroscópico

- Por convenção, o componente  $B_1$  da radiação de radiofrequência é aplicado na direção  $X$  perpendicular ao campo estático  $B_0$

$B_0$  campo externo  
( $\sim 1.5 - 3 \text{ T}$ )

$B_1$  campo magnético fraco

- 1 Tesla = 10.000 Gauss
- Campo magnético da Terra = 0.3 a 0.7 Gauss
- Imã de refrigerador = 0.01T



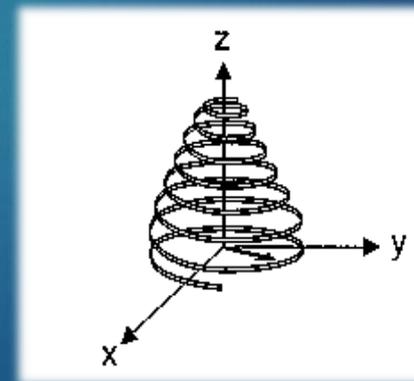
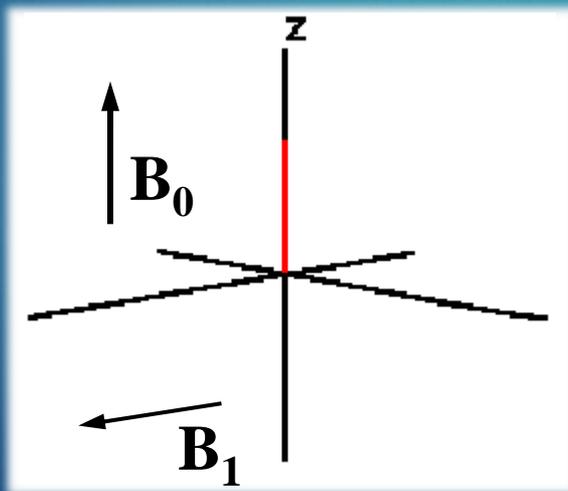
# Modelo macroscópico

- O campo magnético  $B_1$  provocará uma rotação da magnetização efetiva ( $M_0$ ) na direção de  $B_1$ :

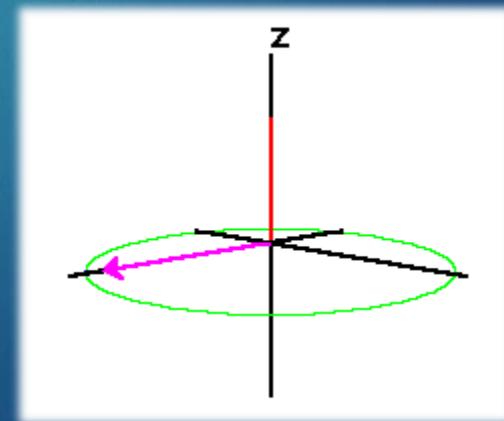
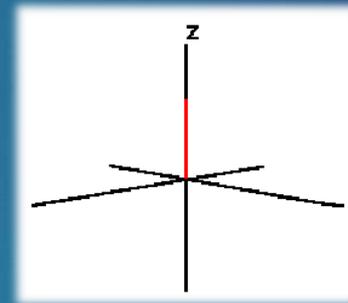
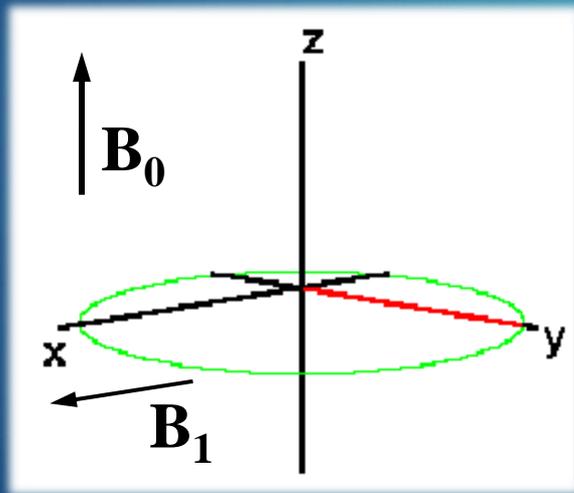
$$B_1 \ll B_0$$

$$\omega_1 \ll \omega_0$$

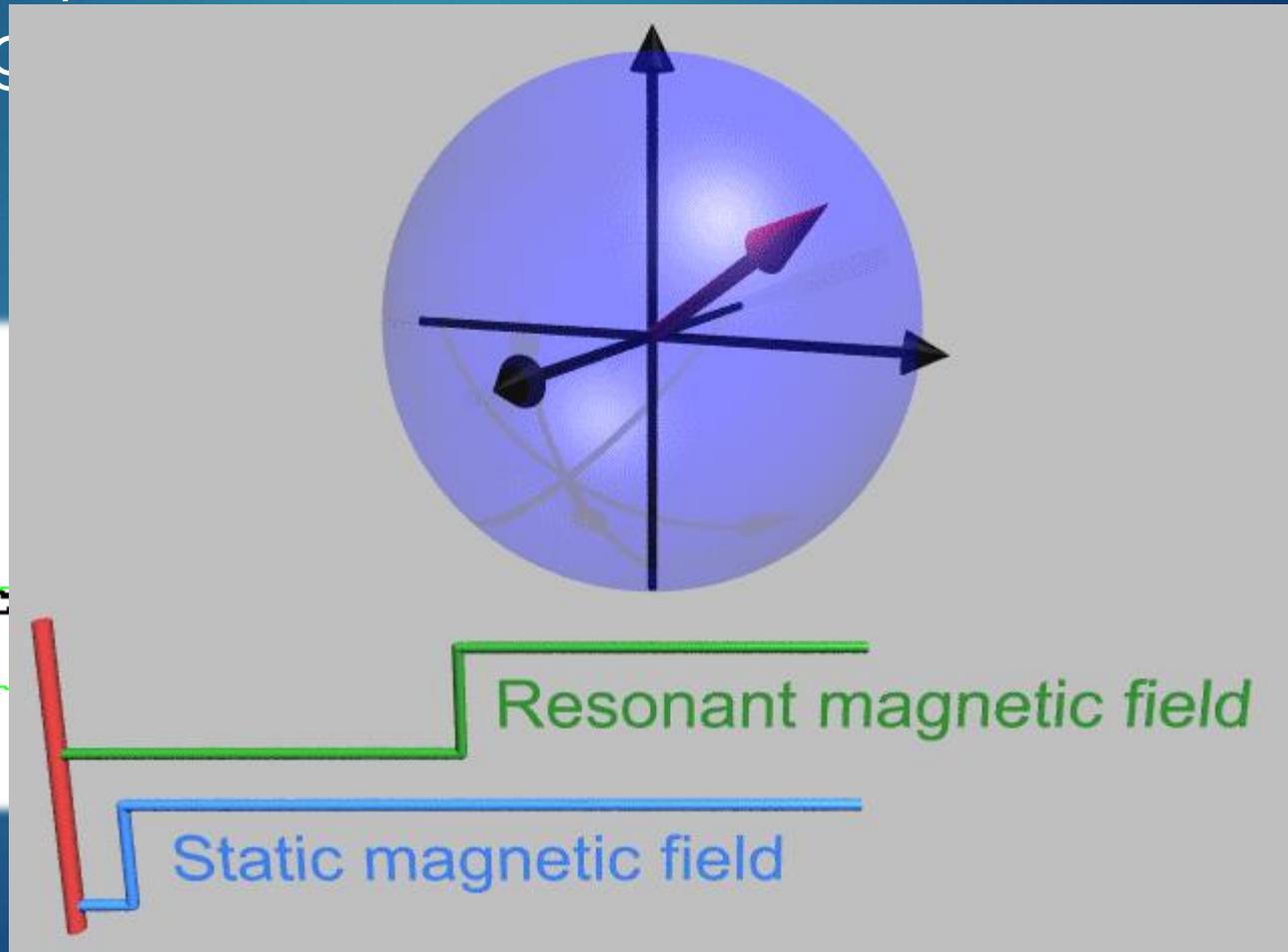
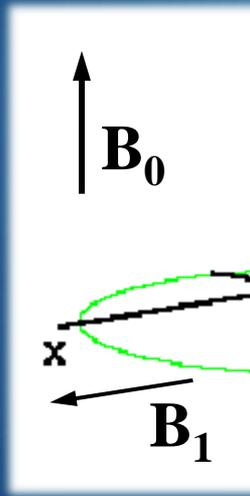
- O vetor magnetização iniciará um movimento complexo, do tipo espiral



- ▶ Em um referencial girando com frequência igual à frequência de Larmor, o movimento do vetor magnetização é mais simples



- ▶ Em um referencial girando com frequência igual à frequência de Larmor, o movimento do vetor mag



# Movimento da magnetização

## *Flip Angle*

- ▶ O movimento de rotação de  $M_0$  ao redor de  $B_1$  tem frequência angular:

$$\omega_1 = \gamma B_1$$

- ▶ Se o pulso de RF for aplicado por um tempo  $t$ ,  $M_0$  vai sofrer uma rotação:

$$\alpha = \omega_1 t = \gamma B_1 t$$

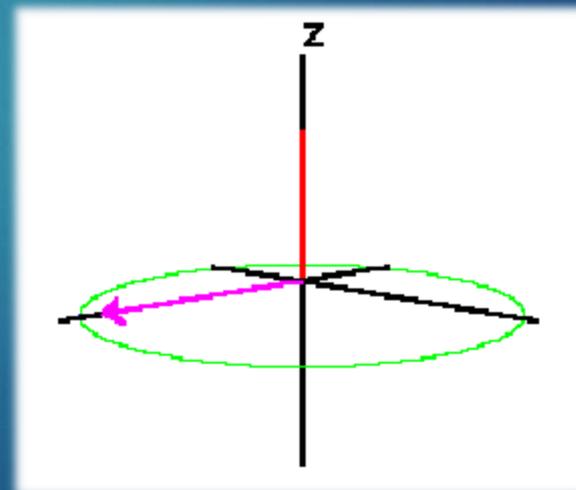
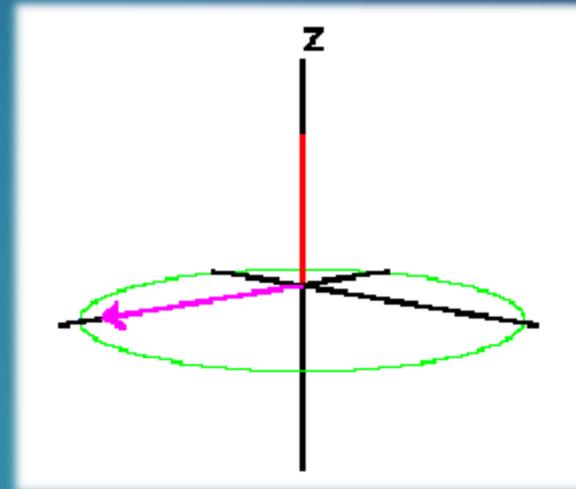
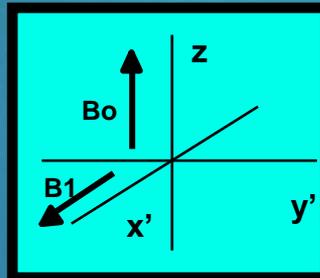
# Flip Angle

$$\alpha = \frac{\pi}{2}$$

pulso de 90°

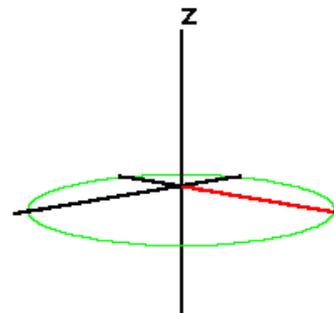
$$\alpha = \pi$$

pulso de 180°



# “Free induction decay” - FID

- ▶ Após a aplicação de um pulso de  $90^\circ$ , o vetor de magnetização localiza-se no plano x-y e precessa ao redor do eixo z
- ▶ A sua frequência de precessão é a frequência de Larmor

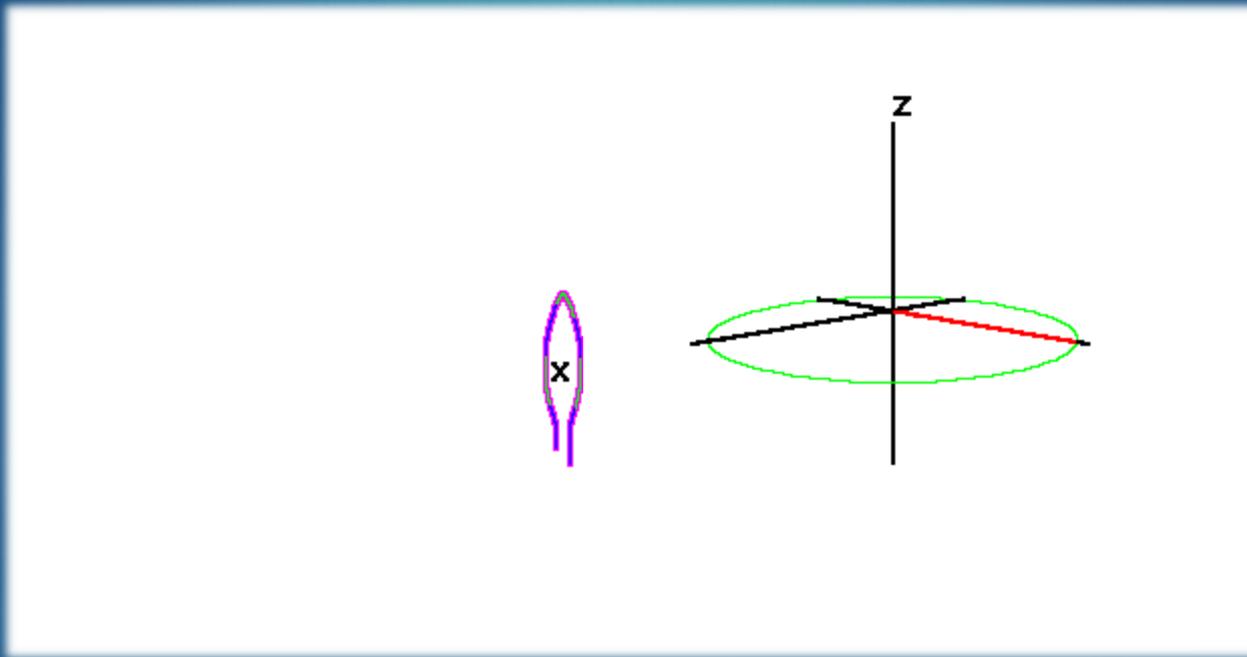


# “Free induction decay” - FID

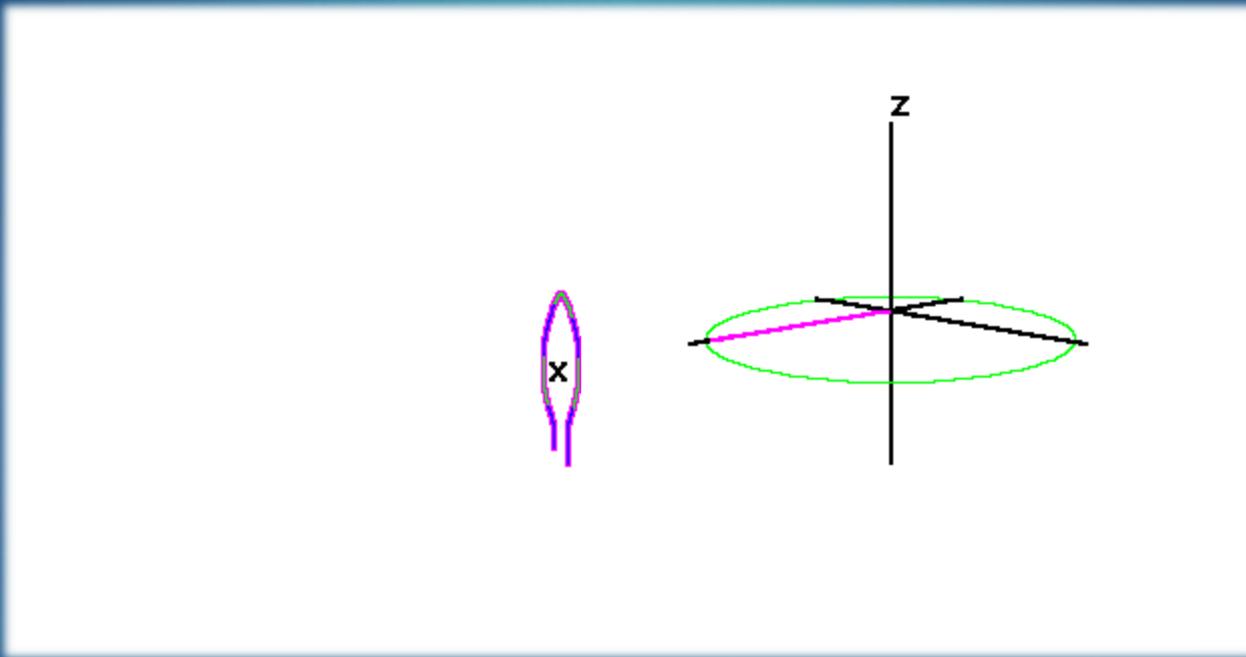
- ▶ Se uma bobina for colocada próxima à amostra, a variação temporal do campo magnético gerado pela magnetização induzirá uma corrente alternada, com frequência igual à frequência de Larmor. Esse sinal detectado é conhecido como

