

# IMAGENS POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

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

# Agenda

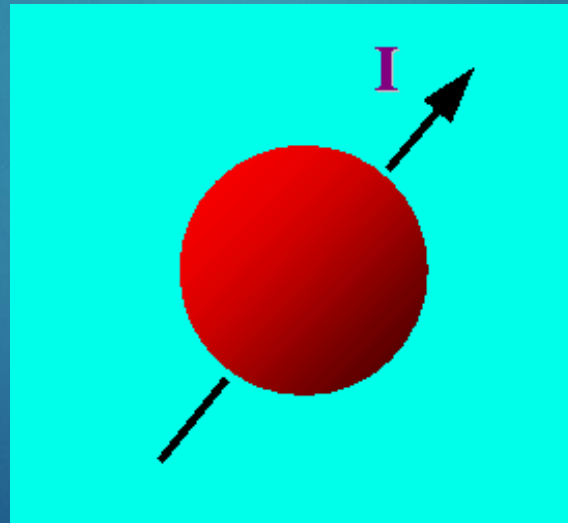
- **Princípios físicos**
- **Formação de imagens**

# Spin nuclear e Magnetização

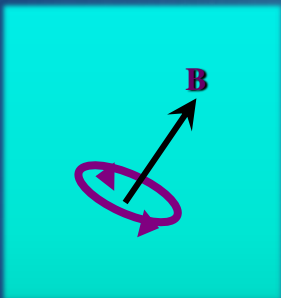
# Spin nuclear

Núcleos contêm prótons e nêutrons com movimento intrínseco de rotação .

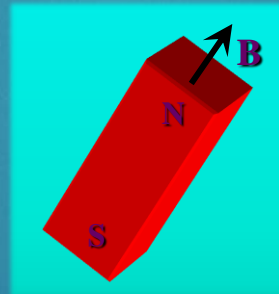
⇒ momento angular de spin nuclear ou  
**SPIN**



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

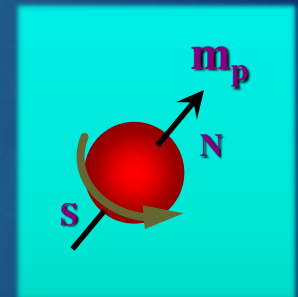


distribuição de carga em movimento de rotação produzindo um campo magnético



o próton visto como um dipolo magnético

o arranjo é análogo a um imã



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

# Núcleos: momento magnético

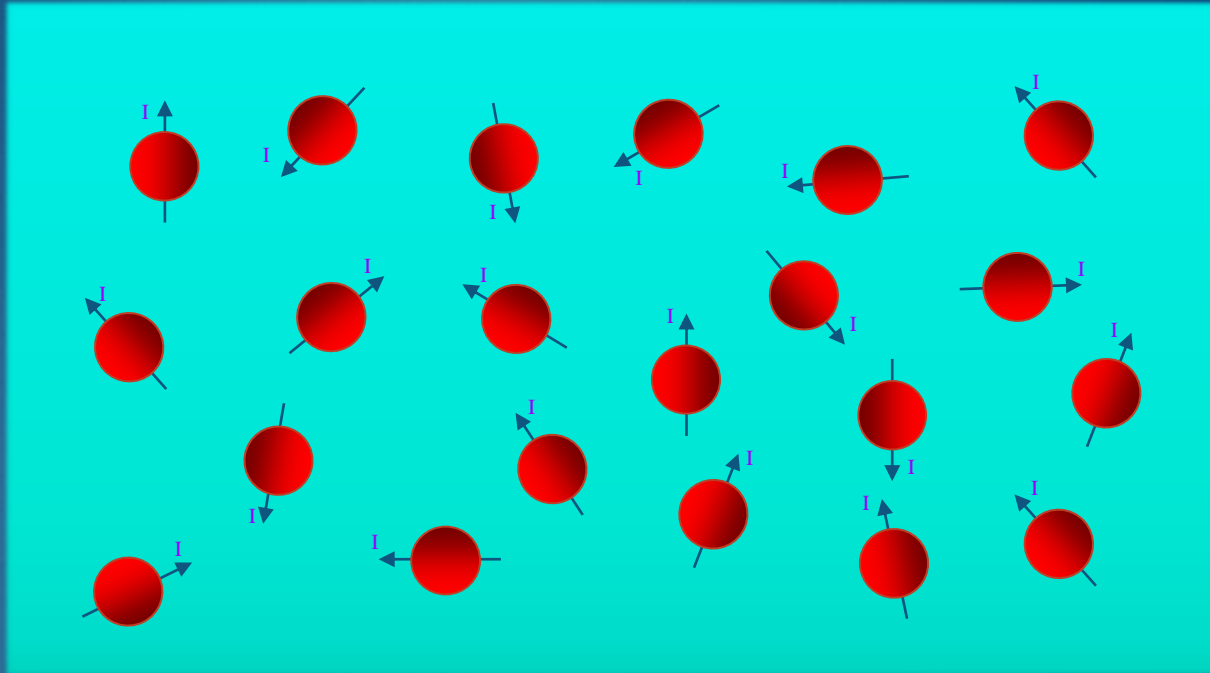
- ▶ Em muitos núcleos os prótons e nêutrons estão emparelhados de tal forma que seus spins e momentos magnéticos se cancelam.
- ▶ Núcleo com número ímpar de prótons + nêutrons  $\Rightarrow$  exibe spin e momento magnético.

Elemento	Protons	Neutrons	I	$\omega$ (MHz, 1.5T)
<sup>1</sup> H	1	0	1/2	63.864
<sup>12</sup> C	6	6	0	0
<sup>14</sup> N	7	7	1	4.613
<sup>16</sup> O	8	8	0	0
<sup>19</sup> F	9	10	1/2	60.081
<sup>23</sup> Na	11	12	3/2	16.893
<sup>31</sup> 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**

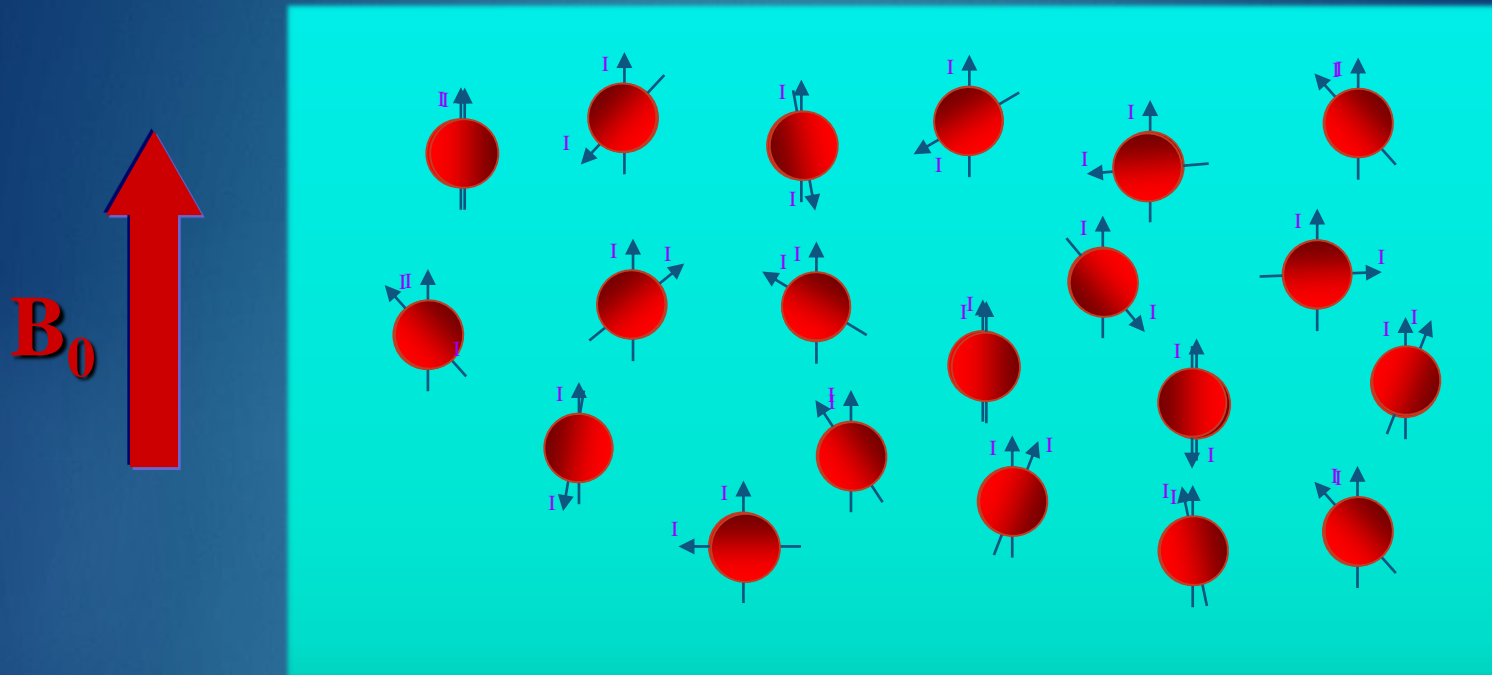


# Ação de campo magnético

- ▶ 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

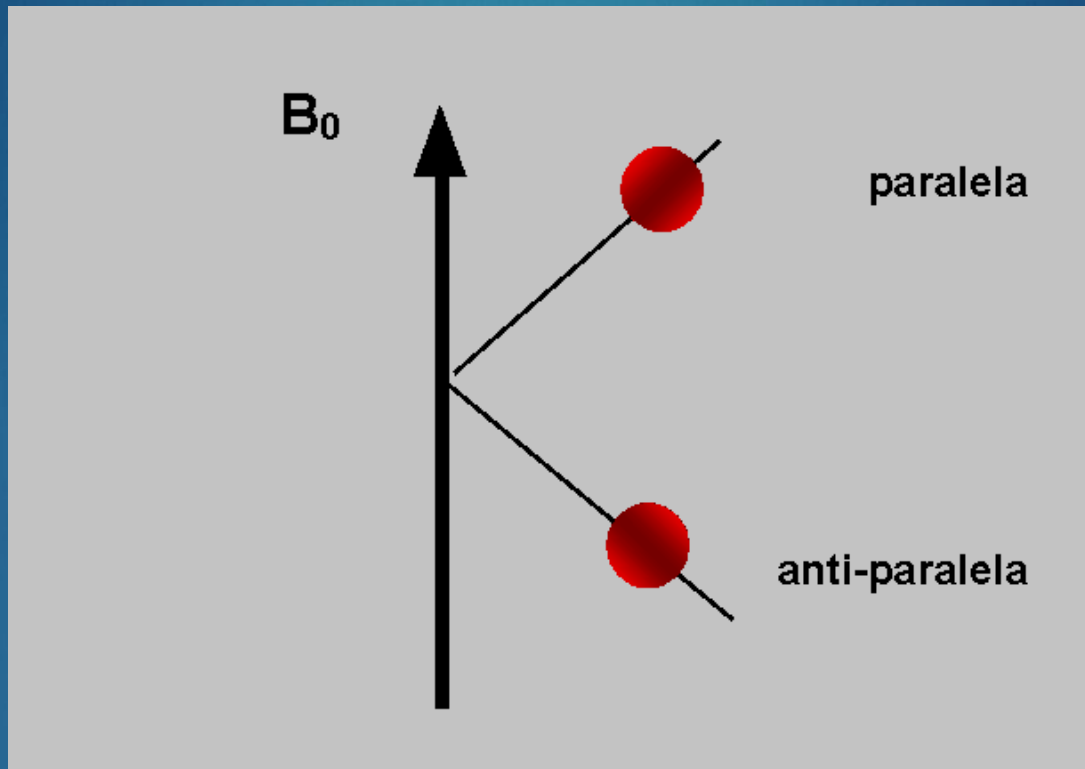


Partículas elementares não apresentam um comportamento tão simples!