“Free Induction Decay (FID)”

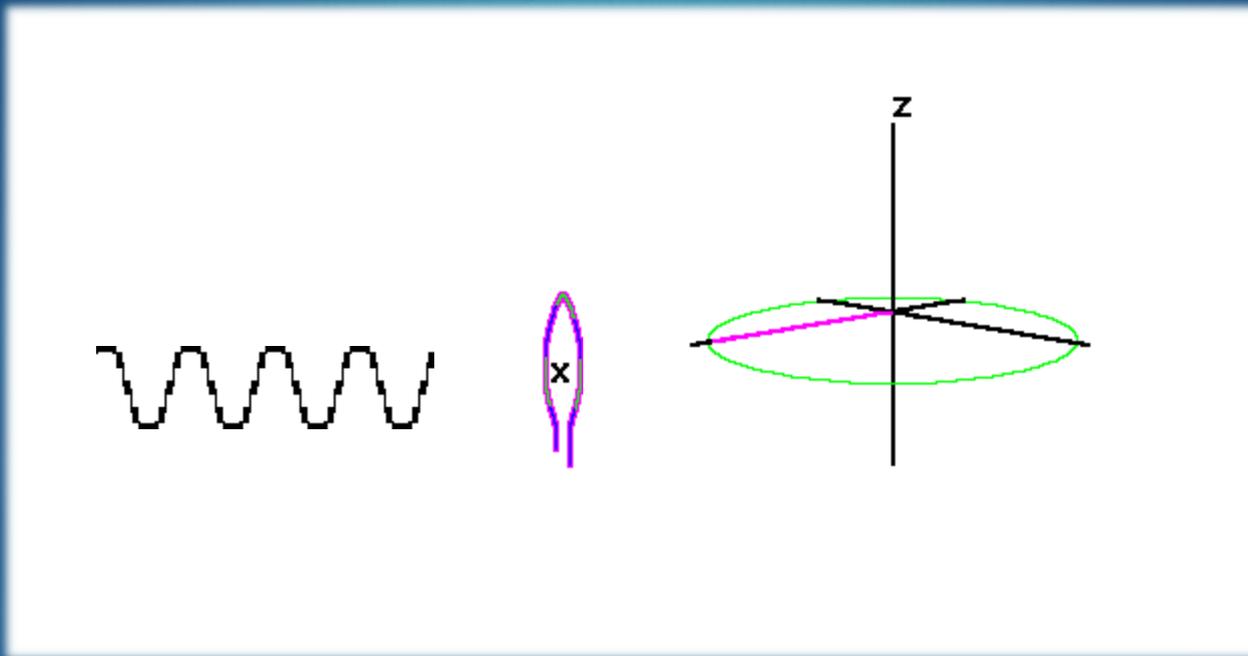
# “Free induction decay” - FID



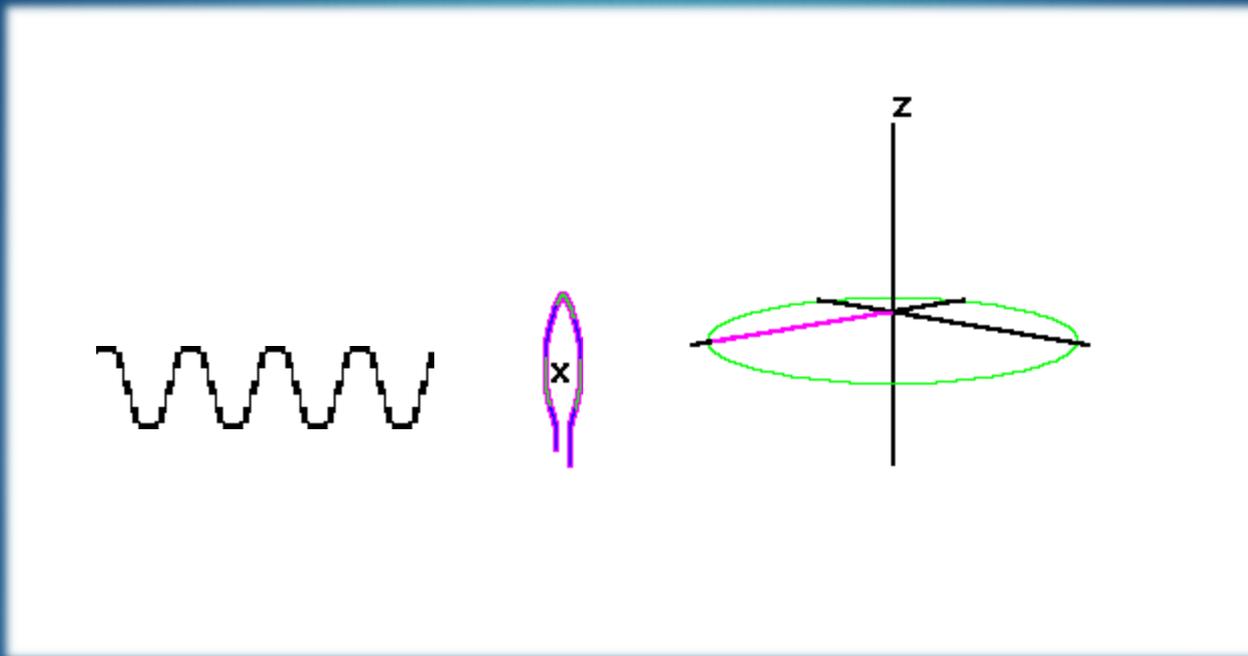
# “Free induction decay” - FID



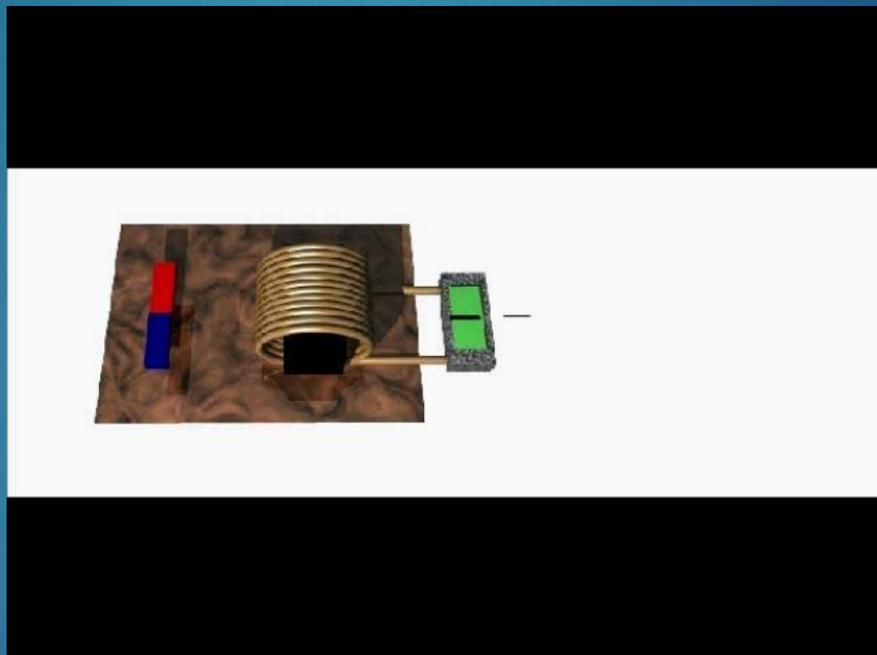
# “Free induction decay” - FID



# “Free induction decay” - FID

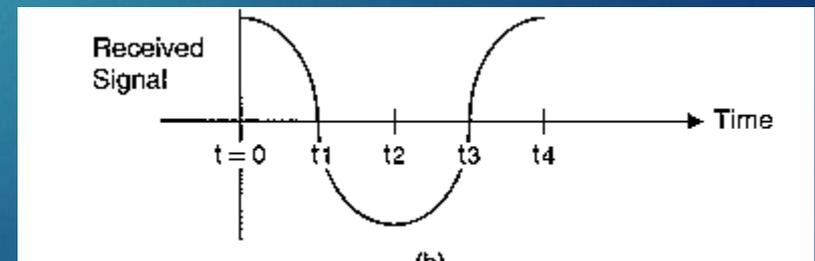
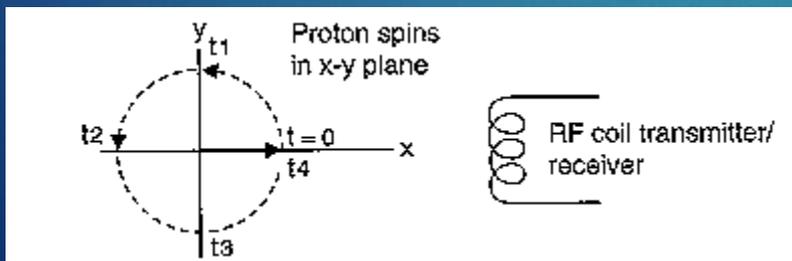


# “Free induction decay” - FID



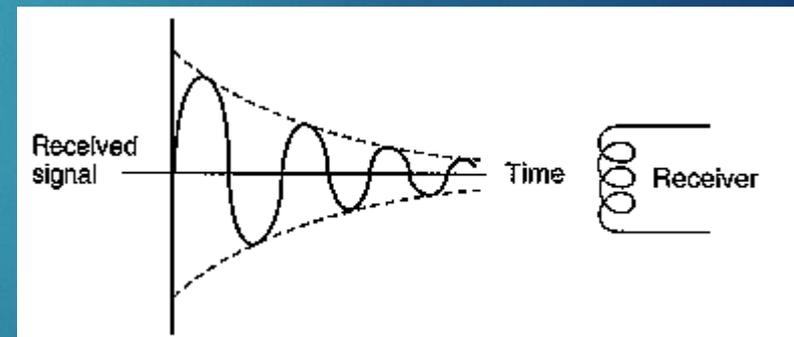
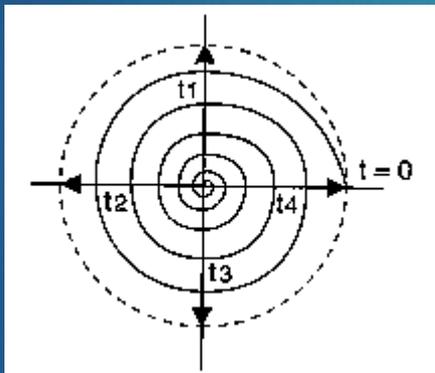
# "Free induction decay" - FID

- "Free" refere-se ao fato de que o sinal é obtido sem a presença do campo magnético de radio frequência -  $B_1$
- "Induction" indica que a corrente foi produzida utilizando-se o princípio de que um campo magnético variável dentro de uma bobina induz corrente elétrica



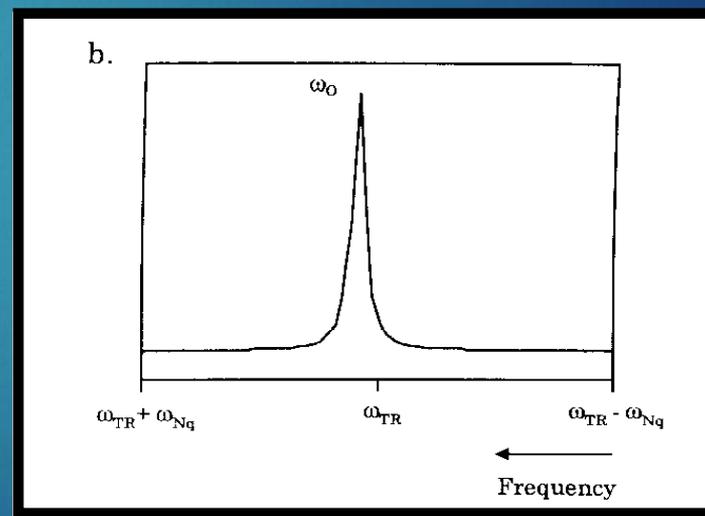
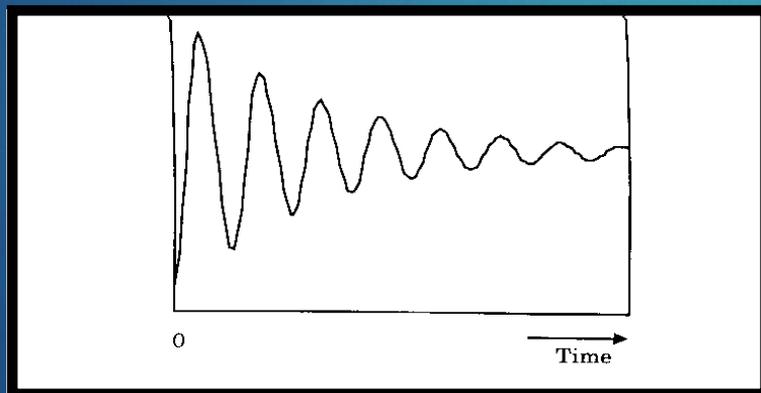
# “Free induction decay” - FID

“Decay” indica que o sinal decresce com o tempo em um processo conhecido como relaxação



# Construção do sinal

A Transformada de Fourier (TF) do FID captado pela bobina é um gráfico de amplitude do sinal recebido em função de sua frequência

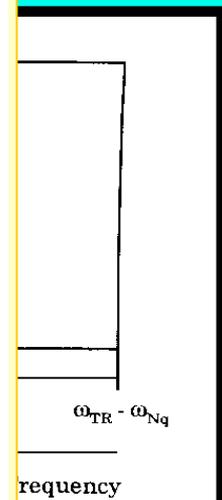
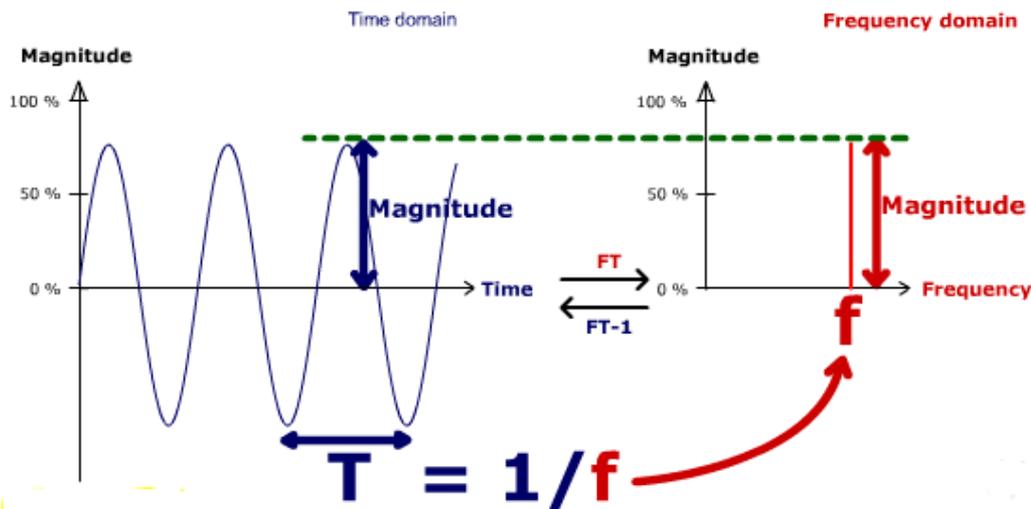


# Transformada de Fourier

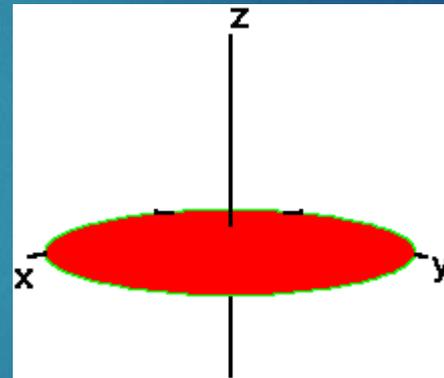
A Transformada de Fourier é uma operação matemática que decompõe o sinal em seus componentes de frequência.