# Spin up e Spin down

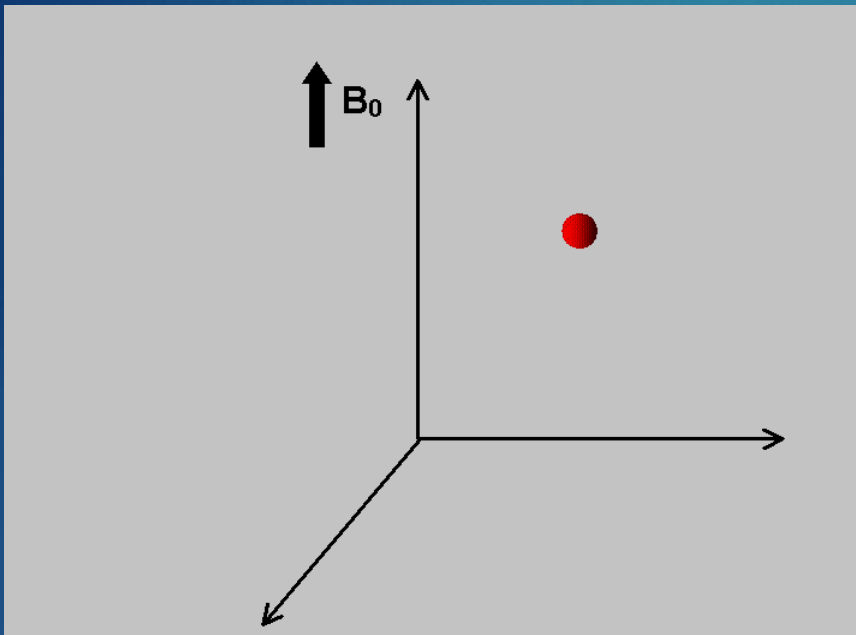
- ▶ Próton  $\Rightarrow$  partícula elementar
  - ▶ obedece às leis de Mecânica Quântica.
- ▶ Sob a ação de  $B_0$ , a direção do momento de dipolo não vai ser exatamente paralela ao campo aplicado
  - ▶ pode possuir mais de um tipo de movimento (ou estado);
    - ▶ Depende do átomo.
- ▶ Próton do átomo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

# Alinhamentos do próton



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

# Frequência de Larmor



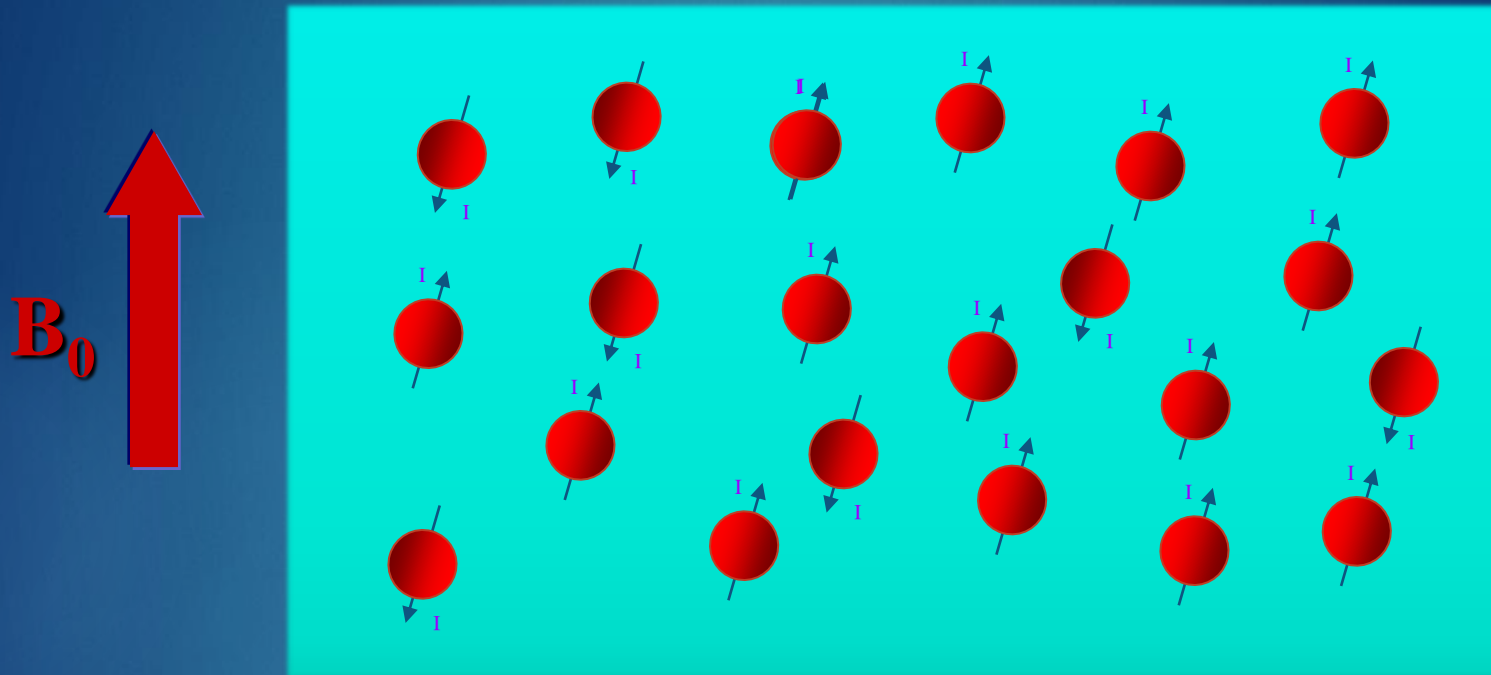
Spins em rotação giram ao redor do eixo de  $B_0$ , realizando um movimento de cone

⇒ **precessão**

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

$\gamma$  razão giromagnética (prótons de H: 42.6 MHz/Tesla)

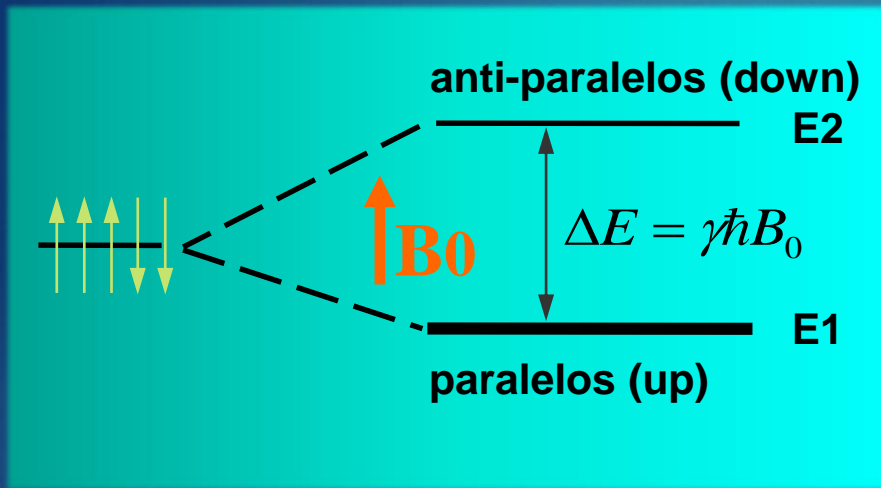
# Resultado em uma amostra



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

# Níveis de Energia

Diagrama de Zeeman



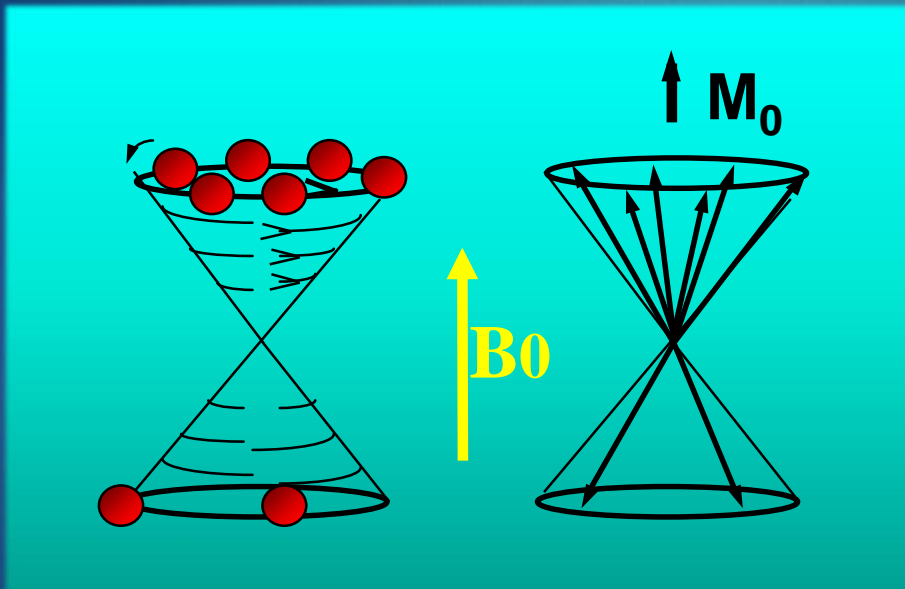
Sistemas físicos tendem a ocupar estado de menor energia

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

- ▶ A diferença de energia entre os dois estados é muito pequena
  - ▶ energia térmica em temperaturas mais elevadas faz com que os dois estados estejam quase igualmente ocupados.
- ▶ A diferença entre os estados é proporcional à intensidade do campo estático.

# Magnetização da amostra

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

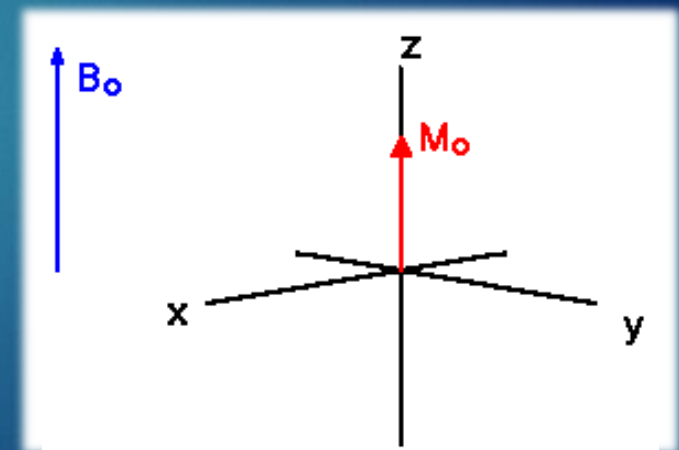


## Geração de sinal

- 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



# Detecção do sinal



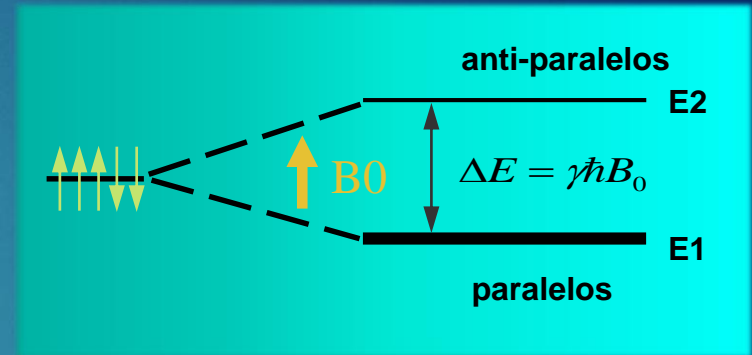
# Detecção do sinal

- Campo estático da amostra gerado pelo campo magnético externo.
- Para captar um sinal é necessário provocar uma perturbação no vetor de magnetização de tal forma a torná-lo mensurável.



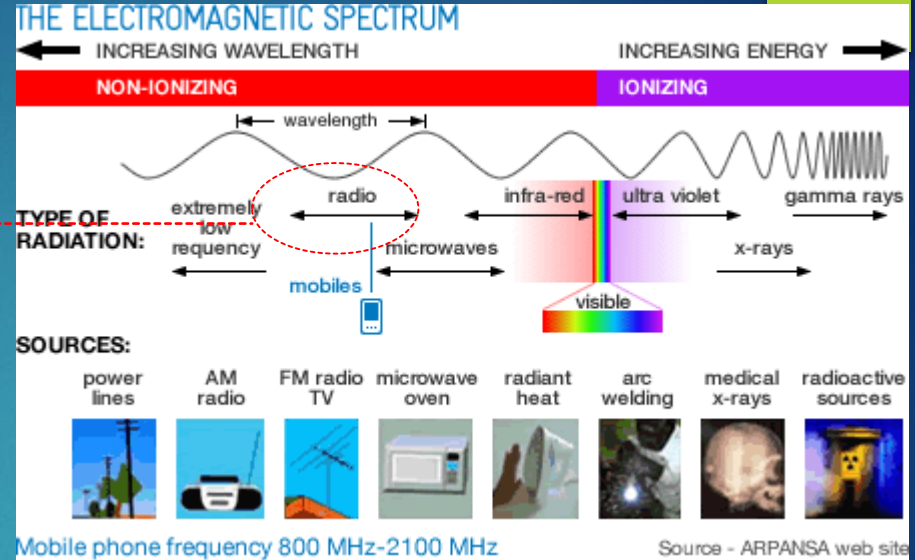
Oscilação para modificar a configuração do sistema

- Provocar a transição dos prótons entre os estados energéticos.

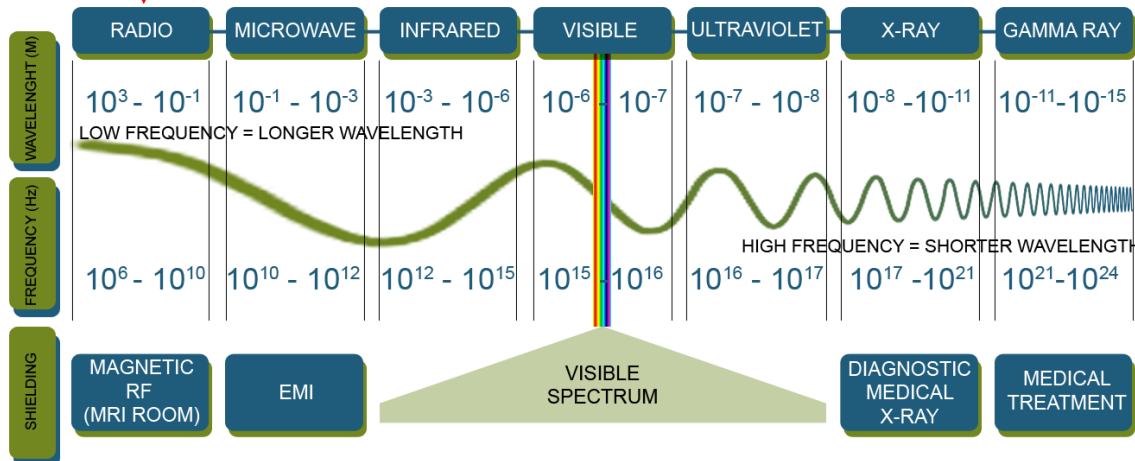


- ▶ Atingir condição de ressonância:
  - ▶ absorção e posterior emissão de energia do sistema ( $\Delta E$ ).
- ▶ A diferença de energia entre os estados paralelo e anti-paralelo está na faixa de radio-freqüência (40-130 MHz).

# Espectro eletromagnético



## ELECTROMAGNETIC SPECTRUM



# O efeito do campo de radiofrequência

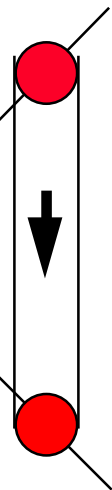
- ▶ Irradiação dos prótons por um sinal de RF com fótons de energia igual à diferença entre os estados provoca a transição de um certo número de prótons para o estado anti-paralelo.

# O efeito do campo de radiofrequência

- ▶ Irradiação dos prótons por um sinal de RF com

fó  
es  
nú

$B_0$

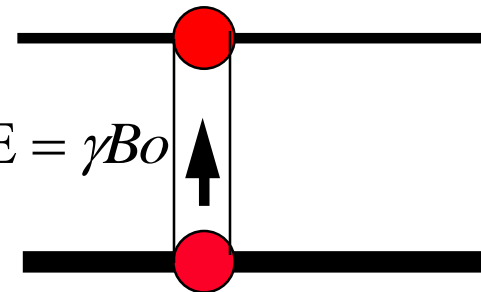


paralela



anti-paralela

anti-paralela



paralela

elo.

# O efeito do campo de radiofrequência

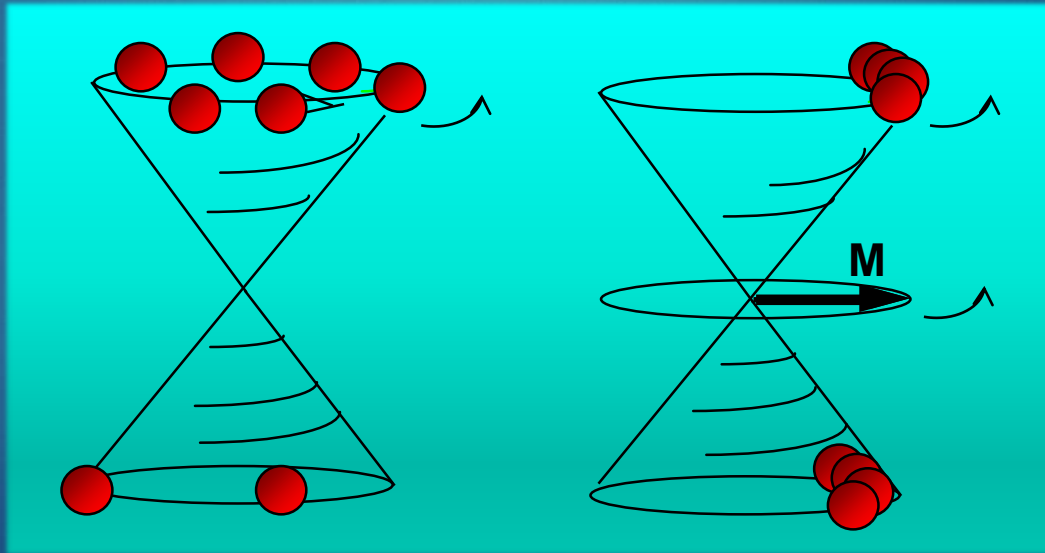
- ▶ Irradiação dos prótons por um sinal de RF com fótons de energia igual à diferença entre os estados provoca a transição de um certo número de prótons para o estado anti-paralelo.
- ▶ Fim da RF: volta ao estado paralelo é acompanhada da emissão de energia equivalente à diferença entre os dois níveis.



# O efeito do campo de radiofrequência

Condição de ressonância: pulso de RF com frequência igual à frequência dos prótons

- ▶ Prótons começam a precessionar em fase, produzindo um sinal magnético coerente que pode ser medido.

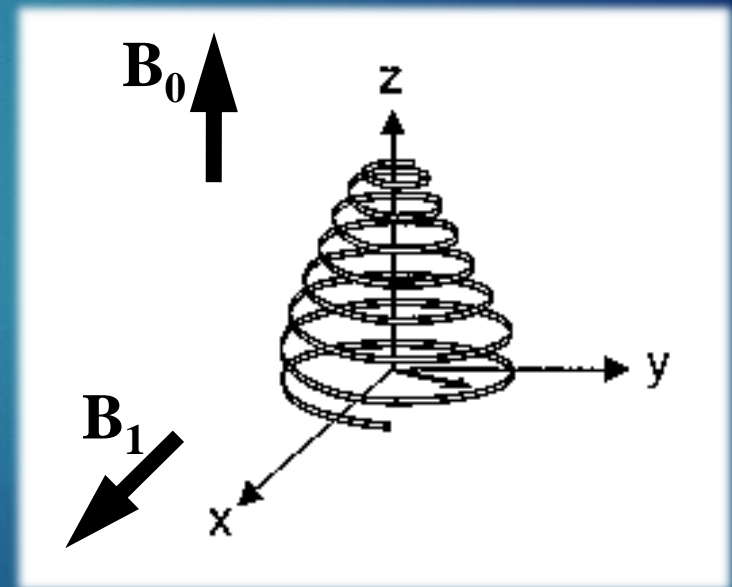


# Modelo macroscópico

- Por convenção, o componente  $B_1$  da radiação de radio-frequência 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  
( $\sim 50 \text{ mT}$ )



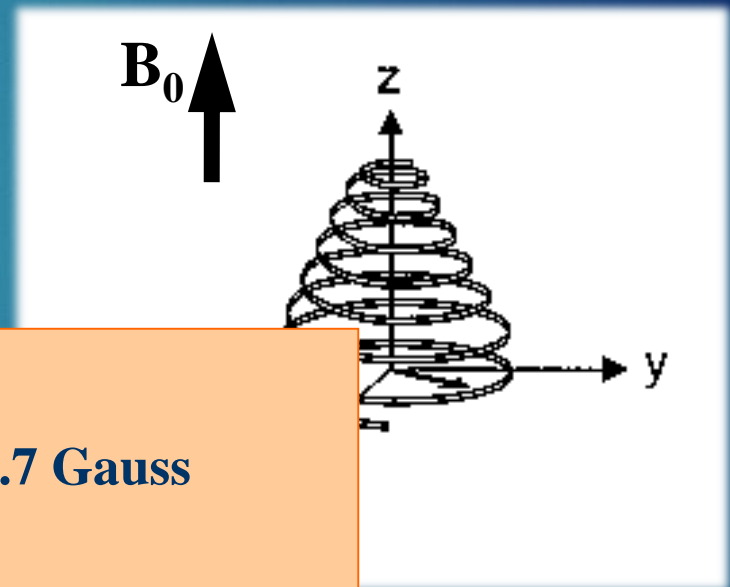
# Modelo macroscópico

- Por convenção, o componente  $B_1$  da radiação de radio-frequência 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

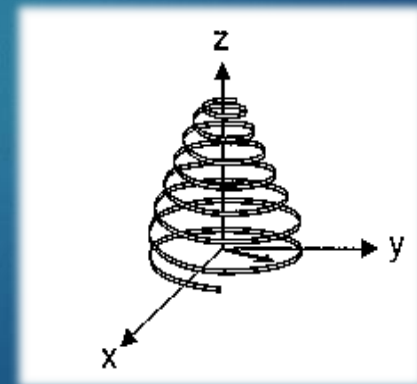
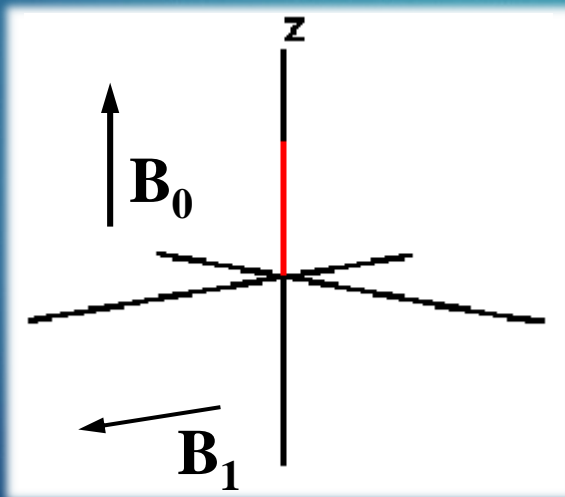


# Modelo macroscópico

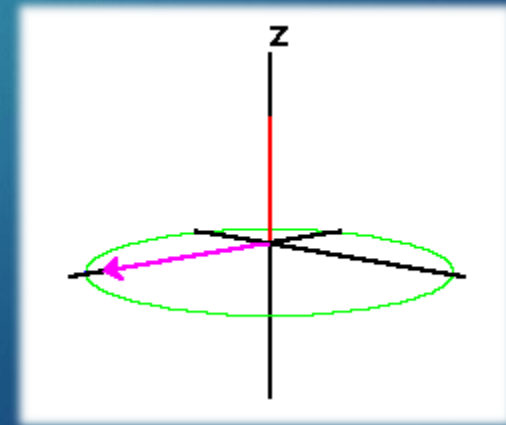
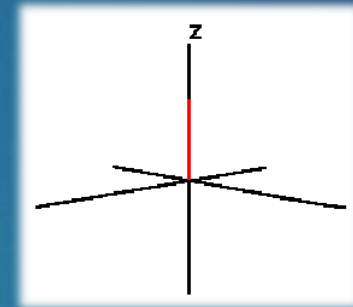
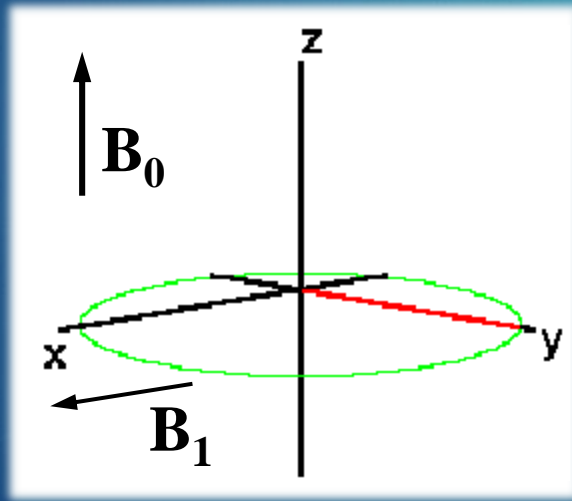
- O campo magnético  $B_1$  provocará uma rotação de  $M_0$  na direção de  $B_1$ :