A transformada de Fourier é uma Operação matemática que decompõe O sinal em seus componentes de frequência

do FID  
físico de  
nção de



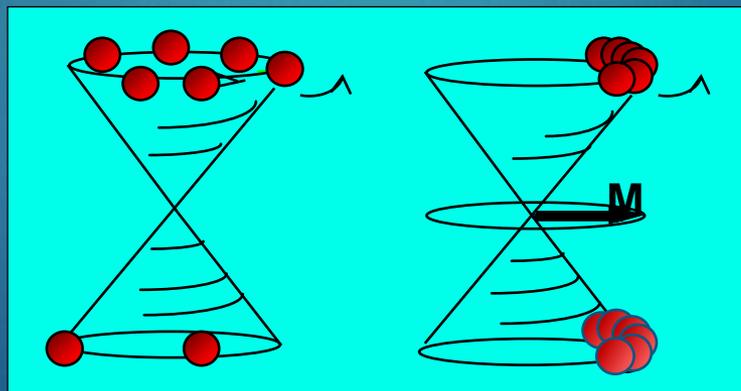
# O retorno ao equilíbrio



# O retorno ao equilíbrio

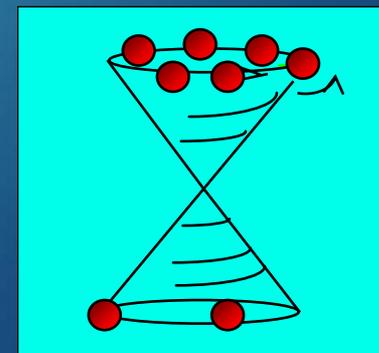
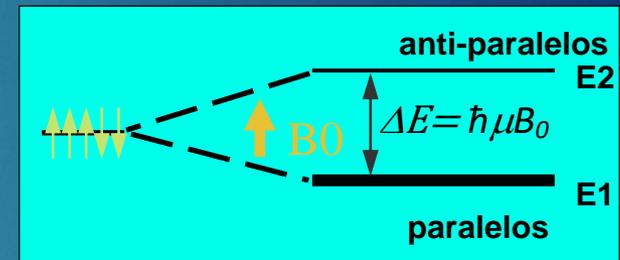
A magnetização  $M_0$  perturbada em seu equilíbrio por um pulso de radio frequência de  $90^\circ$  rotaciona no plano  $x$ - $y$ , com todos os prótons precessando em fase

- ▶ Parte dos prótons em estado de maior energia



# O retorno ao equilíbrio

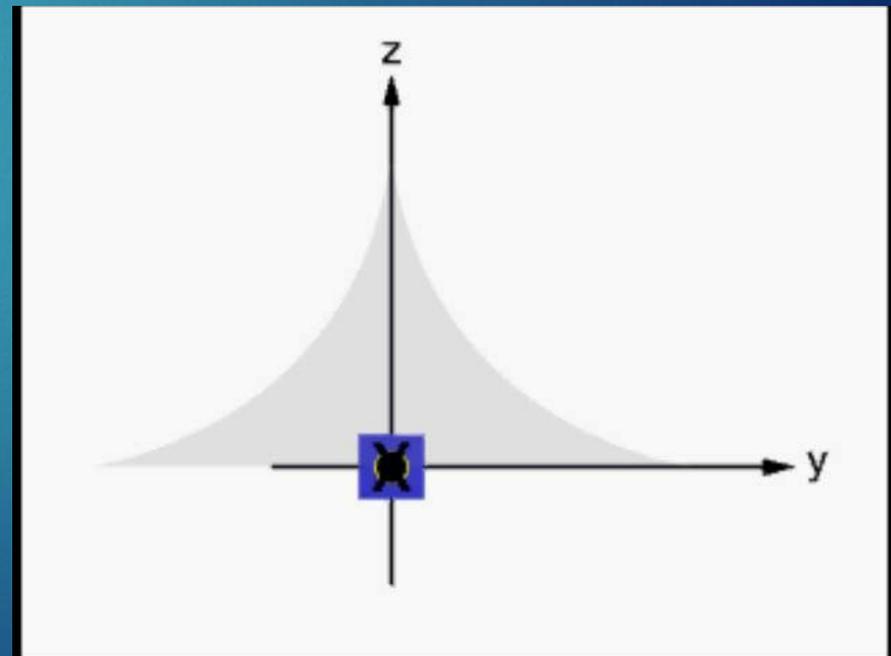
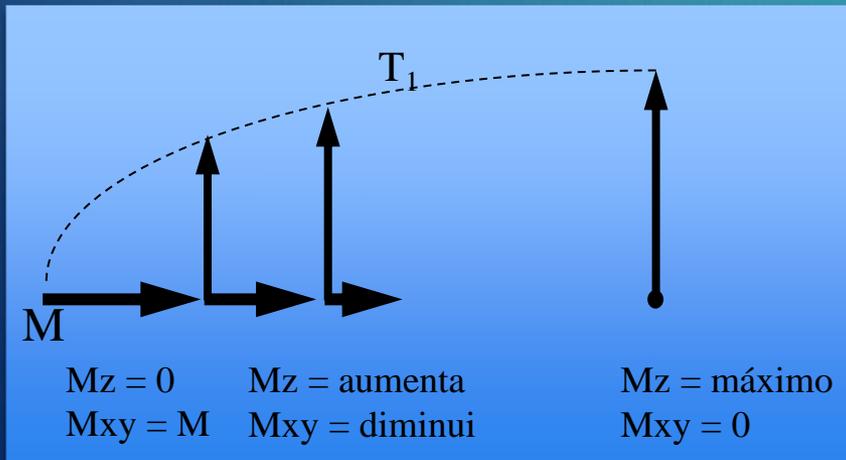
- ▶ Ao fim da aplicação do pulso de RF, dois eventos distintos ocorrem com os prótons individuais
  - ▶ voltarão ao estado de menor energia ( $T_1$ )
  - ▶ seu movimento de precessão será defasado ( $T_2$ )



# O retorno ao equilíbrio

Esses eventos provocam dois processos simultâneos - que acontecem separadamente:

- A componente perpendicular ( $M_{xy}$ ) do vetor Magnetização diminui muito rapidamente
- A componente paralela ( $M_z$ ) se recupera lentamente



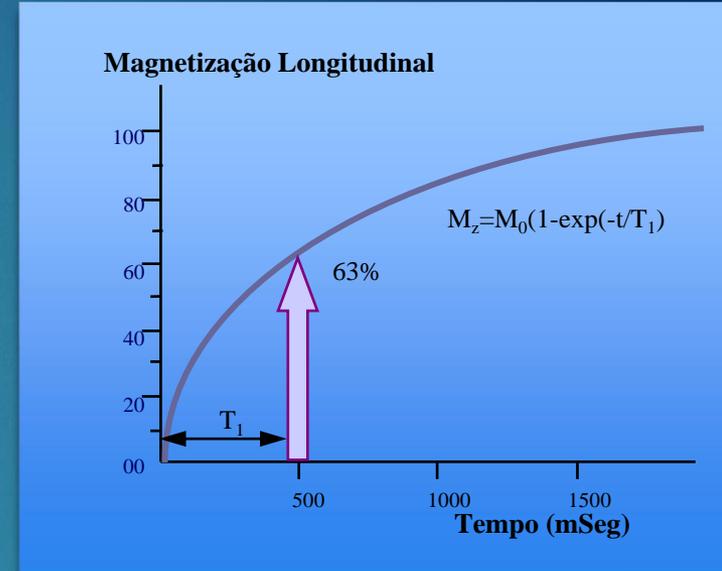
# T1 - relaxação spin-rede relaxação longitudinal

- ▶ Em equilíbrio térmico
  - ▶ excesso de prótons precessionando na orientação paralela
- ▶ Após a aplicação de um pulso de  $90^\circ$ 
  - ▶ um número de prótons aproximadamente igual à metade do excesso passa a precessionar na orientação anti-paralela
- ▶ O número de prótons nos dois estados de energia é igual
- ▶ A magnetização fica com componente longitudinal (paralela a  $B_0$ ) nula

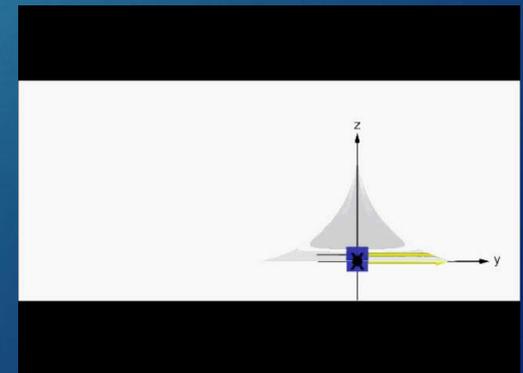
# T1 - relaxação spin-rede relaxação longitudinal

Após o fim da aplicação da RF, a maioria dos prótons retorna ao alinhamento paralelo, restabelecendo as condições iniciais

- transição de um estado de maior energia para um estado de menor energia
- o sistema libera energia equivalente à diferença entre os dois estados
- esse excesso de energia é fornecido ao meio (rede) que rodeia o próton, principalmente sob a forma de agitação térmica

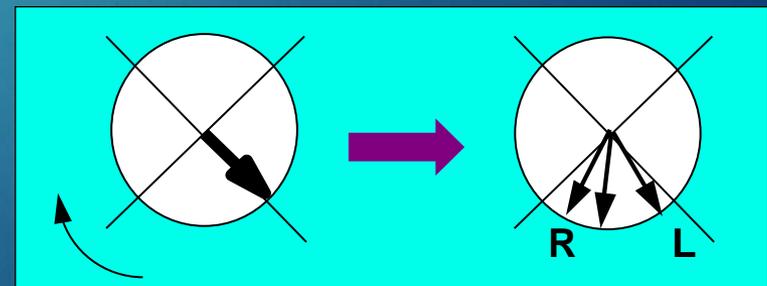


$T_1$ : tempo para que 63% da magnetização longitudinal inicial seja restituída



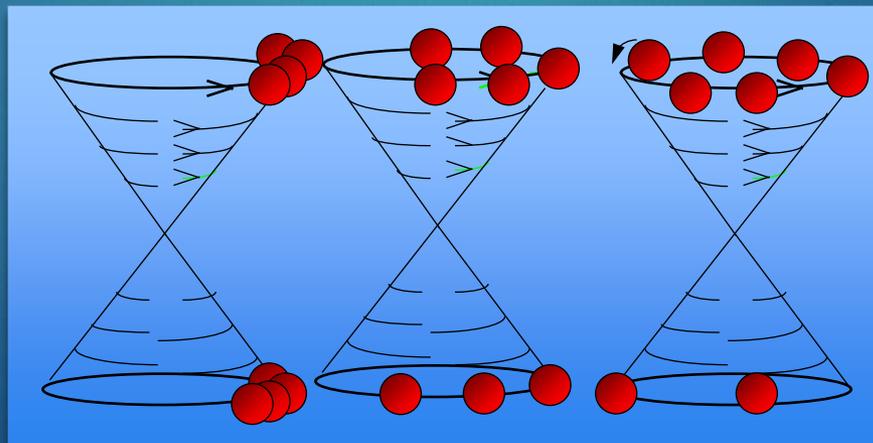
# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- ▶ Imediatamente após a aplicação do pulso de  $90^\circ$ 
  - ▶ prótons precessam em fase
  - ▶ magnetização transversal é máxima
- ▶ Com o fim do pulso de RF
  - ▶ os prótons experimentam campos magnéticos ligeiramente diferentes
  - ▶ alguns precessam ligeiramente mais rápido (ou mais devagar) do que a frequência de Larmor



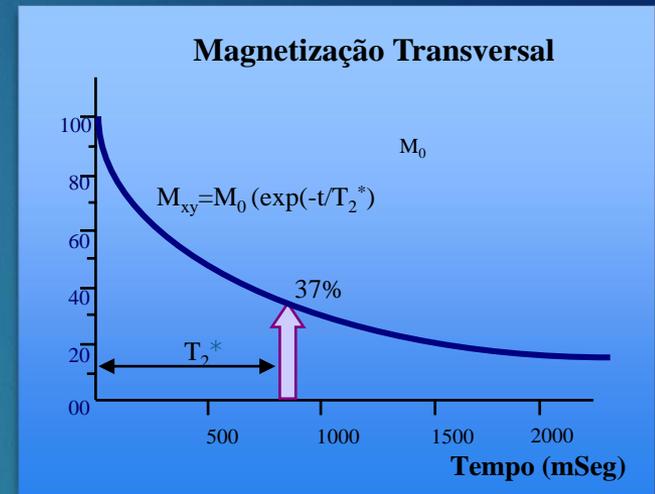
# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- ▶ O conjunto de prótons começa a precessionar em fases diferentes e a magnetização transversal diminui
- ▶ Após um certo tempo, toda a coerência de fase é perdida e a magnetização efetiva no plano transversal é nula

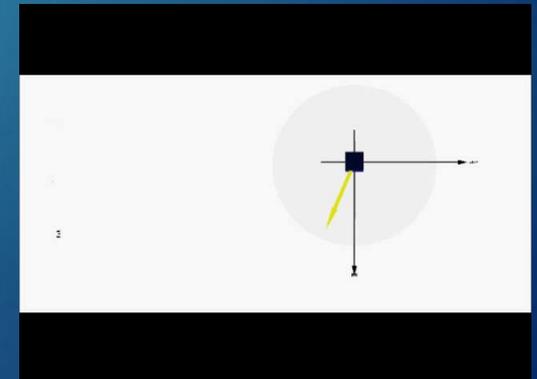


# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- A pequena diferença no valor do campo magnético estático em cada próton é ocasionada por dois fatores
  - presença de inhomogeneidades no campo magnético  $B_0$
  - campos magnéticos gerados pelos outros prótons
  