$$B_1 \ll B_0 \quad \omega_1 \ll \omega_0$$

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

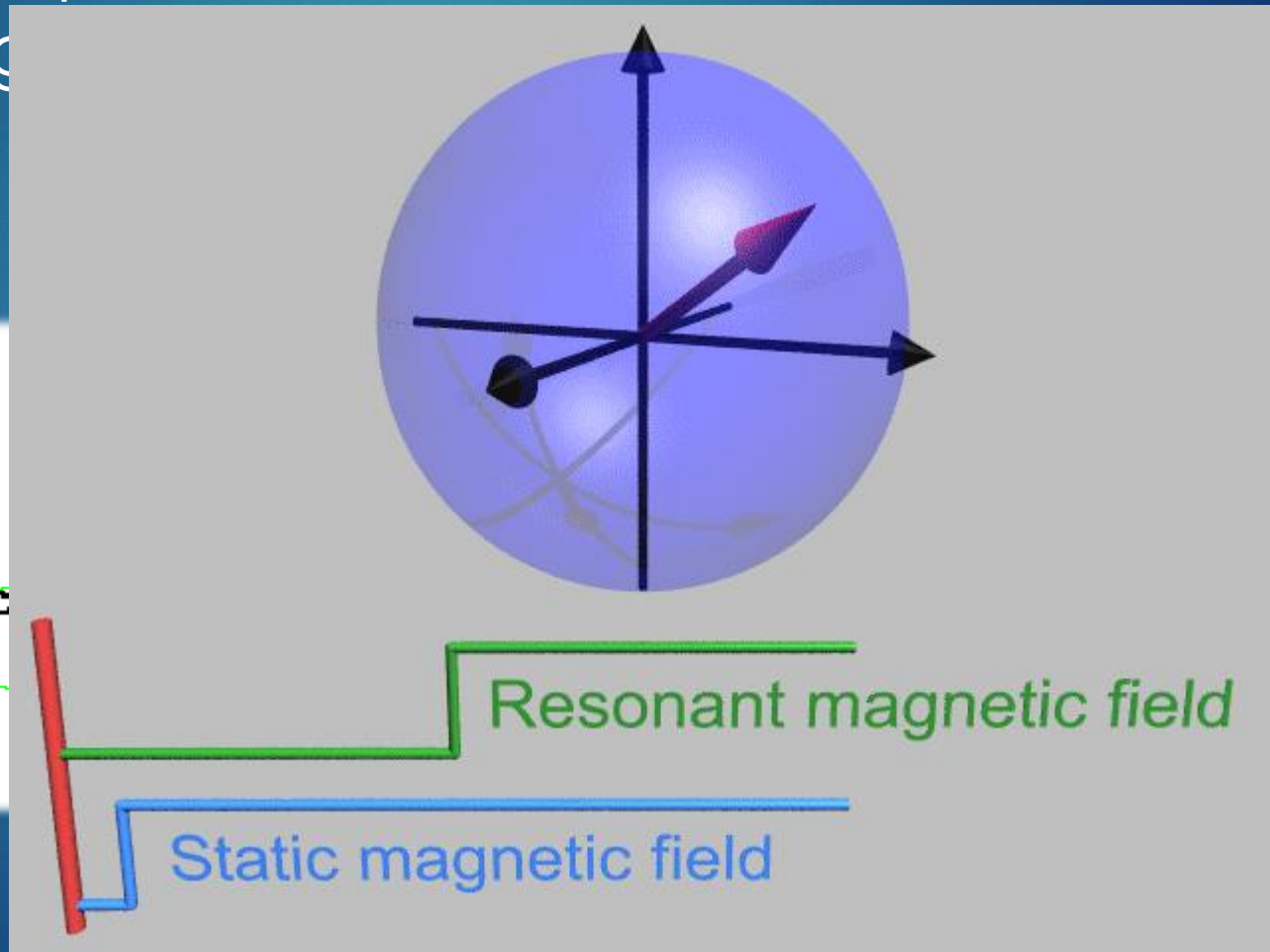
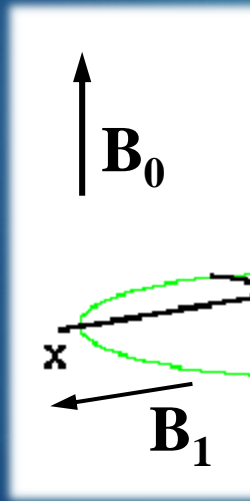


- ▶ Em um referencial girando com frequência igual à frequência de Larmor, o movimento do vetor magnetização é mais simples





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



# Movimento da magnetização

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

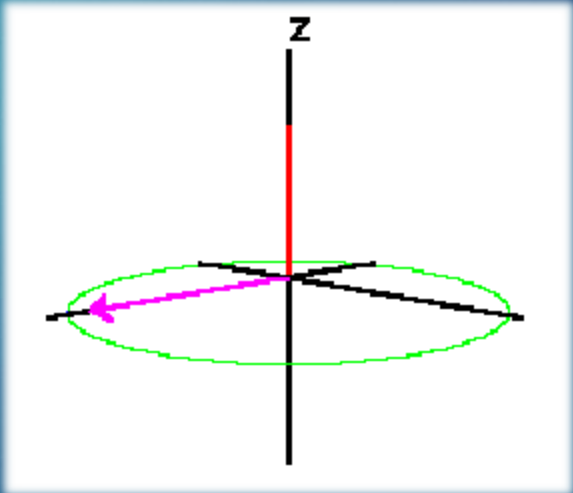
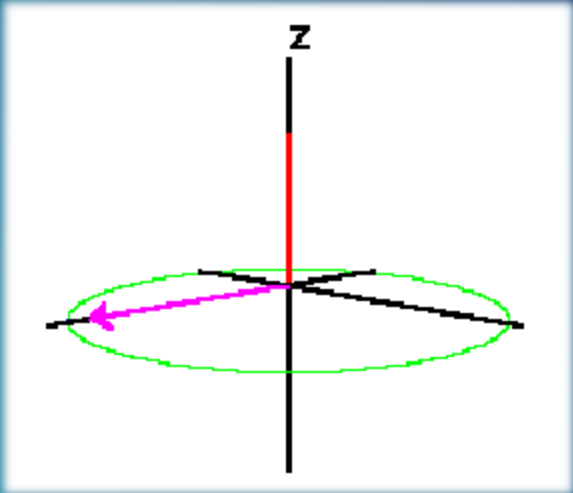
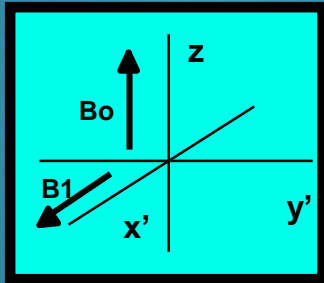
$$\omega_1 = \gamma B_1$$

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

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

# Movimento da magnetização

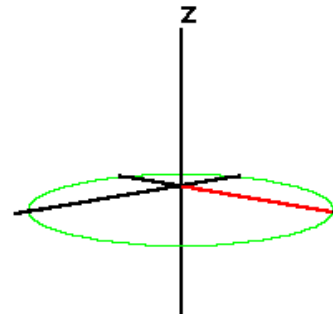
$\alpha = \frac{\pi}{2}$  pulso de  $90^\circ$   
 $\alpha = \pi$  pulso de  $180^\circ$





# “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.

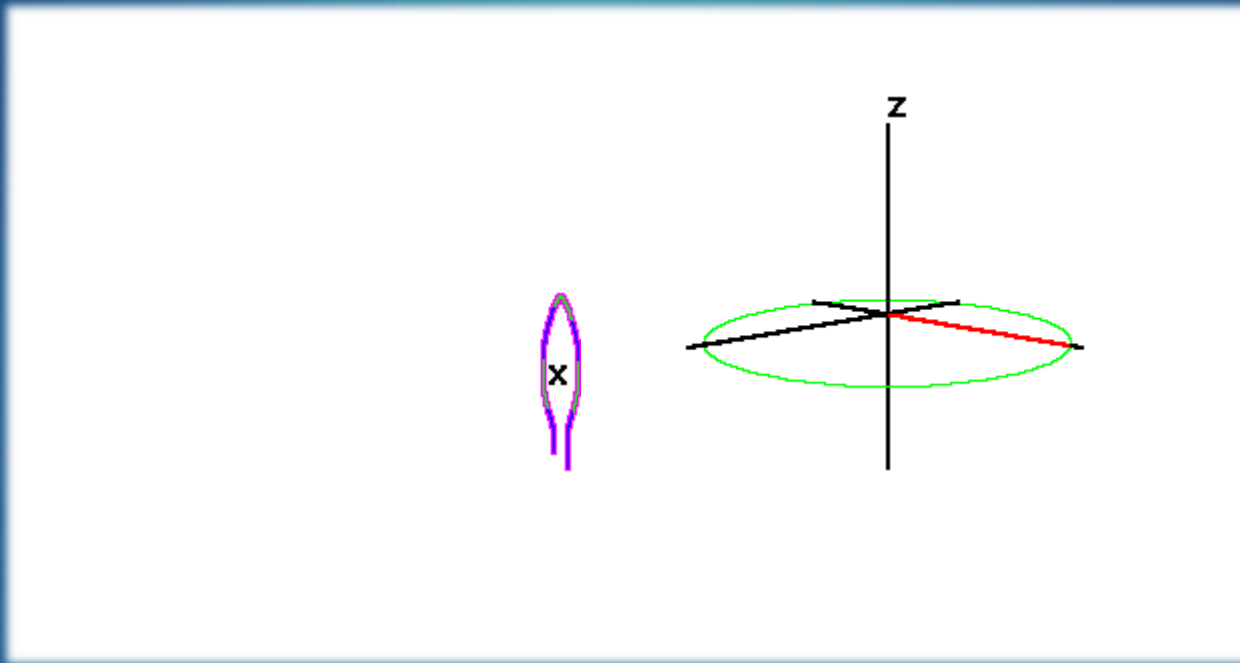


# “Free induction decay” - FID

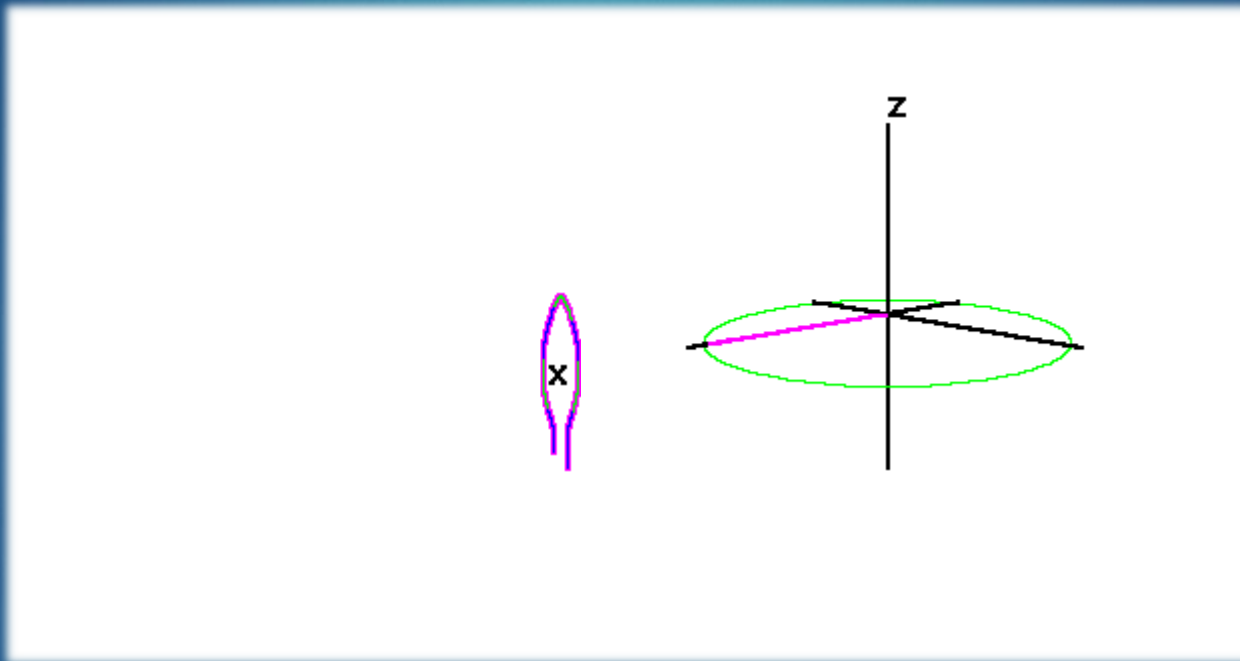
- ▶ Se uma bobina for colocada próxima à amostra, a variação temporal do campo magnético gerado pela magnetização induzirá uma corrente alternada, com frequência igual à frequência de Larmor. Esse sinal detectado é conhecido como

“Free Induction Decay (FID)”

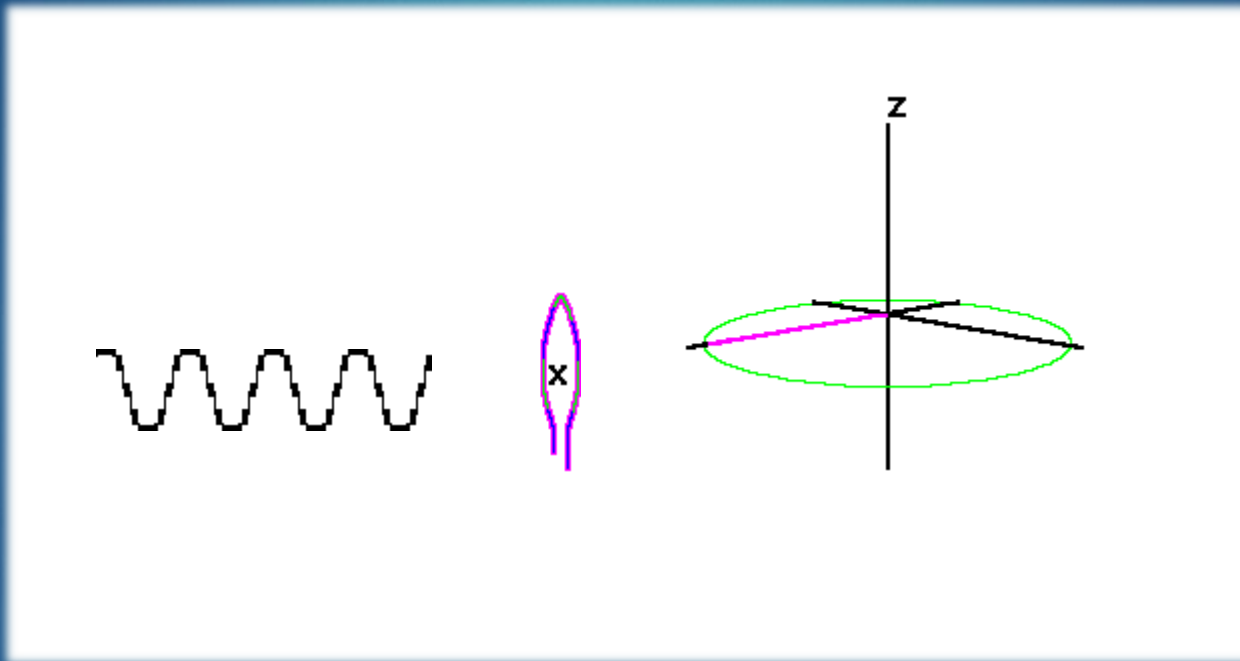
# “Free induction decay” - FID



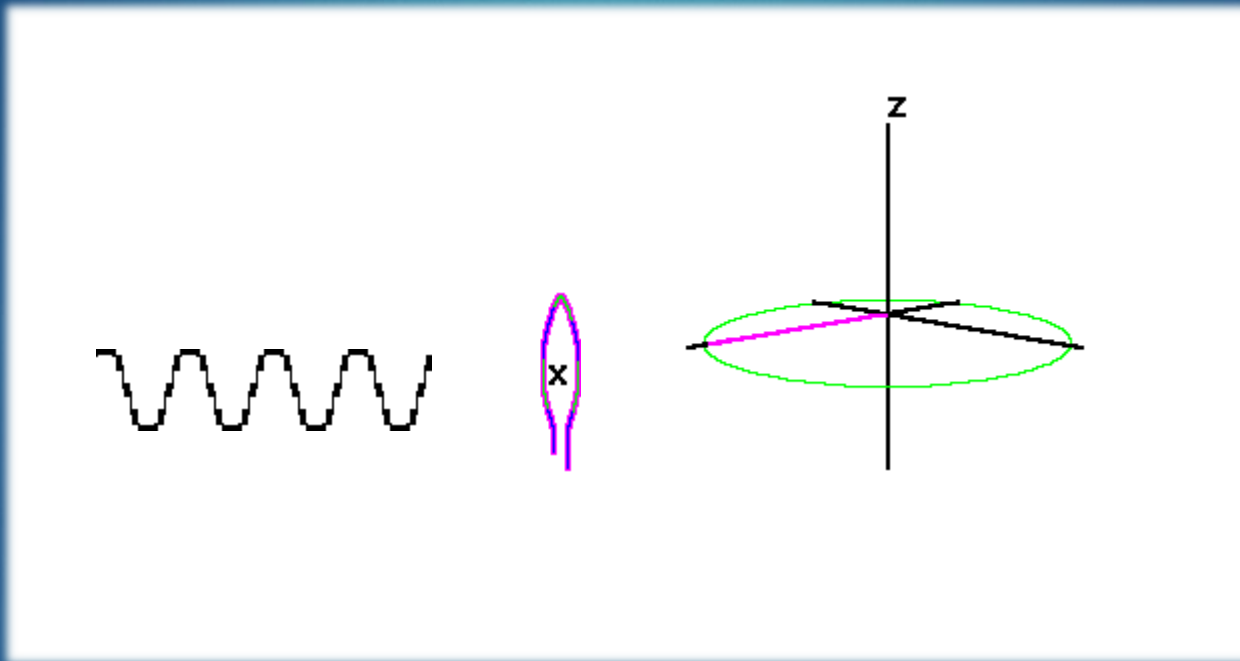
# “Free induction decay” - FID



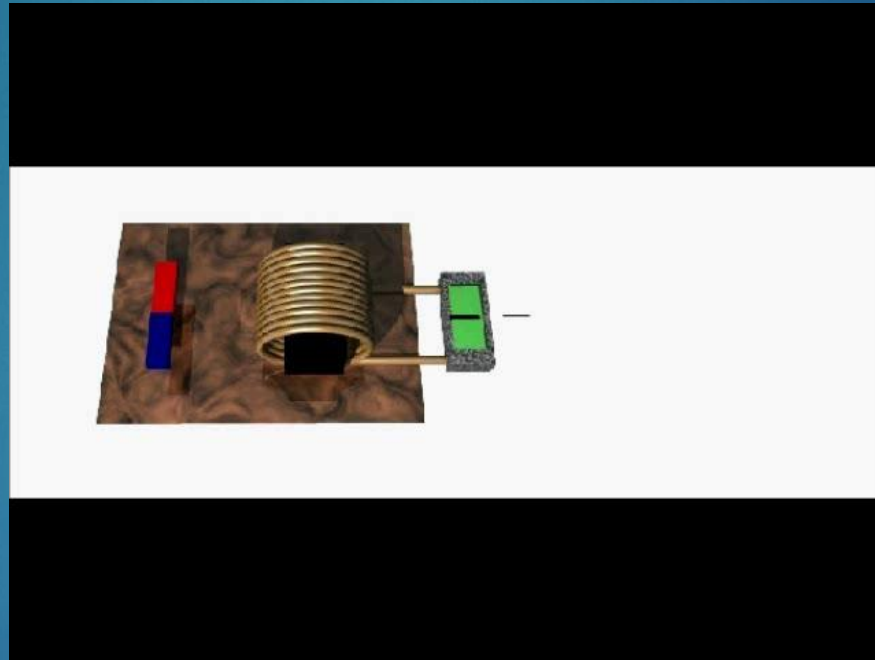
# “Free induction decay” - FID



# “Free induction decay” - FID

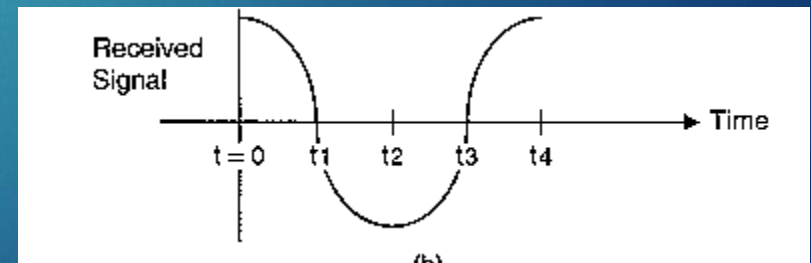
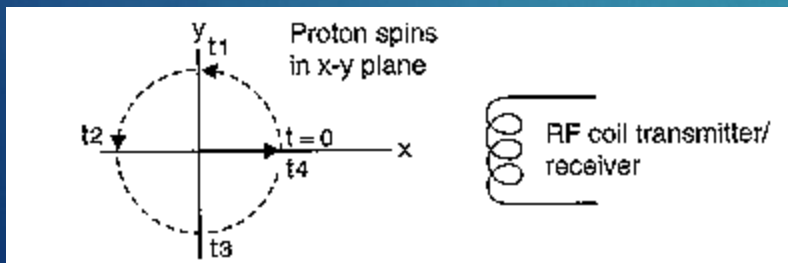


# “Free induction decay” - FID



# "Free induction decay" - FID

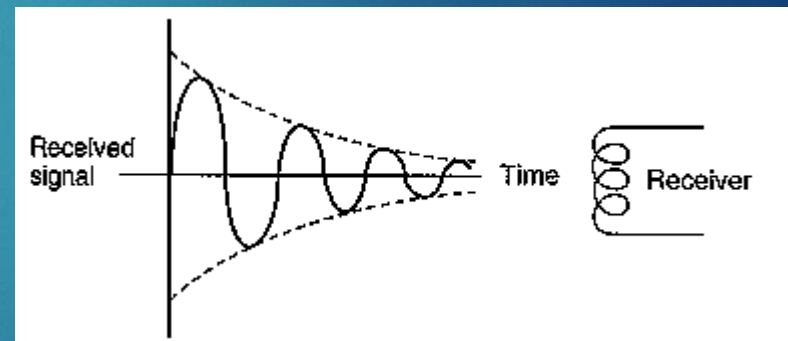
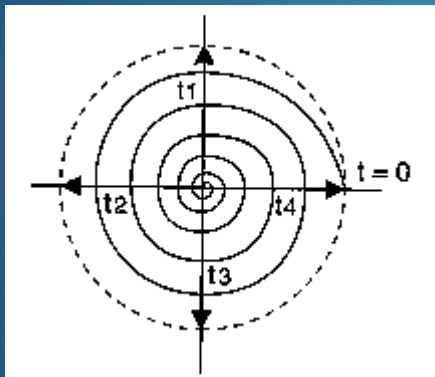
- "Free" refere-se ao fato de que o sinal é obtido sem a presença do campo magnético de radio frequência - B1.
- "Induction" indica que a corrente foi produzida utilizando-se o princípio de que um campo magnético variável dentro de uma bobina induz corrente elétrica.





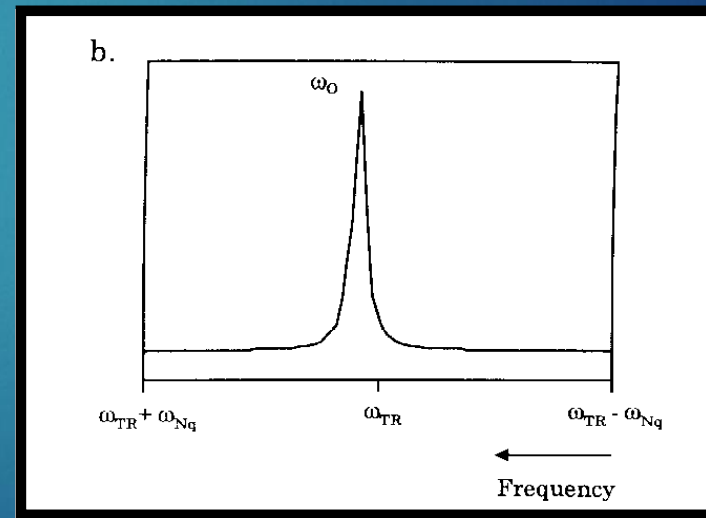
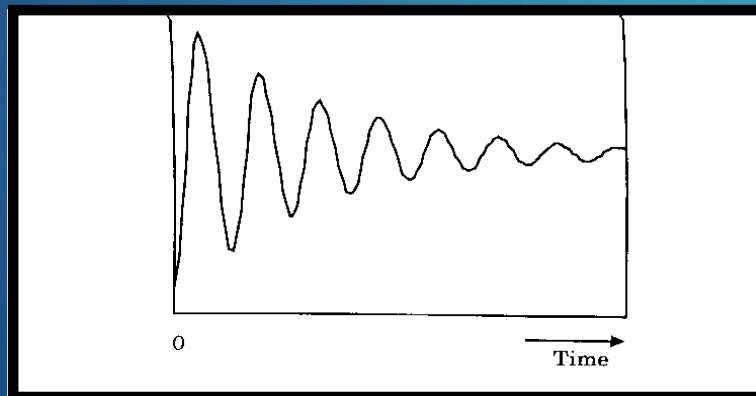
# “Free induction decay” - FID

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



# Transformada de Fourier

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

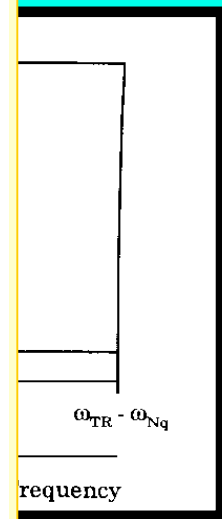
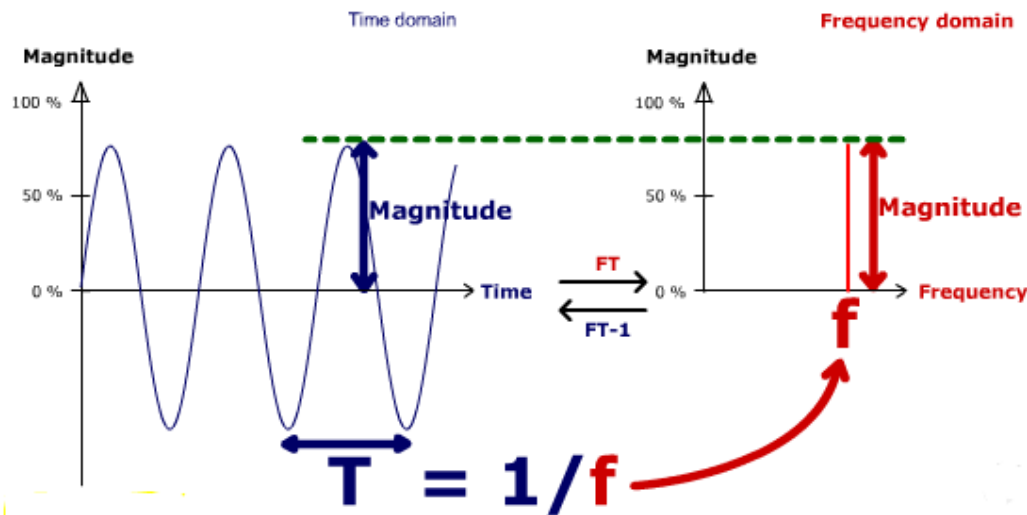


# Transformada de Fourier

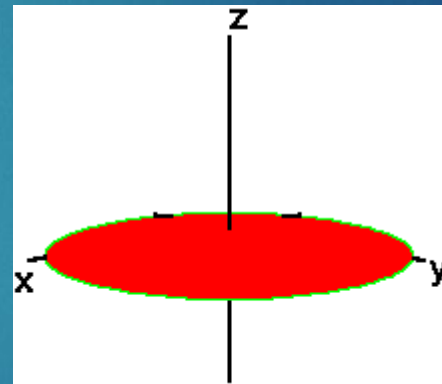
A Transformada de Fourier é uma operação matemática que decompõe o sinal em seus componentes de frequência.