- A magnetização transversal decai exponencialmente em função em  $T_2^*$

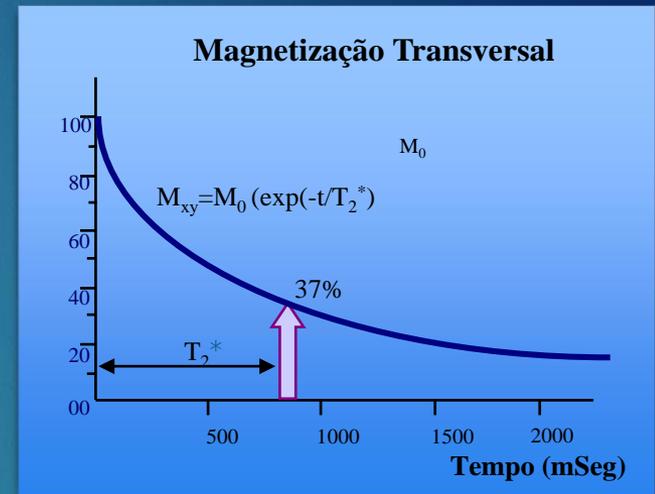


$T_2^*$ : tempo para que a magnetização transversal seja 37% do valor máximo

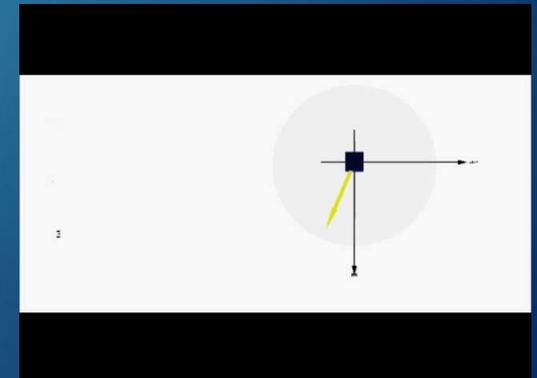


# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- A pequena diferença no valor do campo magnético estático em cada próton é ocasionada por dois fatores
  - presença de inhomogeneidades no campo magnético  $B_0$
  - campos magnéticos gerados pelos outros prótons
  
- A magnetização transversal decai exponencialmente em função em  $T_2^*$



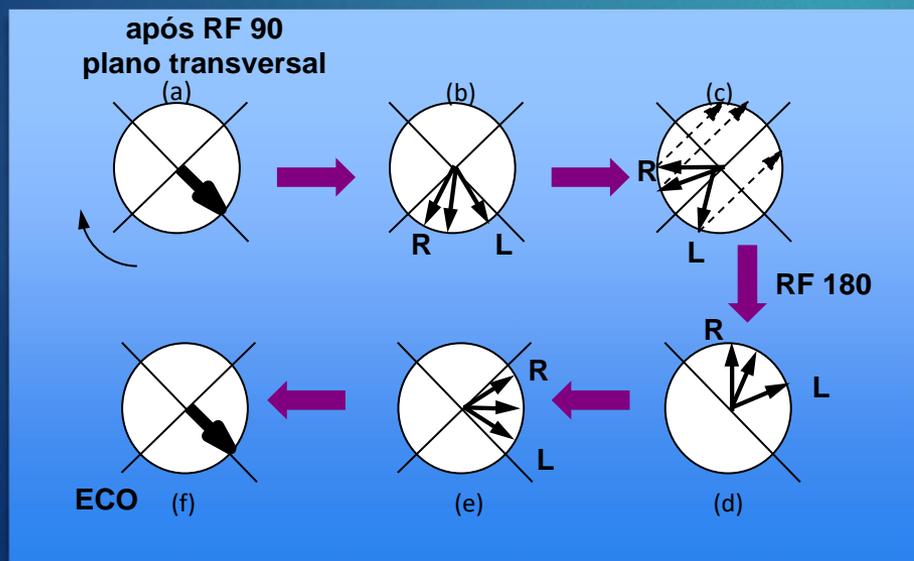
$T_2^*$ : tempo para que a magnetização transversal seja 37% do valor máximo



# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- ▶ Tempo que reflete a perda de coerência devido apenas à presença de outros prótons
  - ▶ depende do meio em que o próton está inserido
  - ▶ varia de acordo com o órgão e se o tecido é normal ou patológico
- ▶ O FID reflete a diminuição da magnetização transversal, e é função de  $T_2^*$
- ▶ O parâmetro de interesse na formação de imagens médicas é  $T_2$ , pois o que interessa observar é a diferença entre os tecidos

Para separar as duas fontes de variação do campo e isolar a componente causada pela presença de outros prótons utiliza-se a técnica de spin-eco

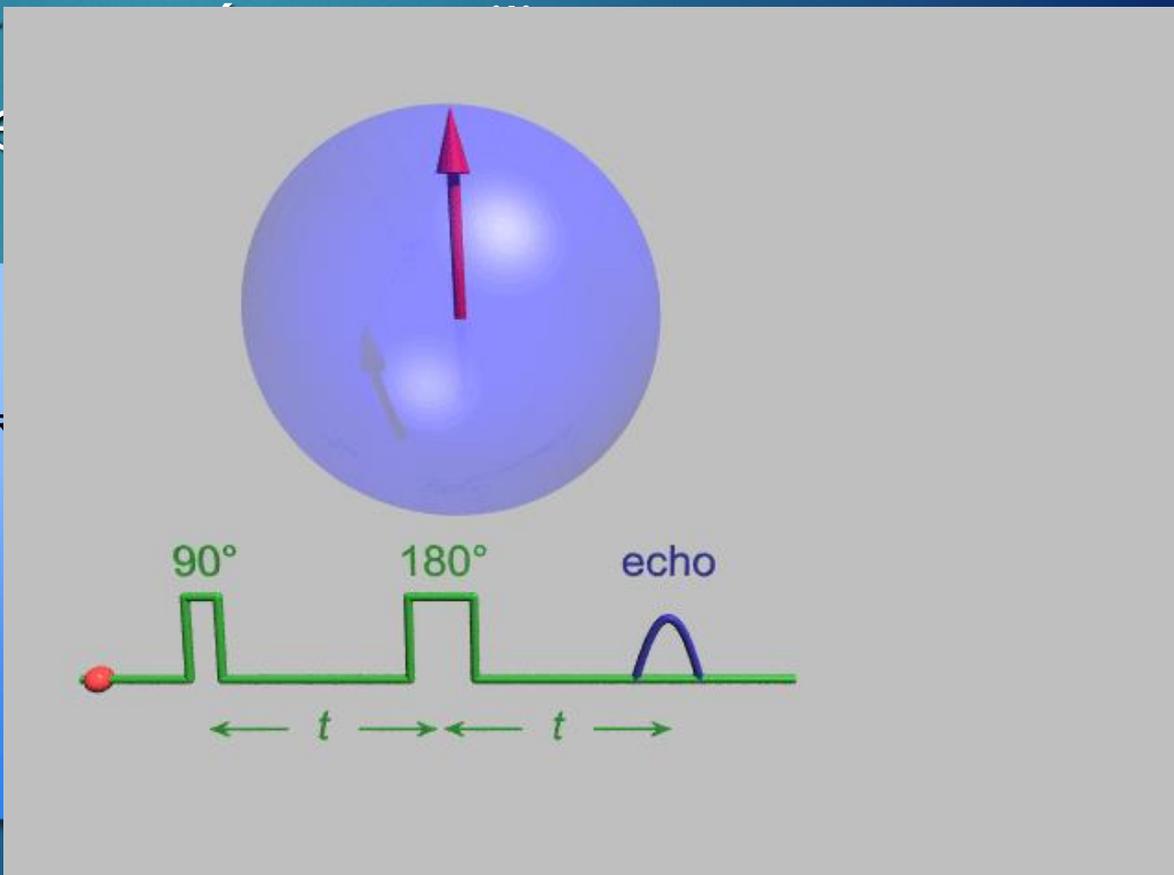
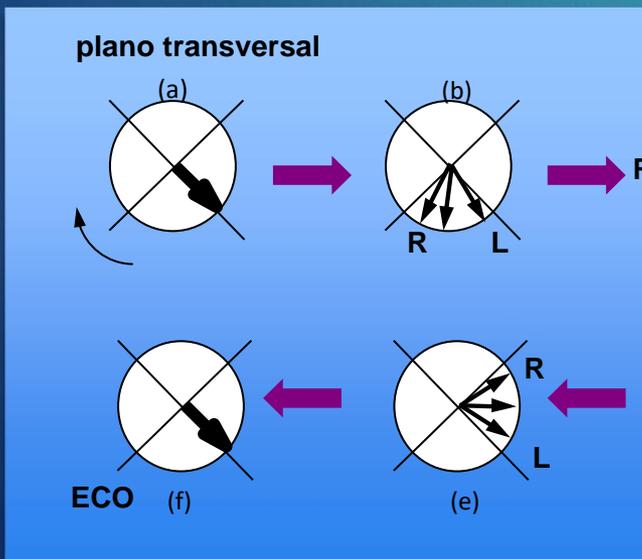


Pulso de  $180^\circ$

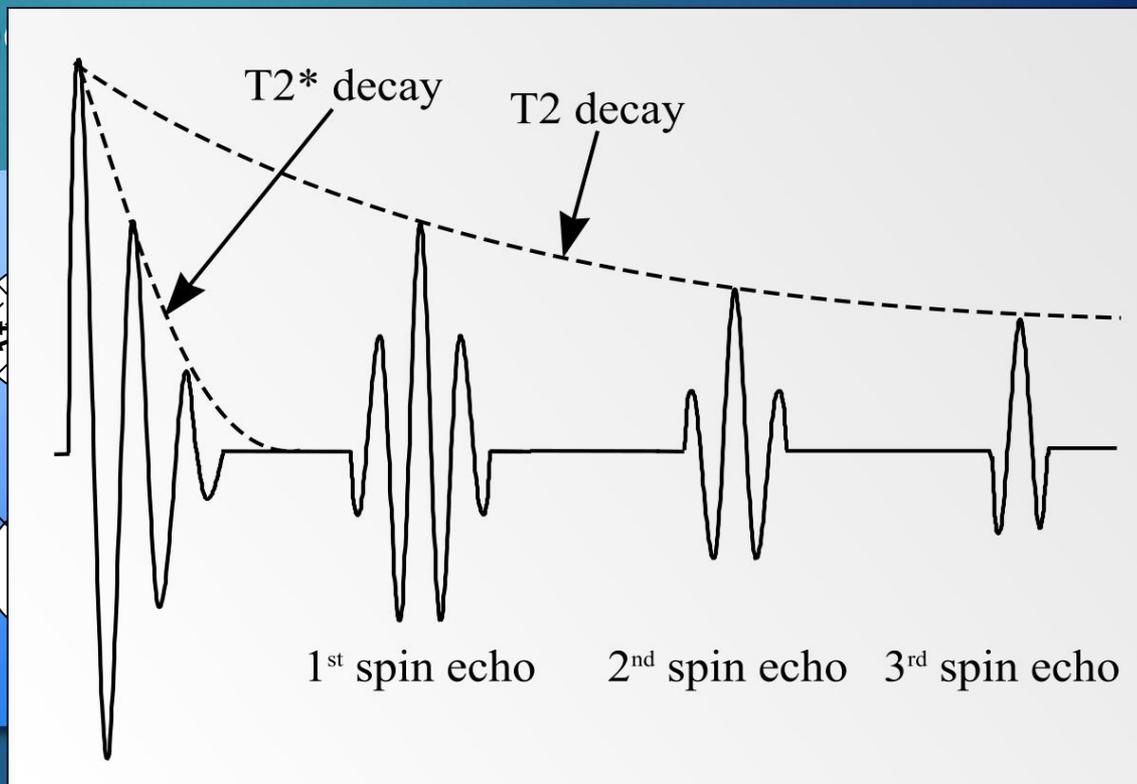
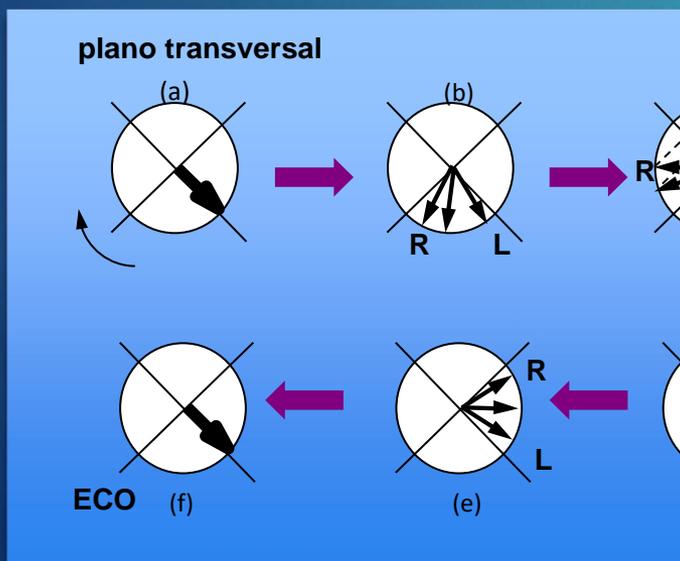
Recupera fase devido às inhomogeneidades de campo

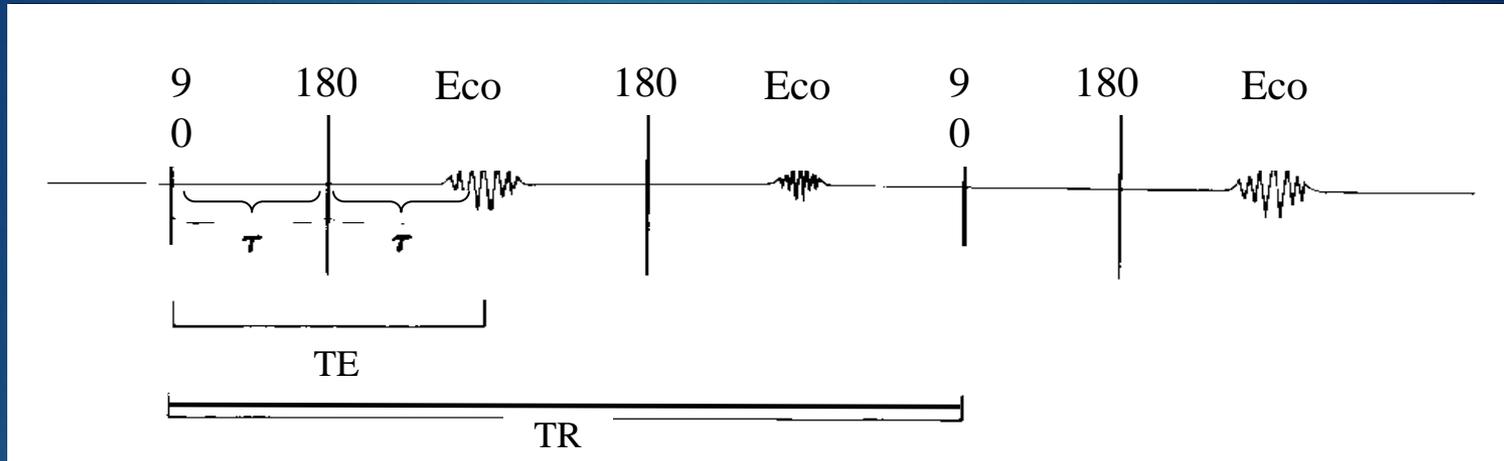
Eco: sinal é mais fraco  
Efeito T2 (outros prótons)

Para separar as duas fontes de variação do campo e isolar a componente causada pela presença de outros tecidos, a técnica de spin-eco



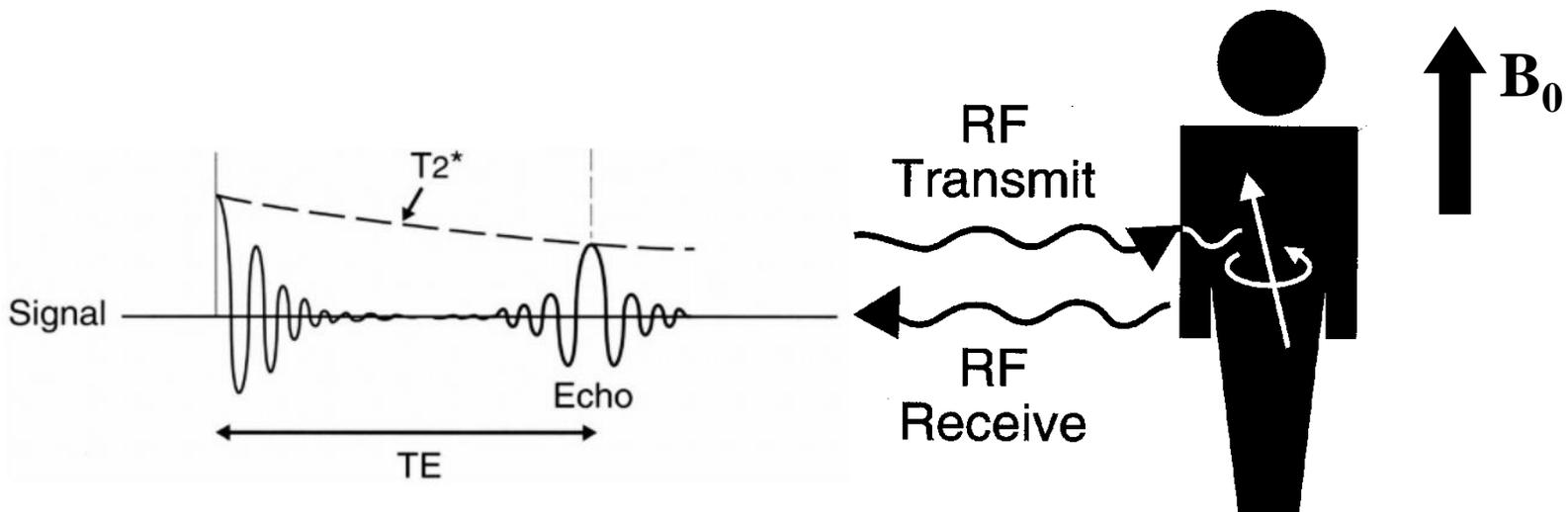
Para separar as duas fontes de variação do campo e isolar a componente causada pela presença de outros prótons utiliza-se a técnica de spin-eco





- ▶  $T_R$  (tempo de repetição): tempo entre a aplicação dos pulsos de  $90^\circ$
- ▶  $T_E$  (tempo de Eco): tempo entre a aplicação do pulso de  $90^\circ$  e a formação do eco
- ▶ Podem ser aplicados mais pulsos de  $180^\circ$  com a geração de mais pulsos de eco
- ▶ Para aplicar outra sequência de eco nas mesmas condições da primeira, é necessário que toda a magnetização longitudinal tenha sido recuperada (após  $\sim 5.T_1$ )

# Resumindo ....



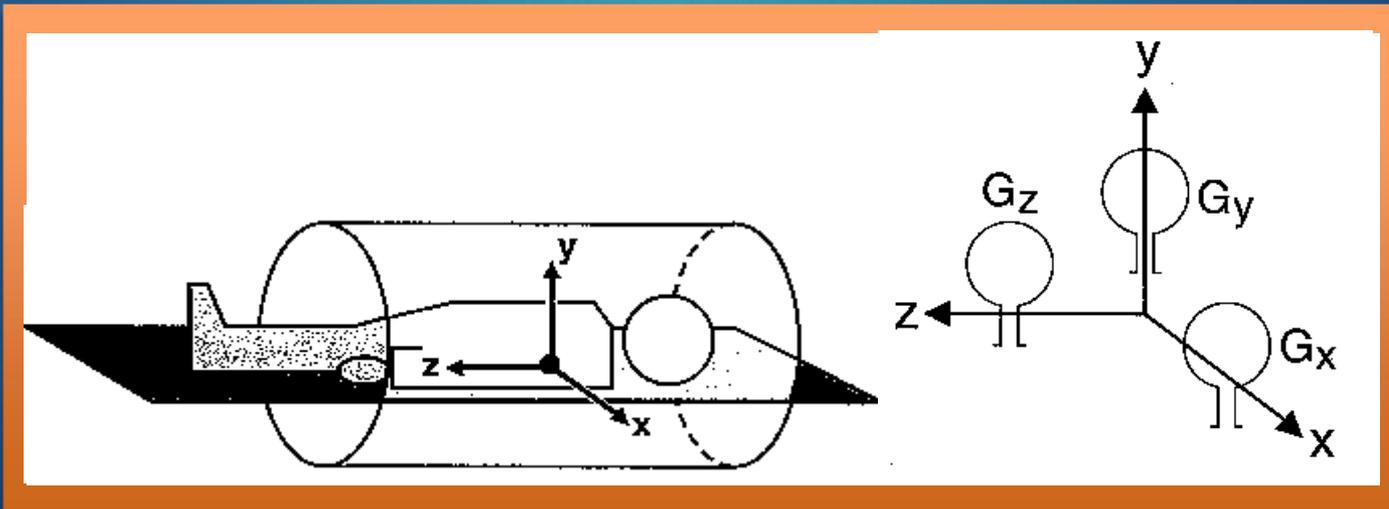
# Formação de imagens



# Formação de imagens

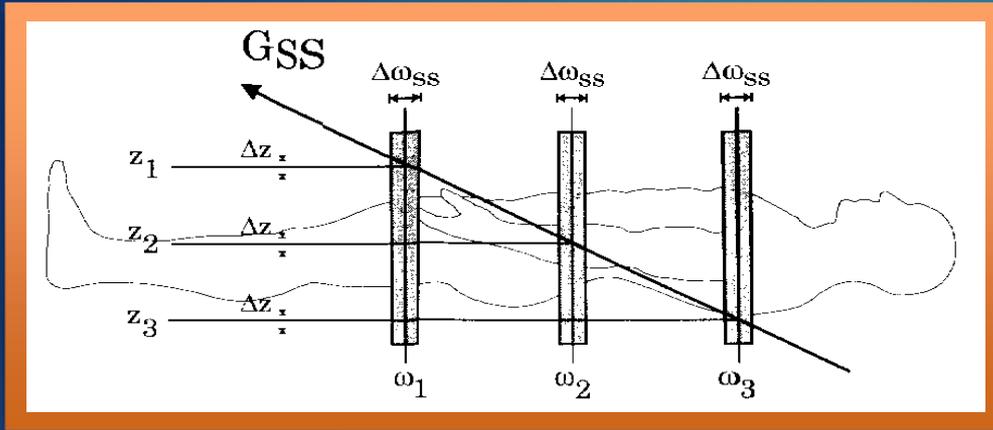
## Variações Espaciais no Campo Magnético

$$w_i = \gamma(B_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}_i)$$

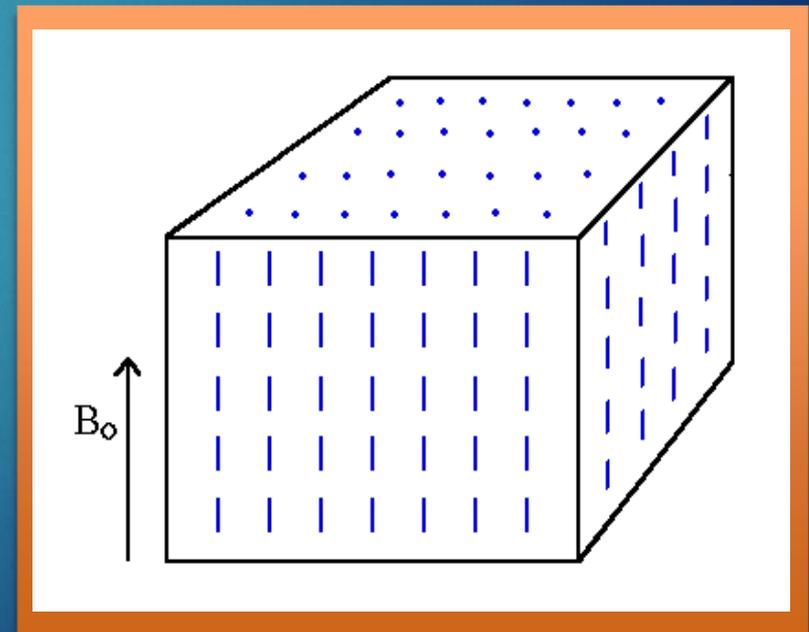


# Slice selection gradiente

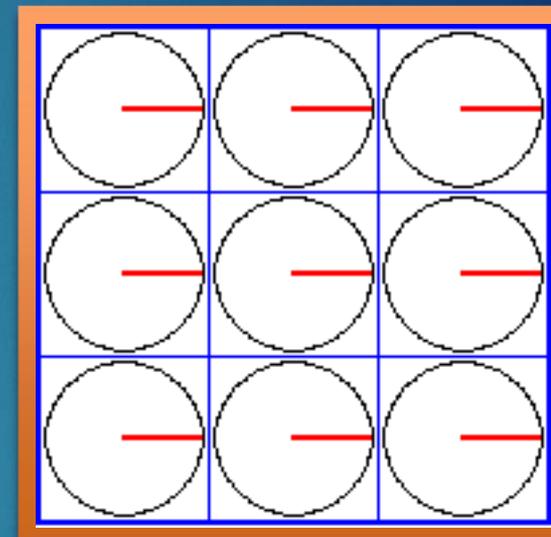
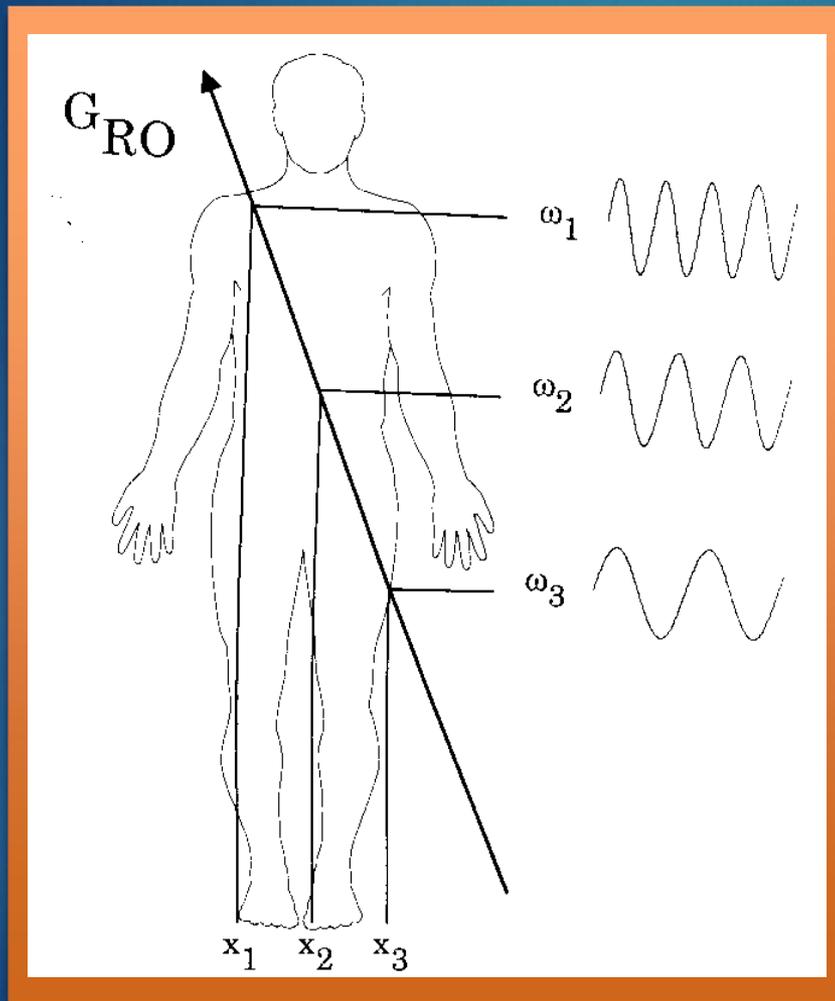
## GSS



$$\text{espessura do slice} = \frac{B \cdot w}{\gamma G_{SS}}$$

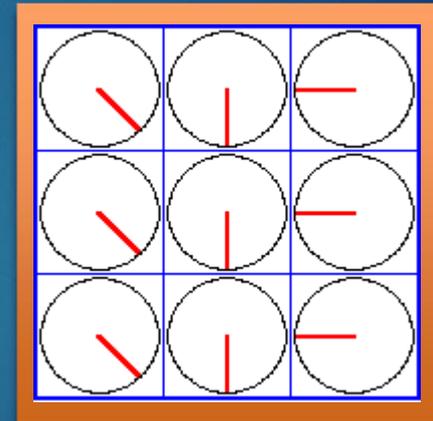
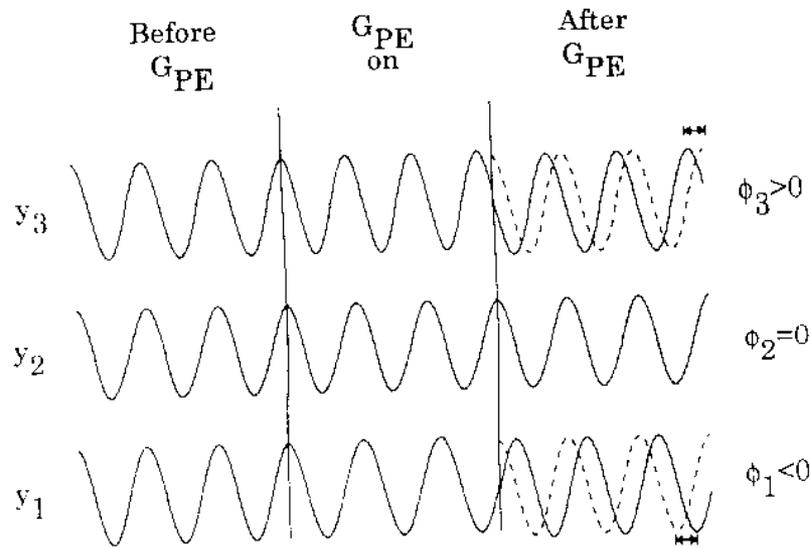
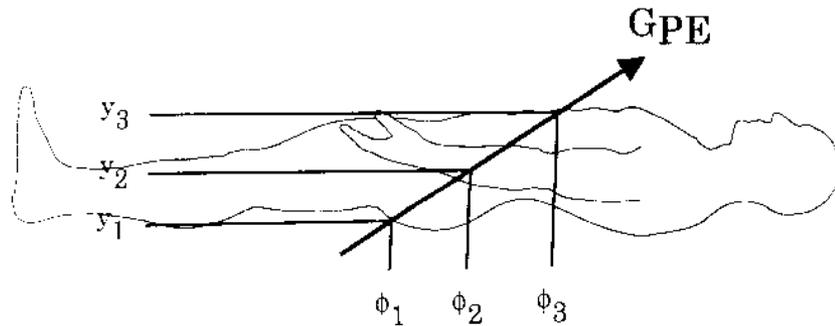