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

do FID  
 gráfico de  
 função de

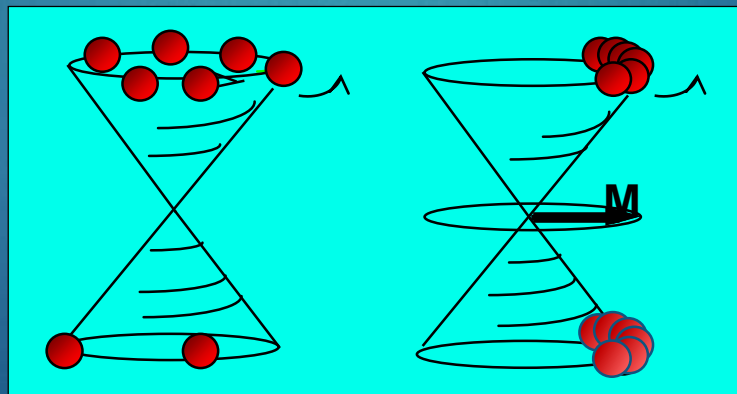


# O retorno ao equilíbrio



# O retorno ao equilíbrio

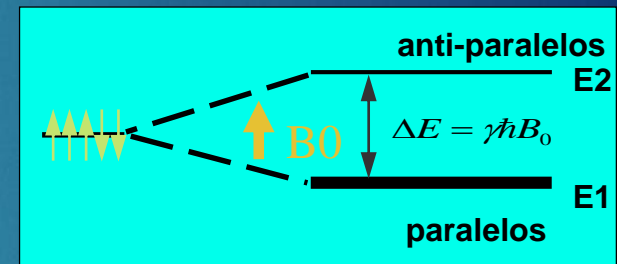
A magnetização  $M_0$  perturbada em seu equilíbrio por um pulso de radio frequência de  $90^\circ$  rotaciona no plano x-y, com todos os prótons precessando em fase.



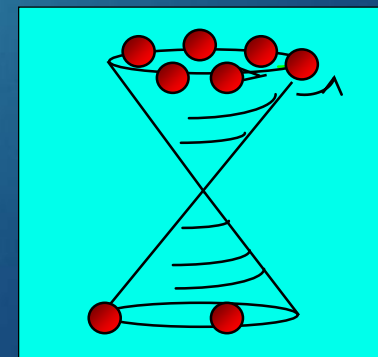
# O retorno ao equilíbrio

- ▶ Ao fim da aplicação do pulso de RF, dois eventos distintos ocorrem com os prótons individuais.

- ▶ voltarão ao estado de menor energia ( $T_1$ )



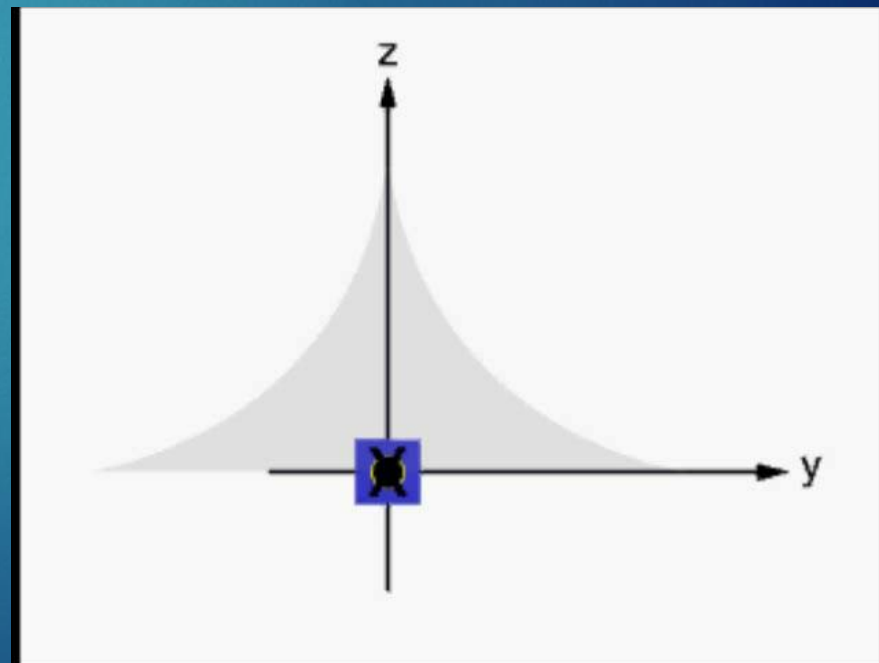
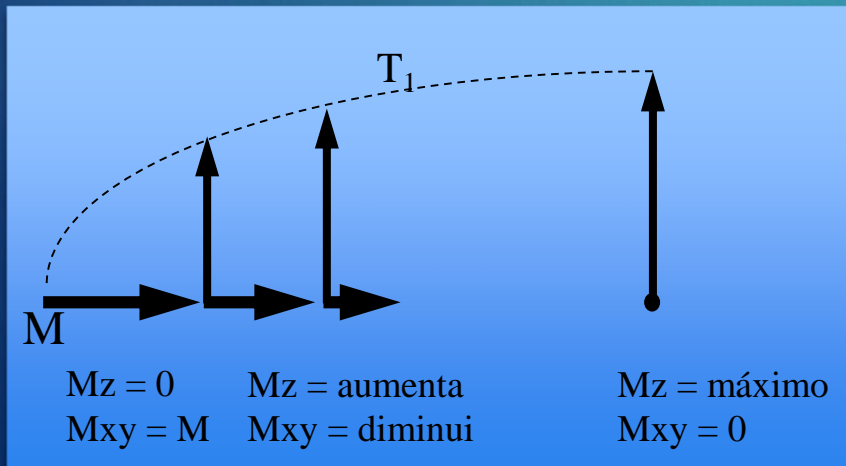
- ▶ seu movimento de precessão será defasado ( $T_2$ )



# 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

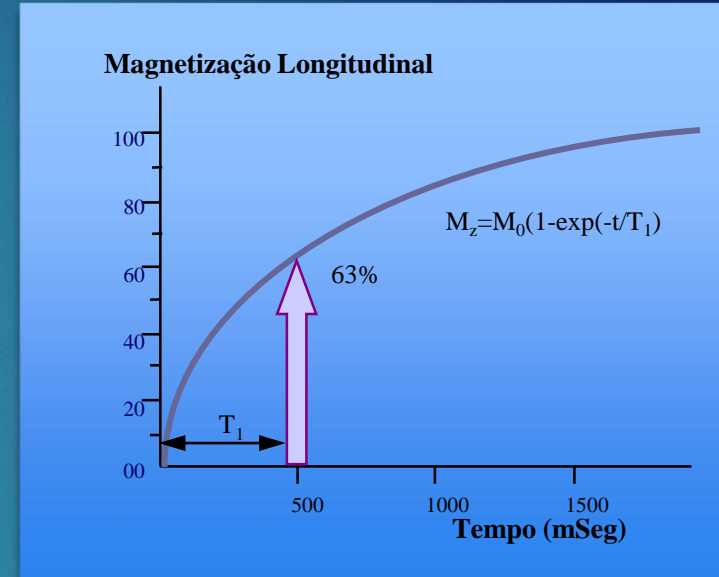
- ▶ Em equilíbrio térmico
  - ▶ excesso de prótons precessionando na orientação paralela.
- ▶ Após a aplicação de um pulso de  $90^\circ$ 
  - ▶ um número de prótons aproximadamente igual à metade do excesso passa a precessionar na orientação anti-paralela .
- ▶ O número de prótons nos dois estados de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



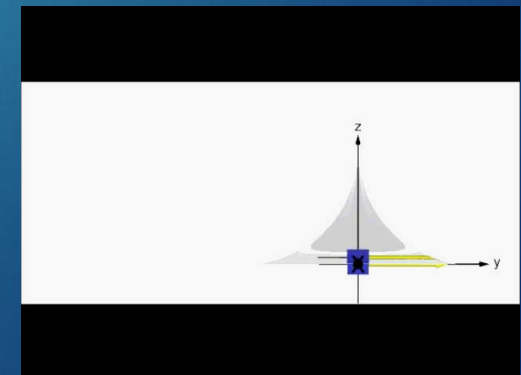
# T1 - relaxação spin-rede relaxação longitudinal

Após o fim da aplicação da RF, volta a haver mais prótons paralelos. Restabelecem-se 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.

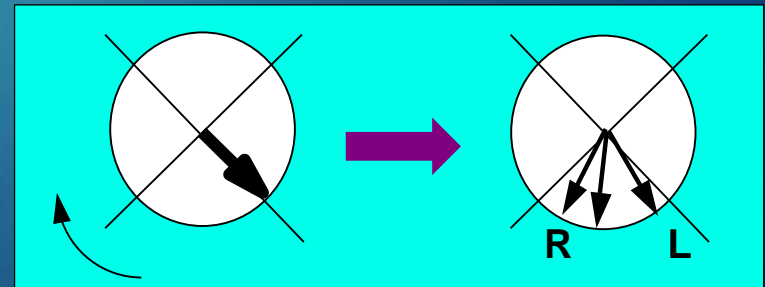


T1: tempo para que 63% da magnetização longitudinal inicial seja restituída



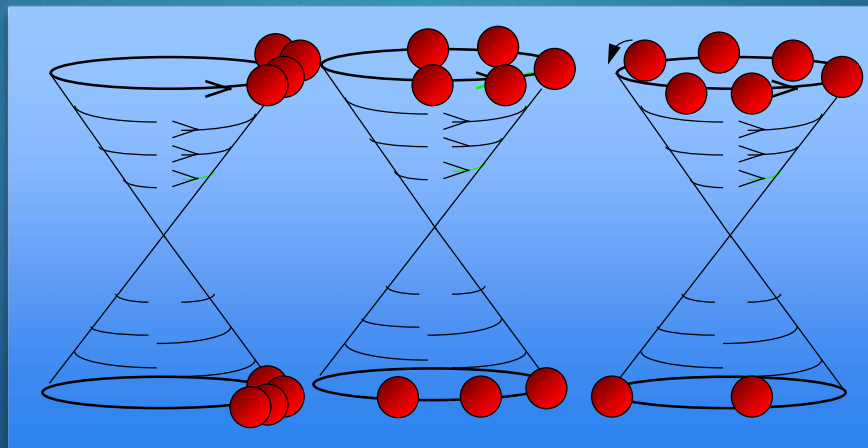
# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- ▶ 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 precessionam ligeiramente mais rápido (ou mais devagar) do que a frequência de Larmor



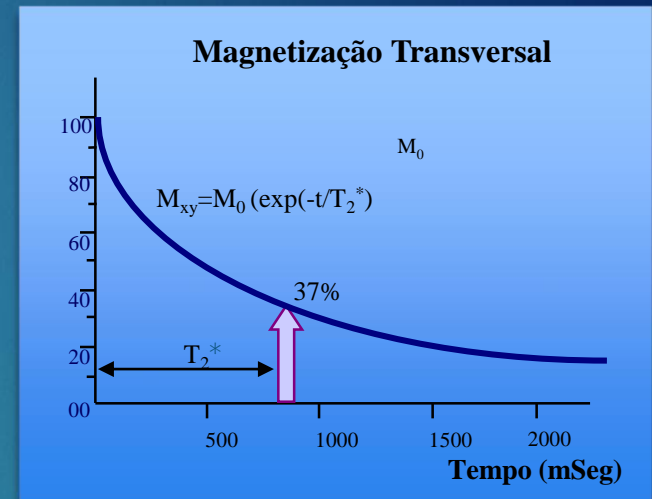
# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- ▶ 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.

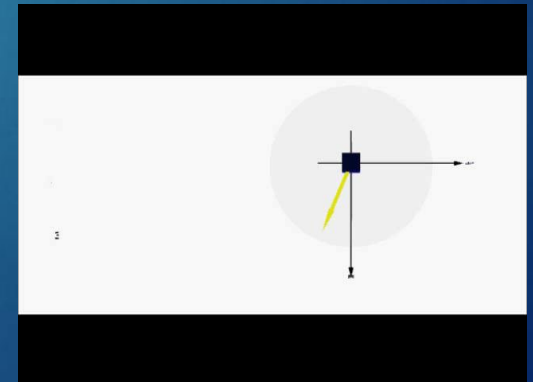


# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- A pequena diferença no 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  $T_2^*$ .