# Frequency encoding gradient-GFE

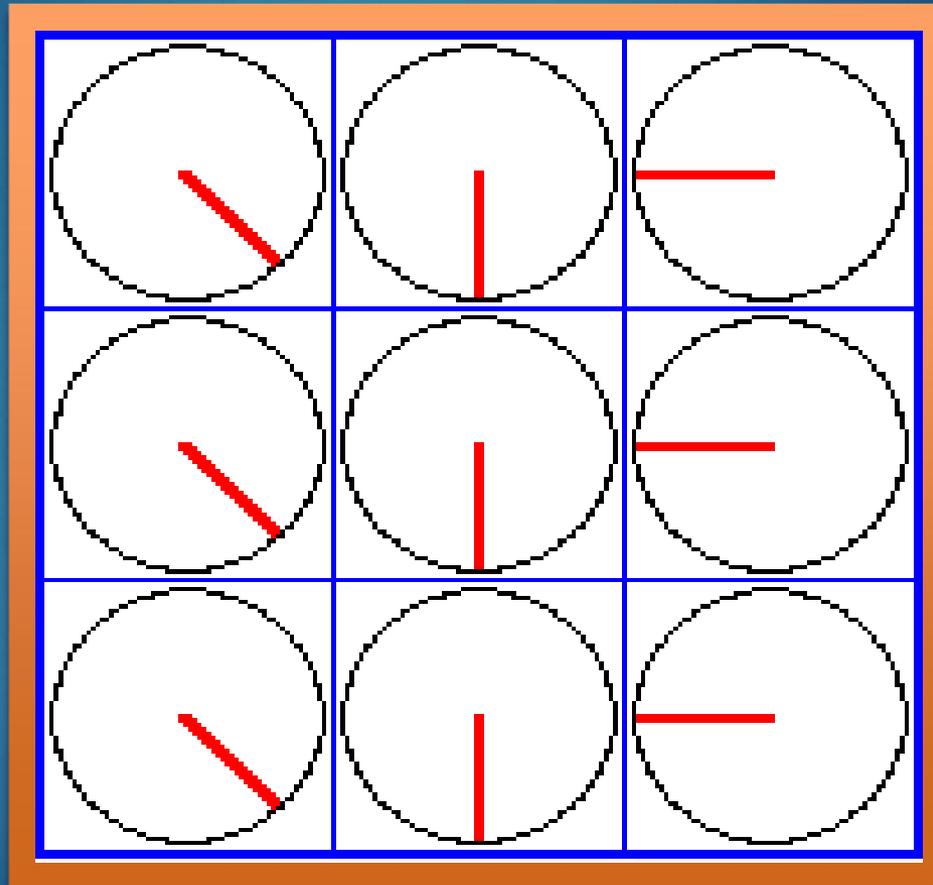


# Phase encoding gradient

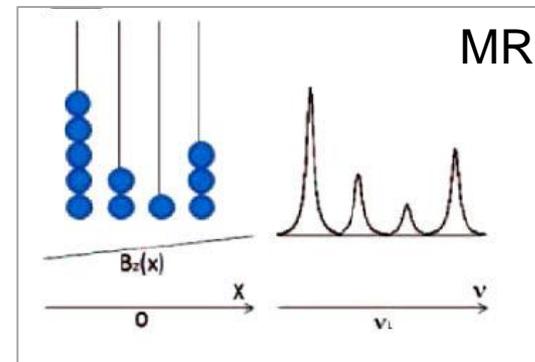
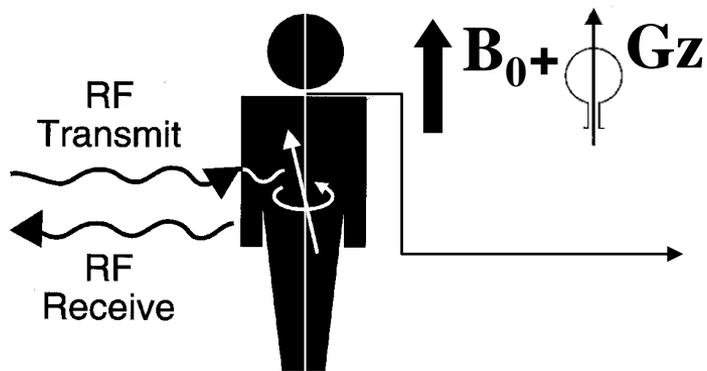
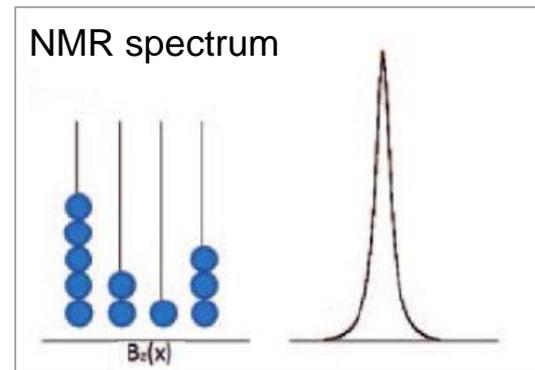
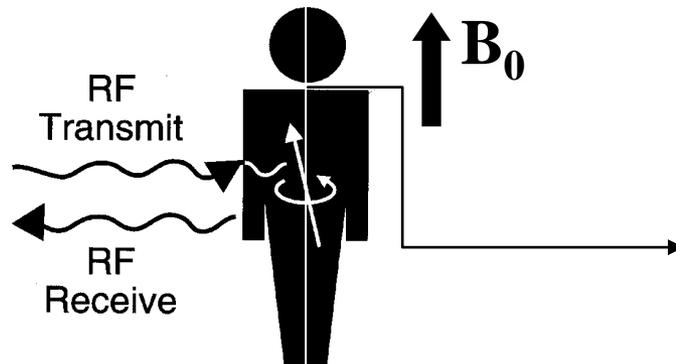
## GPE



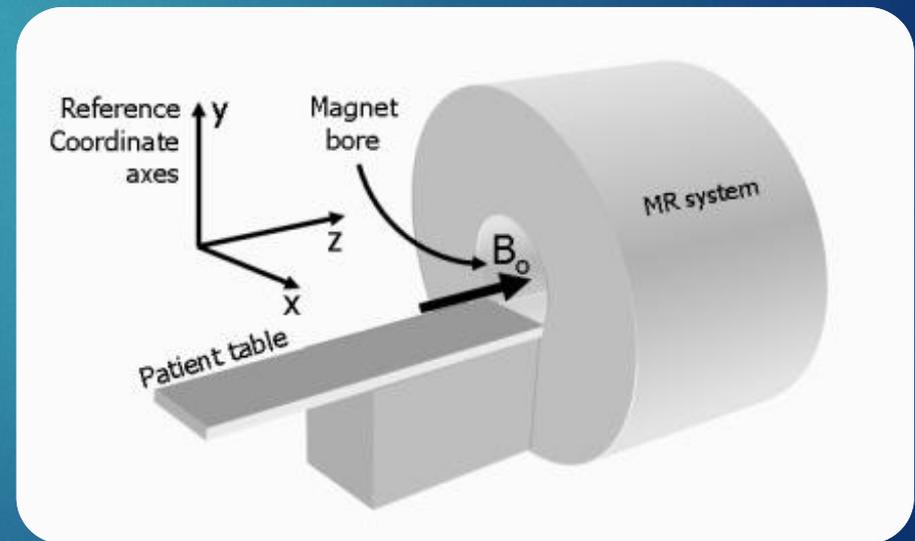
# Resultado em um corte



# Resumindo ....



# Aquisição de imagens *Hardware*



# Aquisição de imagens

## Campo magnético estático ( $B_0$ )

- ▶ Mais comum: eletroímãs supercondutores  
Consistem de uma bobina tornada supercondutora pelo congelamento com hélio líquido e imersa em nitrogênio líquido

## Gradientes de campo ( $\Delta B$ )

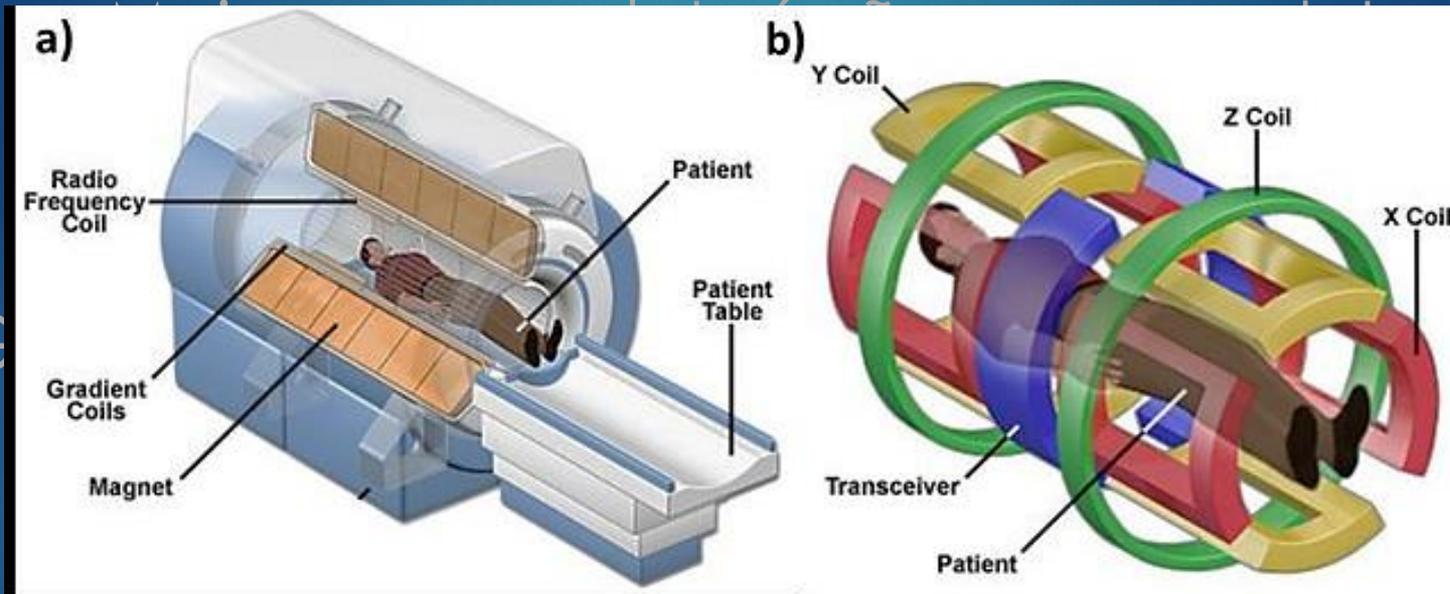
- ▶ Produzem variação linear na intensidade de  $B_0$ , que é adicionada ao campo principal ( $B_0 \gg \Delta B$ )

## Bobinas (RF)

- ▶ Componentes para transmissão e recepção de ondas de rádio frequência

# Aquisição de imagens

## Campo magnético estático ( $B_0$ )



## Bobinas (RF)

- ▶ Componentes para transmissão e recepção de ondas de rádio frequência

## ▶ Fechado tradicional

- 👍 👍 1.0 T até acima de 7.0 T: > resolução
- 👎 Abertura ~ 60 cm

## ▶ Open MRI

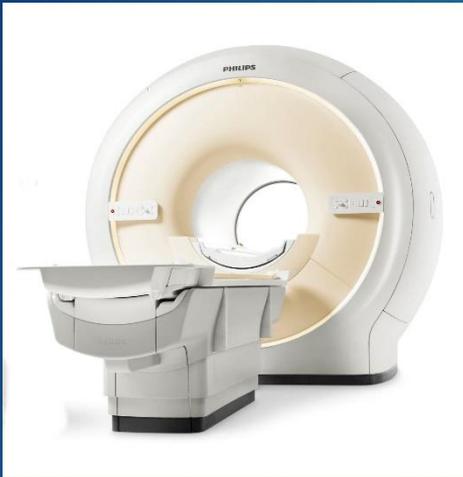
- 👍 👍 Aberto em 3 ou 4 lados: > conforto
- 👎 0.35 T a 0.7 T (até 1.2 T)

## ▶ Wide bore MRI

- 👍 1.5 T (até 3T)
- 👍 Abertura ~ 70 cm: > conforto

## Campos Magnéticos:

- ▶ *Low field* → até 0.3T
- ▶ *Mid-field* → 0.3T até 1.0T
- ▶ *High field* → 1.0T até 3.0T
- ▶ *Very high field* → 3.0T até 7.0T
- ▶ *Ultra high field* → acima de 7.0T



Wide bore MRI



Standard (closed bore) MRI

Stand-up MRI

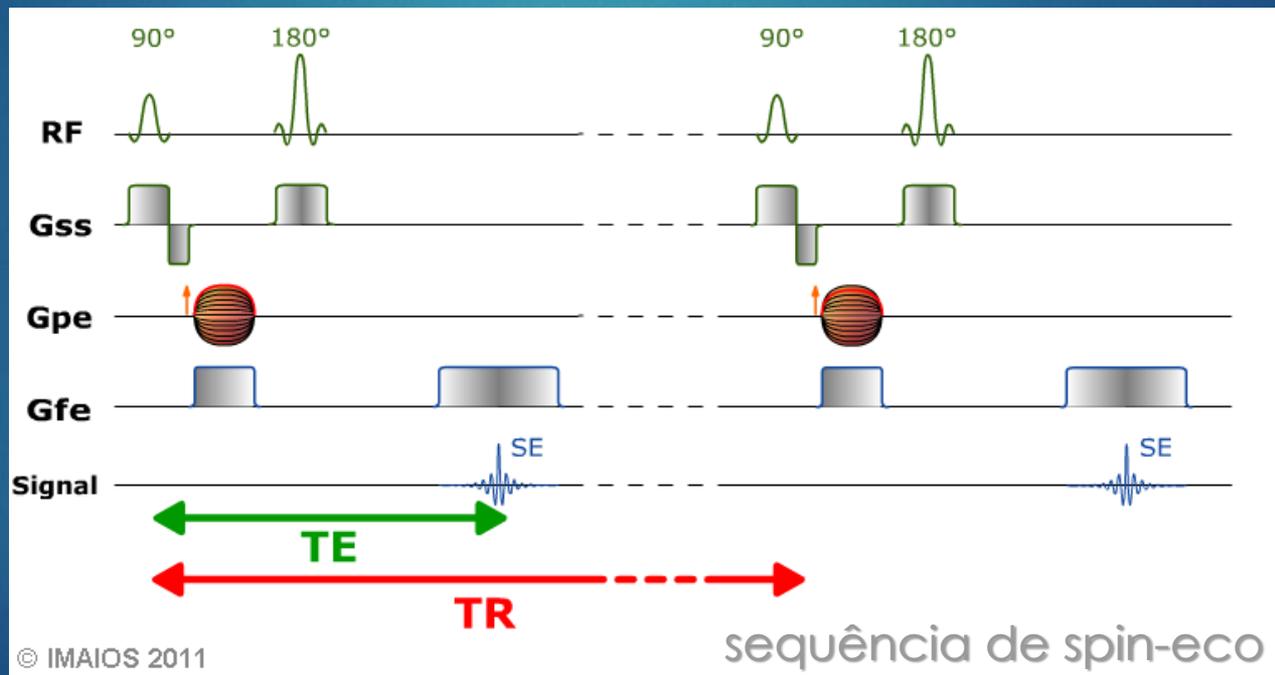


open MRI



# Sequências de pulso

Contêm as instruções de hardware necessárias para a aquisição dos dados da forma desejada



# Sequências de pulso

- ▶ A intensidade do sinal resultante em cada elemento da imagem é determinada pelos parâmetros de medida selecionados pelo usuário e pelas variáveis dadas pela sequência de pulsos
- ▶ Diferentes técnicas de aquisição usam diferentes sequências de pulso

# Sequ

- ▶ A intensidade de cada elemento o parâmetros usuário e per seqüência
- ▶ Diferentes t diferentes s

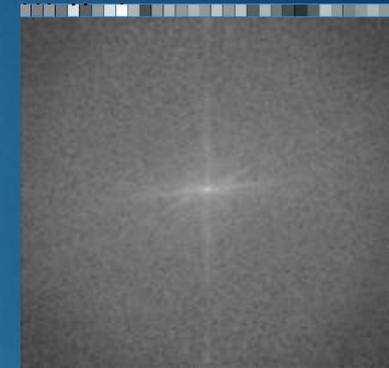
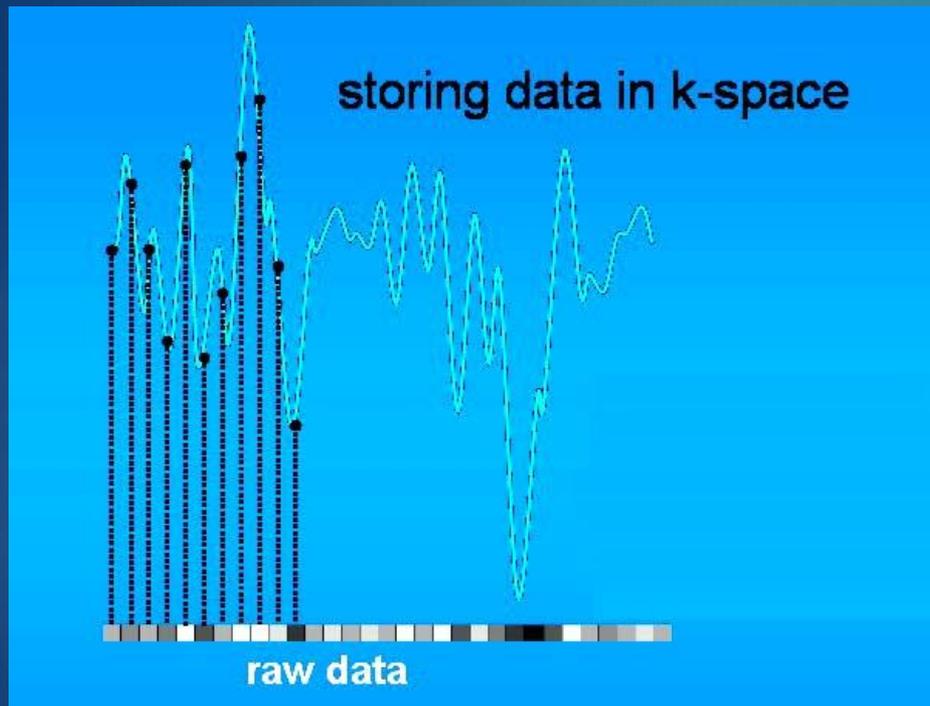
Type of sequence	Advantages	Disadvantages
Spin echo (SE)	Contrast	Slow (especially in T2)
Multiecho SE	DP + T2 images	Slow, even if acquisition of the 2nd image does not lengthen acquisition
Fast SE	Faster than simple SE simple ES contrast	Fat shown as a hypersignal
Ultrafast SE	Even faster	Low signal to noise ratio
IR	T1 weighting Tissue suppression signal if TI is adapted to T1	Longer TR / acquisition time
STIR	Fat signal suppression	Longer TR / acquisition time
FLAIR	CSF signal suppression	Longer TR / acquisition time
Gradient echo (GE)	+ speed	T2* not T2
GE with spoiled residual transverse magnetization	T1, DP weighting	
Ultrafast GE	++ speed cardiac perfusion	Poor T1 weighting
Ultrafast GE with magnetization preparation	++ speed AngioMRI Gado Cardiac perfusion / viability	
Steady state GE	+ signal ++ speed	Complex contrast
Contrast enhanced steady state GE	Not much signal T2 weighted	
Balanced steady state GE	++ signal, ++ speed Flow correction	
Echoplanar	++++ speed Perfusion MRif BOLD Diffusion	Limited resolution Artifacts
Hybrid echo	++ speed SAR reduction	

cada  
a pelos  
s pelo

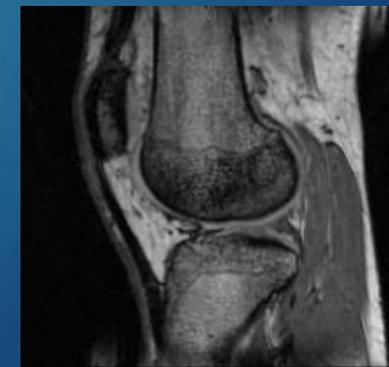
am

# K-space

É a matriz de dados obtidos em RM



↓  $2DFT^{-1}$

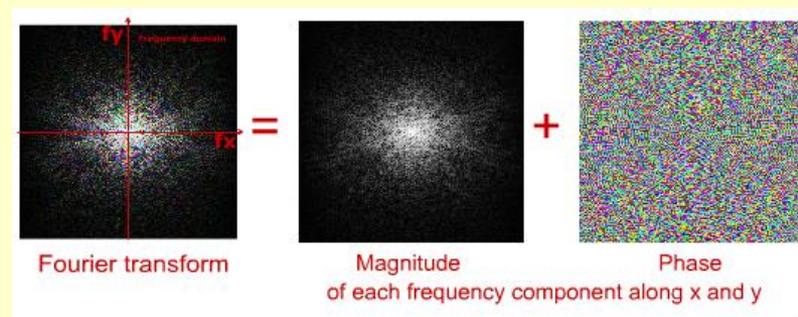
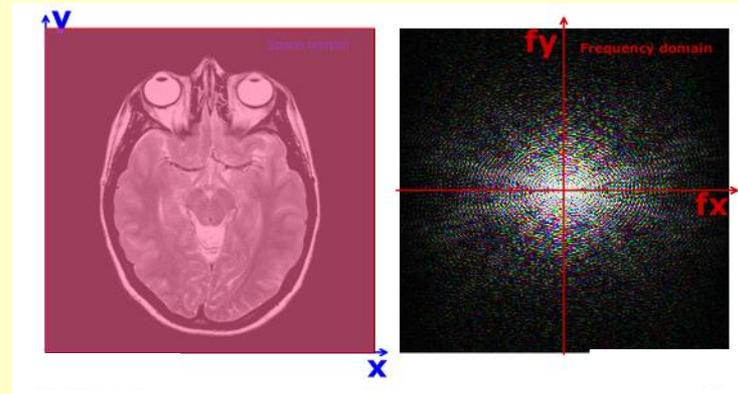


Os pontos do espaço de frequências espaciais (*K space*) são amostrados em uma grade cartesiana, cada linha é coletada para uma *phase encoding* e tem duração TR

É

## TF espacial

Neste caso, ao invés da análise de um sinal variando, a TF decompõe a variação de intensidade em função da posição. A frequência é chamada de frequência espacial

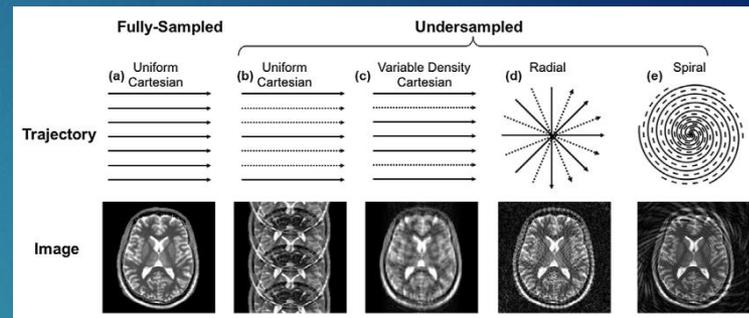


FT-1

## Sistemas de RF

### *Parallel imaging:*

- ▶ < tempo de aquisição



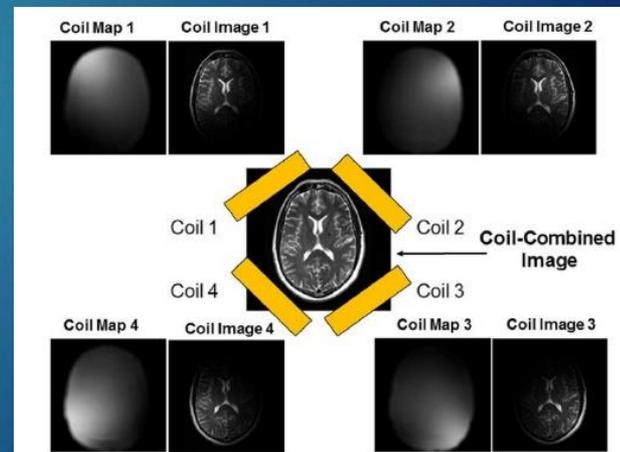
## Sistemas de RF:

*unbundled phased arrays coils (multiple receive channels)*

- ▶ *parallel (SMASH, SENSE)*
- ▶ *K-T Sparse*

Processamento adicional para reconstrução:

- ▶ < qualidade



# Resolução espacial

- ◆ É determinada pelas características de aquisição do *K-space*
  - ◆ Resolução: inversamente proporcional à maior frequência espacial

$$\frac{1}{\Delta x} = \frac{k_x(\text{max})}{\pi} = \frac{\gamma G_x T}{2\pi}$$

$$\frac{1}{\Delta y} = \frac{k_y(\text{max})}{\pi} = \frac{\gamma G_y T}{2\pi}$$

$G_x$  ( $G_y$ ) é a amplitude do gradiente em x (y)

T é o tempo de duração da leitura

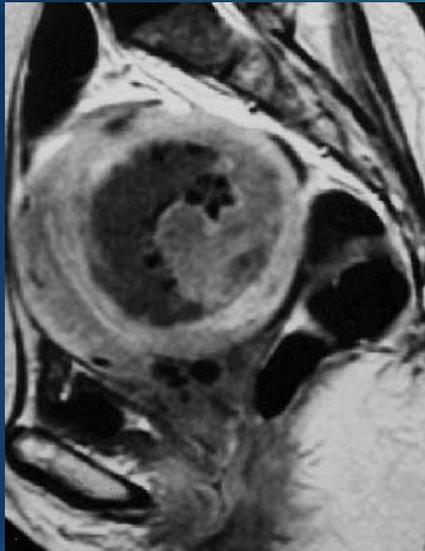
Clínica (1,5T a 3T) ~ (x,y) 1 -2 mm

Ultra High Field ~ 0,1 x 01mm

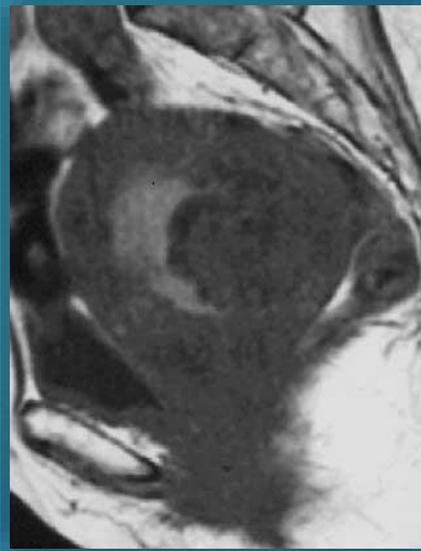
# Contraste

- ▶ Se os parâmetros de aquisição forem ajustados para refletir a concentração de prótons em cada ponto, a imagem é chamada de **imagem de densidade de prótons**
- ▶ Esta imagem pode não variar muito entre os diferentes tecidos
  - ▶ Imagem de baixo contraste
- ▶ Utilização dos parâmetros  $T_1$  e  $T_2$ , cuja variação é grande entre os tecidos, pode melhorar o contraste

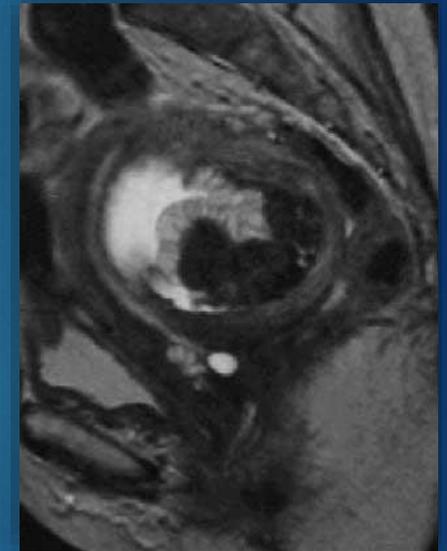
# Contraste



DP

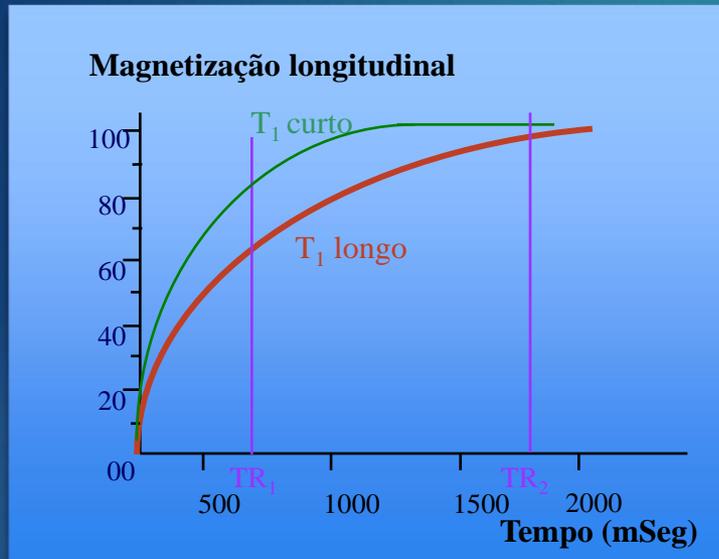


T1



T2

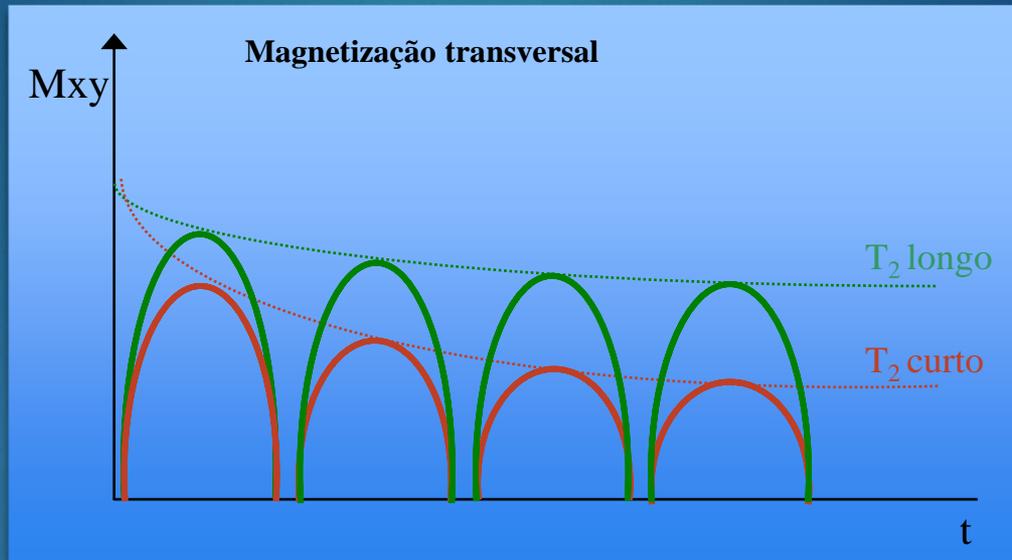
# Contraste - $T_1$



$T_1$  pode ser evidenciado se o tempo de repetição da sequência de pulsos ( $T_R$ ) for menor do que o tempo necessário para a recuperação longitudinal da magnetização

Se dois tecidos com  $T_1$  diferentes estiverem sendo amostrados em uma sequência com  $T_R$  pequeno, a amplitude do sinal com  $T_1$  mais curto será menor, uma vez que uma quantidade maior de prótons já voltou à condição de equilíbrio