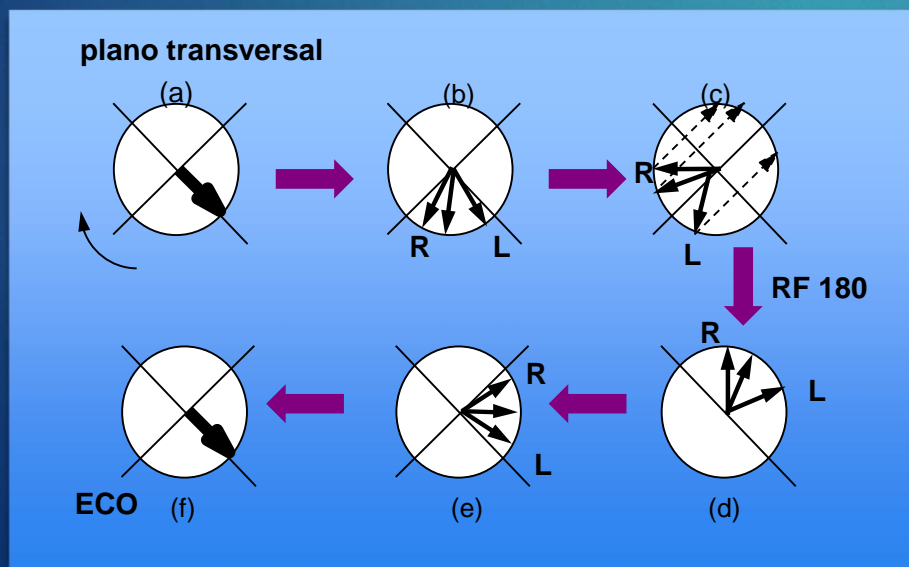
$T_2^*$ : tempo para que a magnetização transversal seja 37% do valor máximo



# T2 - relaxação spin-spin relaxação transversal

- ▶  $T_2$ : 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.



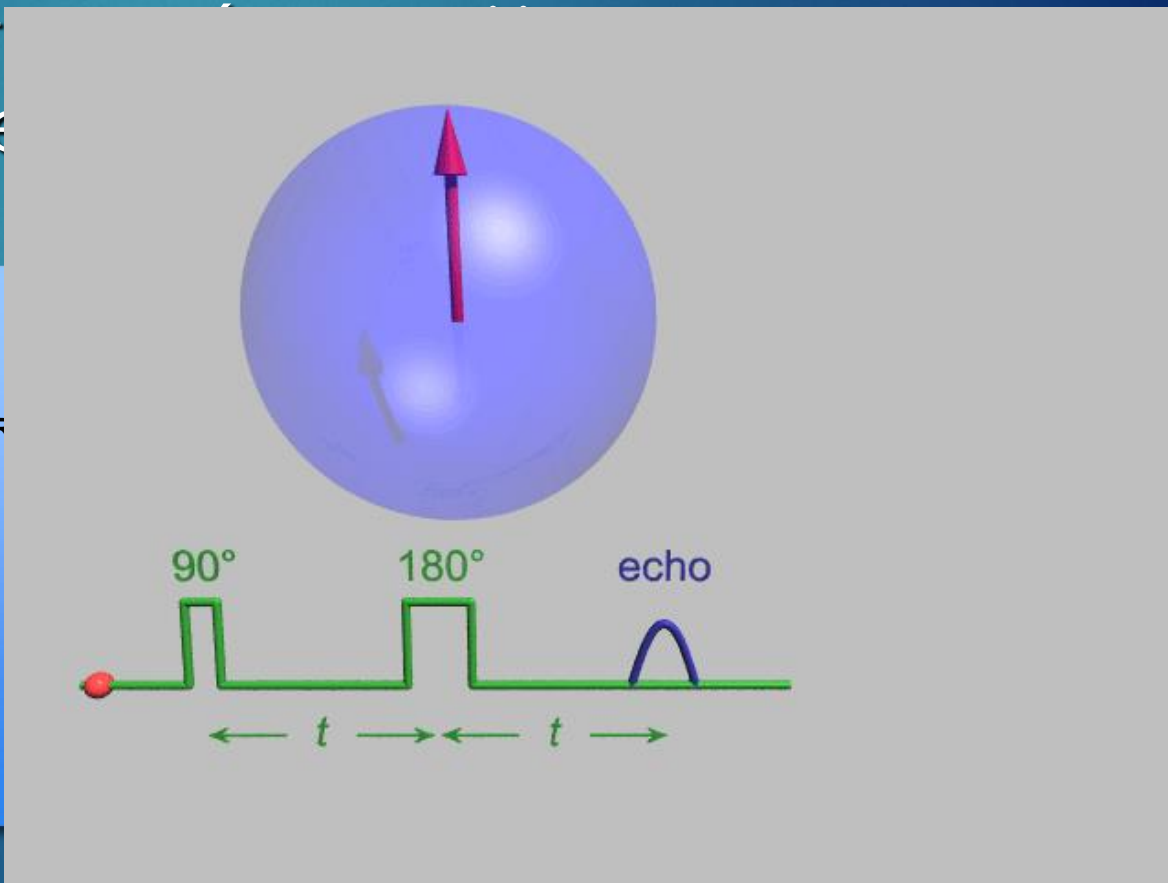
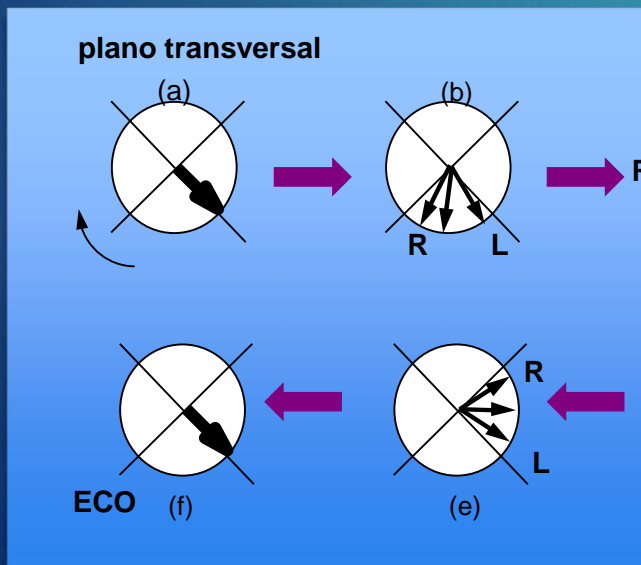
## Pulso de 180

Recupera fase devido às inhomogeneidades de campo

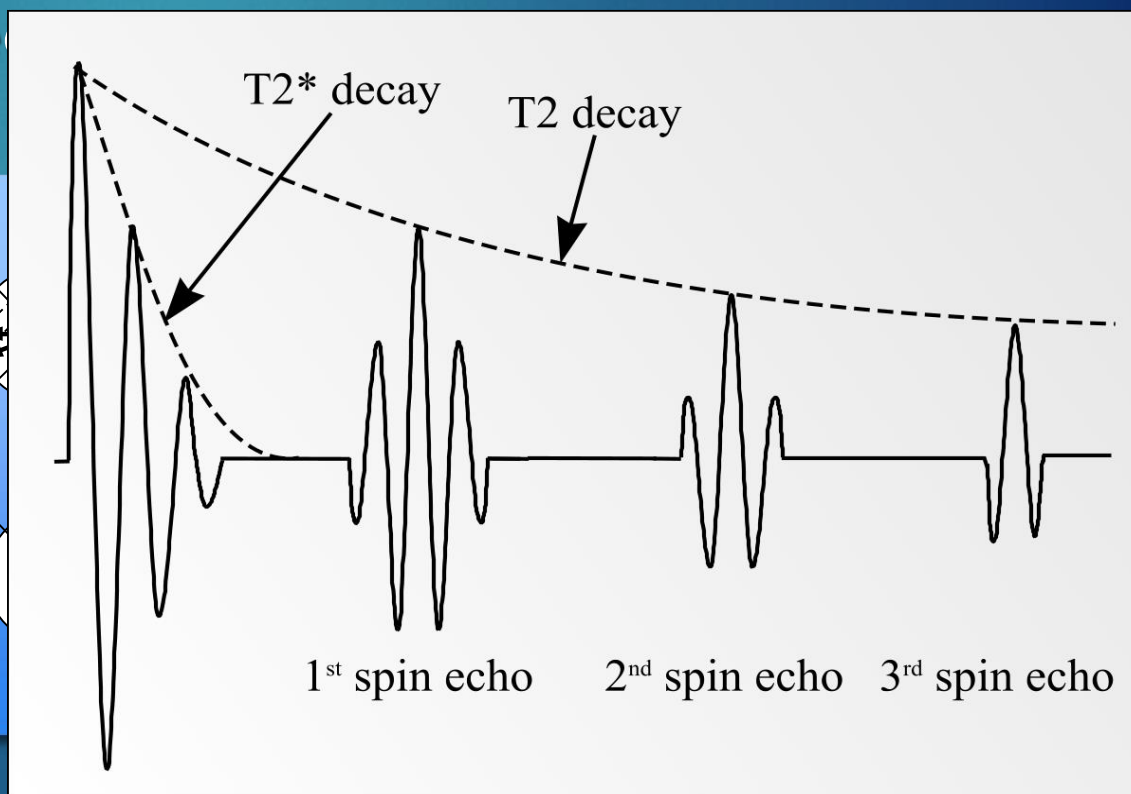
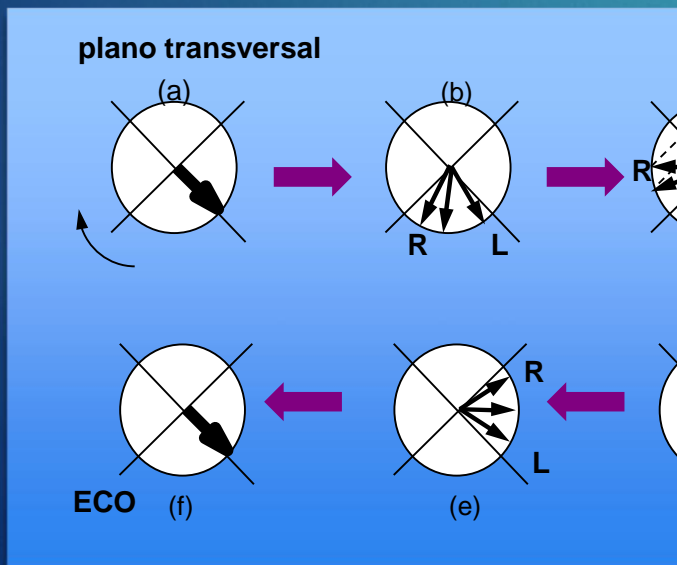
Eco: sinal é mais fraco

Efeito T2 (outros prótons)

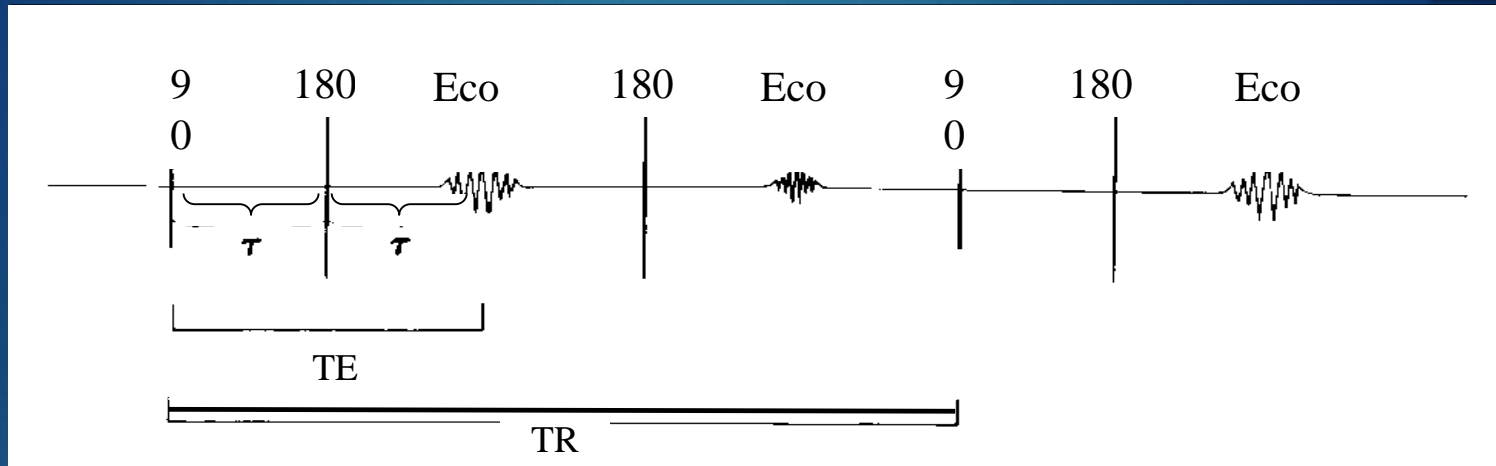
Para separar as duas fontes de variação do campo e isolar a componente causada pela presença de outra fonte de variação, a técnica de spin-eco