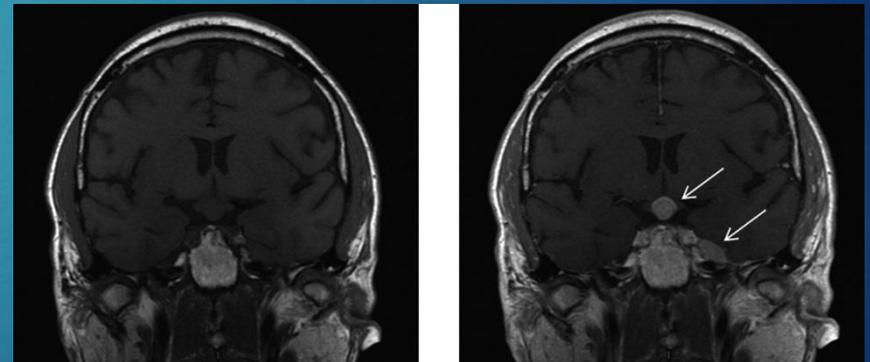
# Contraste - $T_2$



- $T_2$  pode ser evidenciado se o tempo de eco ( $T_E$ ) for aumentado
- Como a amplitude do pulso é função de  $T_2$ , o sinal proveniente do tecido com  $T_2$  mais longo terá maior amplitude

# Contraste - Gd

- ◆ Gadolínio é utilizado como agente de contraste em RM
- ◆ O efeito nas imagens: redução no tempos de relaxamento T1 e T2



Imagens com realce em T1

# Contraste – fluxo/difusão

Usando sequencias de pulso específicas é possível ressaltar velocidade e a difusão de moléculas de água

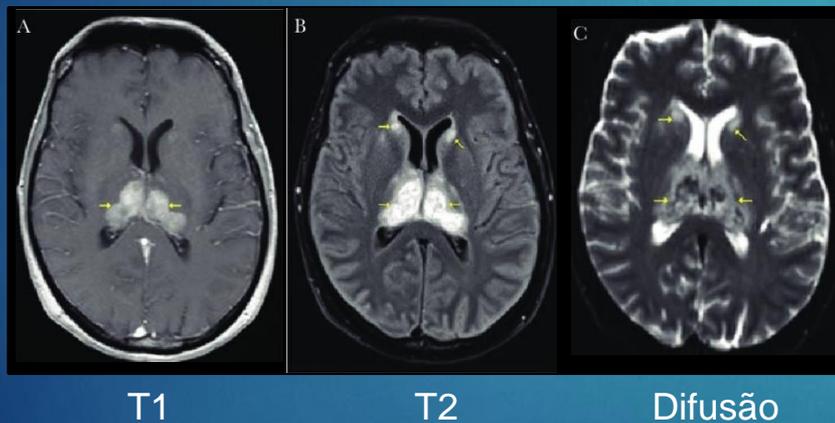


Imagem de fluxo sanguíneo aorta

# Tecidos - $T_1$ e $T_2$

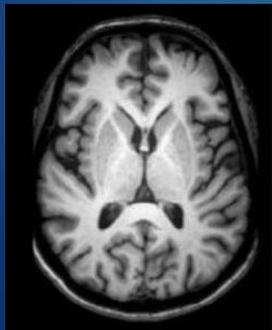
	T1 (ms)	T2 (ms)
Água	3000	3000
Massa cinzenta	810	100
Massa branca	680	90
Fígado	420	45
Gordura	240	85
Gadolínio	Reduz T1	Reduz T2

**T1 e T2 longo** (água): escuro em imagem T1  
claro em imagem T2

**T1 curto e T2 longo** (gordura) claro em imagem T1  
cinza em imagem T2

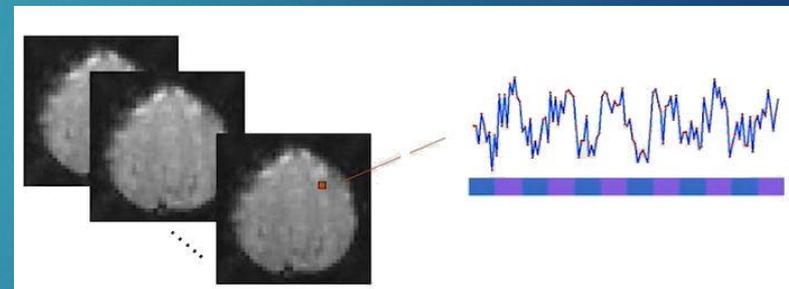
**Contraste (Gadolínio)** reduz tempos de T1 e T2  
sinal mais forte em imagens T1  
reduz o sinal imagens T2

- ▶ RM estrutural produz mapas espaciais das propriedades dos núcleos de hidrogênio, contidos principalmente em moléculas de água
- ▶ A ressonância magnética funcional (fMRI): detecção de pequenas mudanças nos sinais usados para produzir imagens de ressonância magnética associadas à atividade neuronal



## Imagem estrutural ponderada em T1:

- Resolução espacial alta
- Diferencia # tipos de tecido



## Imagem RM funcional ponderada em T2:

- < Resolução espacial ; > Resolução temporal
- Mudanças de sinal → relacionadas a estímulos

## Experimento de fMRI:

- Sequência de imagens de RM individuais
- Possível estudar as mudanças na oxigenação em regiões do cérebro ao longo do tempo

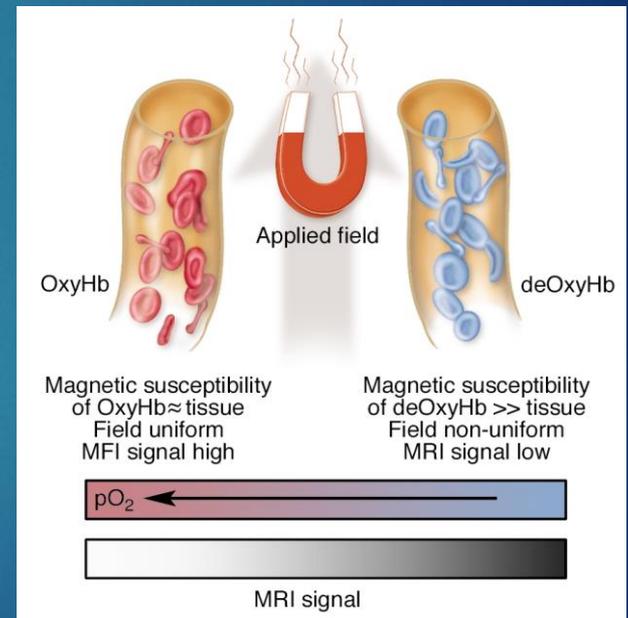
- ▶ Abordagem mais comum para fMRI:
  - ▶ Utiliza o contraste dependente do nível de oxigenação do sangue (*BOLD – Blood Oxygenation Level Dependent*)
  - ▶ Mede as demandas metabólicas – consumo de oxigênio – que ocorrem após um estímulo ou tarefa

- ▶ Aumento na atividade neural estimula o aumento no fluxo sanguíneo local para atender à maior demanda por oxigênio

- ▶ A mudança no fluxo sanguíneo, excede o necessário:

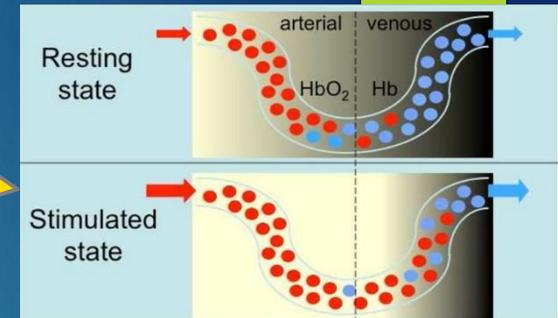
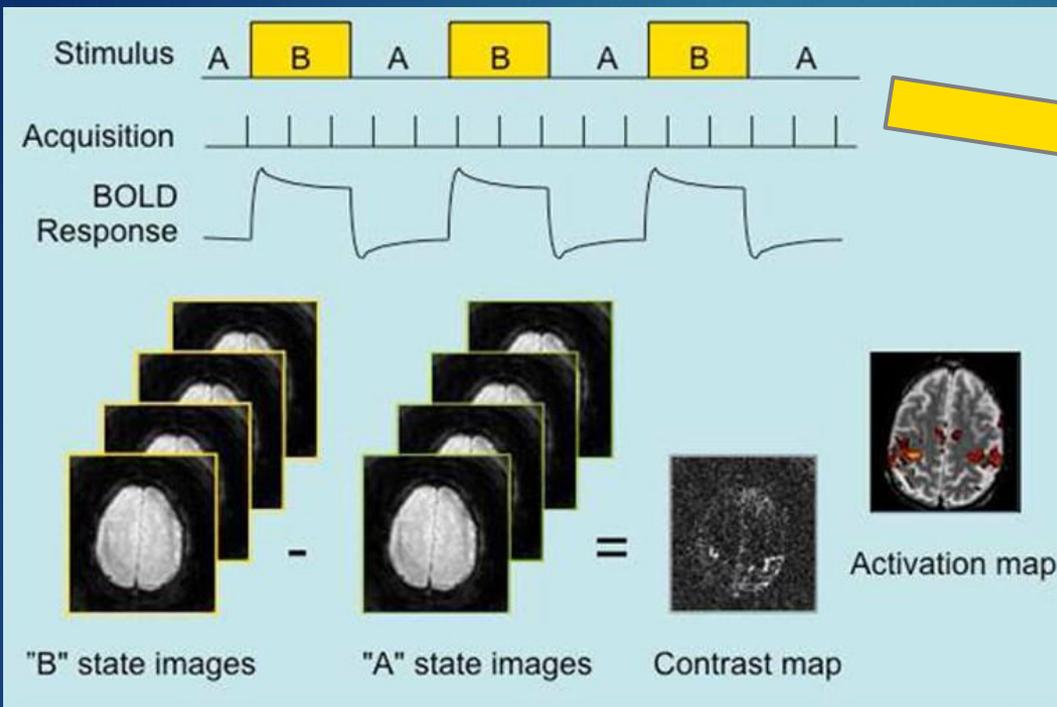
- ▶ Concentração de **oxiemoglobina** é maior em relação à **deoxihemoglobina**

- ▶ Propriedades magnéticas #



↑ Oxiemoglobina torna o campo magnético local mais uniforme ▶ T2 mais longo

# Block design



- Diferença média de sinal entre os dois estados é calculada por métodos de análise de séries temporais
  - Geração de mapa de contraste
- O mapa de ativação estatístico é obtido usando um limiar
  - Mapa retrata a probabilidade de que um voxel esteja ativado (dada a incerteza devido ao ruído e às pequenas diferenças no sinal BOLD)

- Resposta neural à mudança de estados no estímulo é acompanhada por uma resposta hemodinâmica
- Detectada por aquisição rápida e contínua de imagens de RM sensibilizadas para mudanças no sinal BOLD

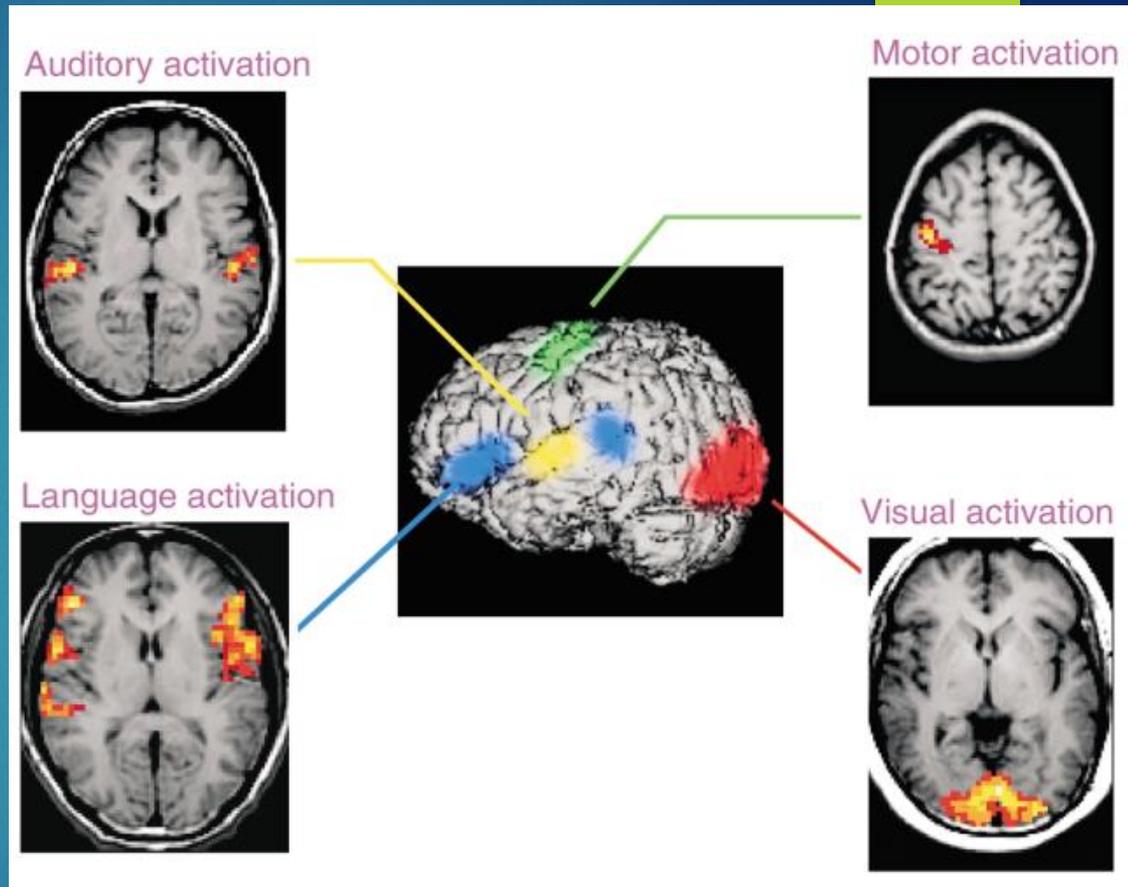
# Aplicações Clínicas

O mapeamento de funções sensoriais e motoras críticas pode ser realizado em um equipamento de MRI

- Tarefas simples ou estímulos sensoriais em blocos

Planejamento cirúrgico:

- Uma série de tarefas simples é realizada em sequência para identificar áreas funcionais críticas
- Essas áreas são sobrepostas a imagens anatômicas de alta resolução



## MRI Básico

- [www.imaio.com/en/](http://www.imaio.com/en/) (on line courses - medicine)
- MRI Physisc Course – YouTube Videos (<https://www.youtube.com/watch?v=gtnOlotFgUY>)
- <http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.3.pdf> (downloadable book - MRI Physics For anyone who does not have a degree in physics. Evert J Blink)
- [www.cis.rit.edu/htbooks/mri/](http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/) (on line book – The basics of MRI. Joseph P. Hornak)
- <https://radiopaedia.org/articles/mri-2> (on line source: articles, cases, courses)

## Itens avançados

- Hamilton et al. Recent advances in parallel imaging for MRI. Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy. (2017) 101:71–95
- Salerno et al Recent Advances in Cardiovascular Magnetic Resonance Techniques and Applications. Circ Cardiovasc Imaging. (2017) 10:e003951. DOI: 10.1161/CIRCIMAGING.116.003951.
- Liang et al. Deep Magnetic resonance Image Reconstruction – Inverse problems meet neural networks. IEEE Signal Processing Magazine. (2020) jan: 141-151.
- Martina F. Callaghana & Nadège Corbin. Functional MRI principles and acquisition strategies. Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications, Volume 4, ISSN 2666-9099. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-822479-3.00027-0>
- Copyright © 2021.

**Perguntas e respostas em MRI** <http://mri-q.com/index.html>

# Obrigada!

*Marina de Sá Rebelo*  
*marina.rebelo@hc.fm.usp.br*