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

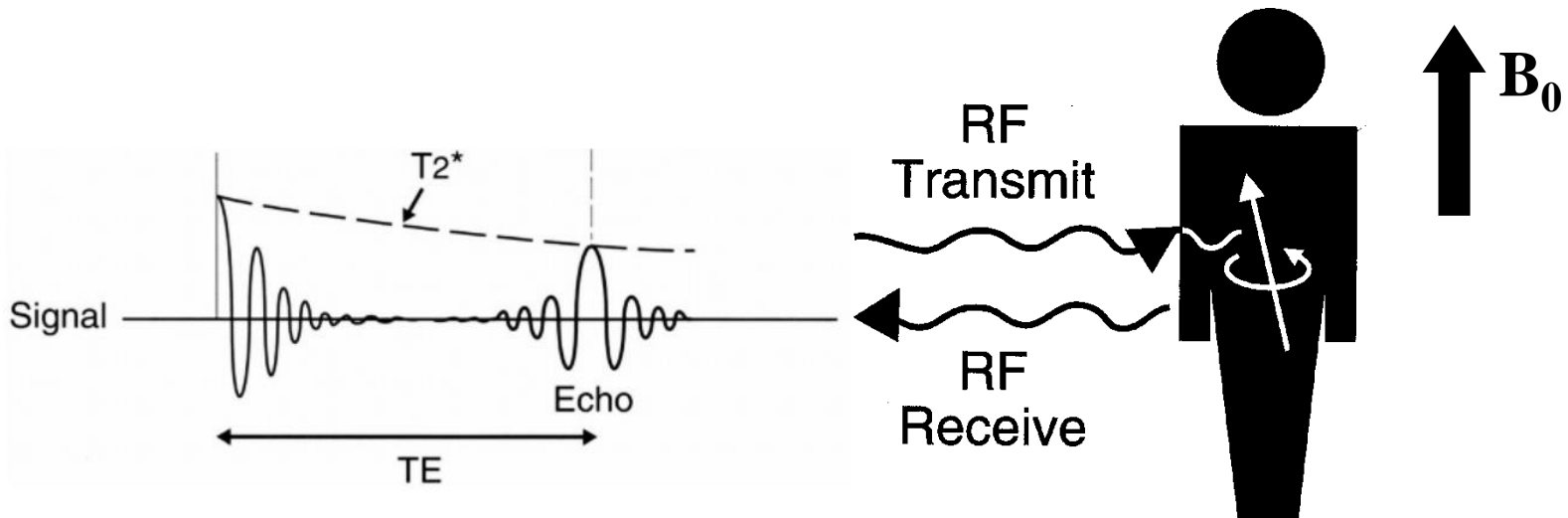






- ▶  $T_R$  (tempo de repetição): tempo entre a aplicação dos pulsos de  $90^\circ$ .
- ▶  $T_E$  (tempo de Eco): tempo entre a aplicação do pulso de  $90^\circ$  e a formação do eco.
- ▶ Podem ser aplicados mais pulsos de  $180^\circ$  com a geração de mais pulsos de eco.
- ▶ Para aplicar outra sequência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

# Resumindo ....



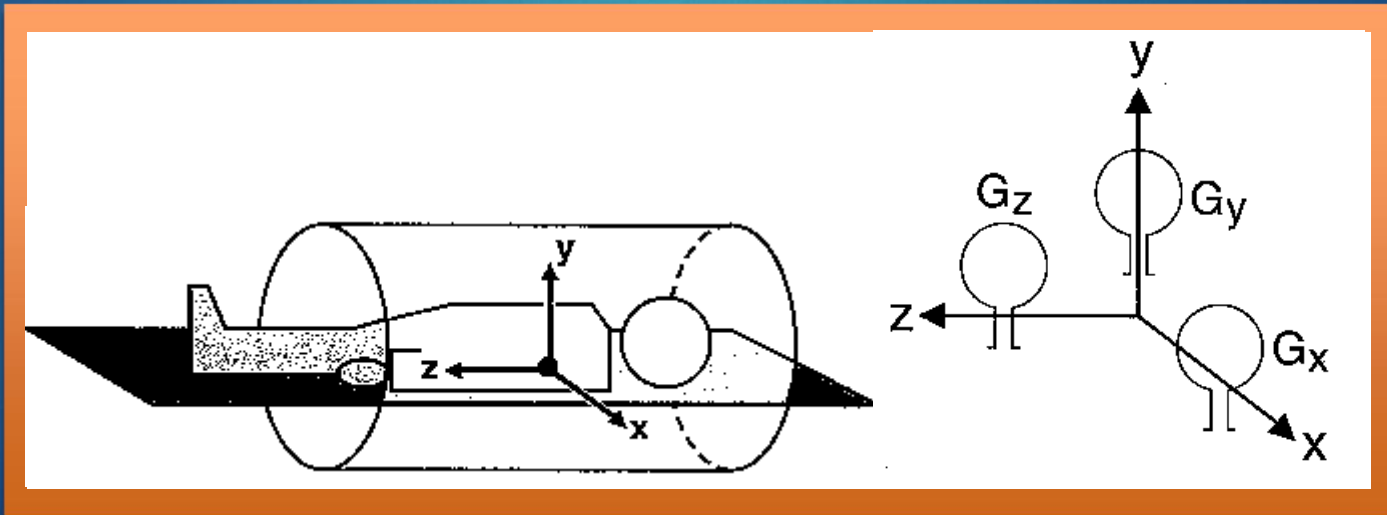
# Formação de imagens



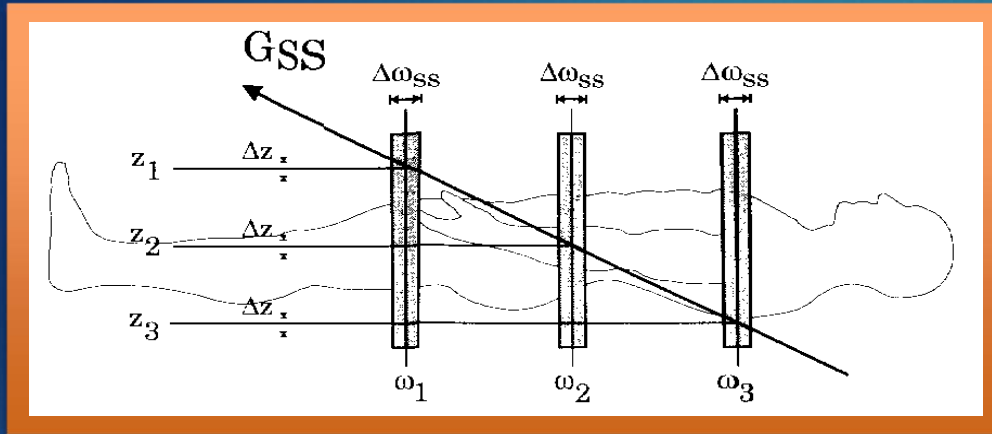
# Formação de imagens

## VARIAÇÕES ESPACIAIS NO CAMPO MAGNÉTICO

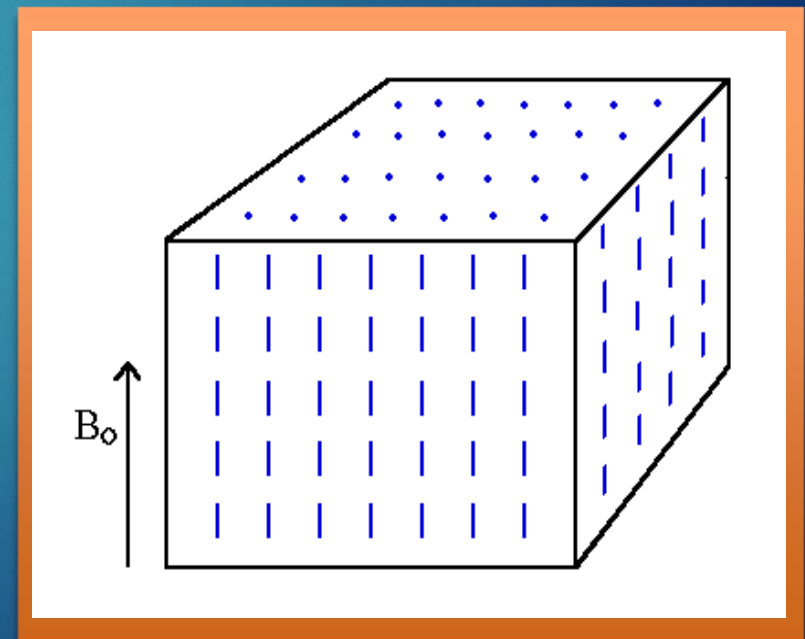
$$w_i = \gamma(B_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}_i)$$



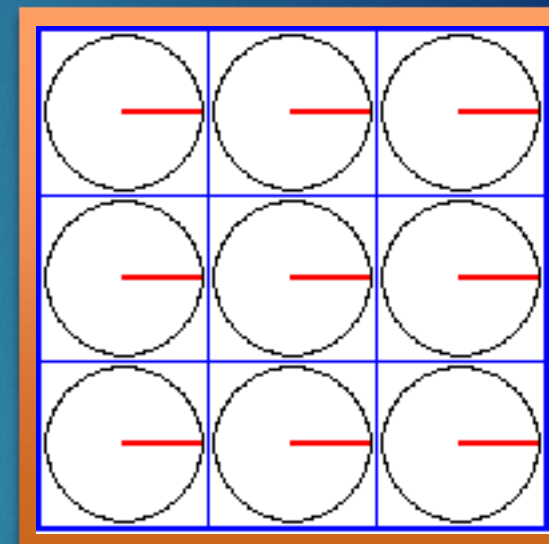
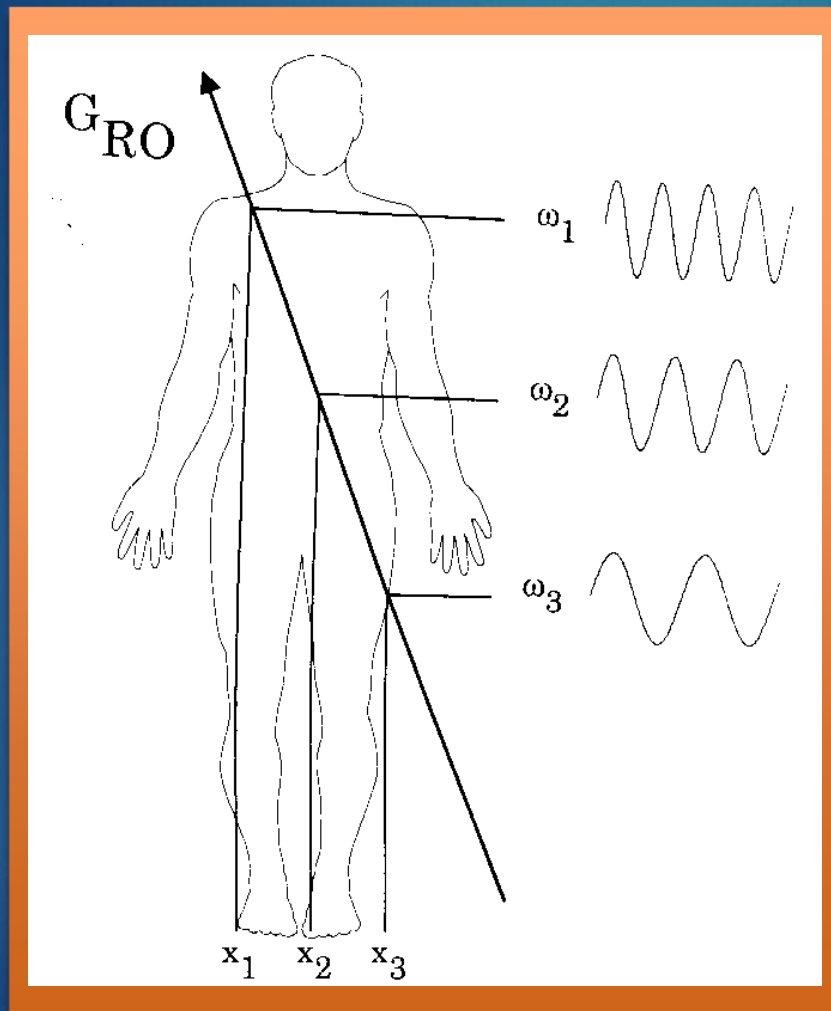
# Slice selection gradiente GSS



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

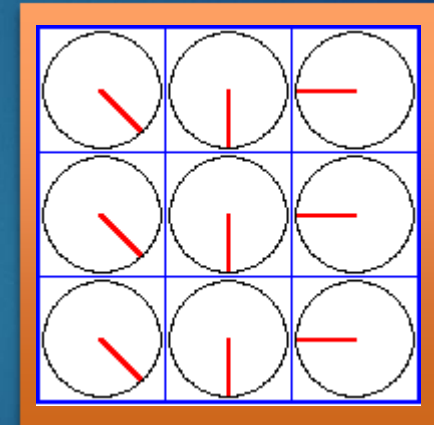
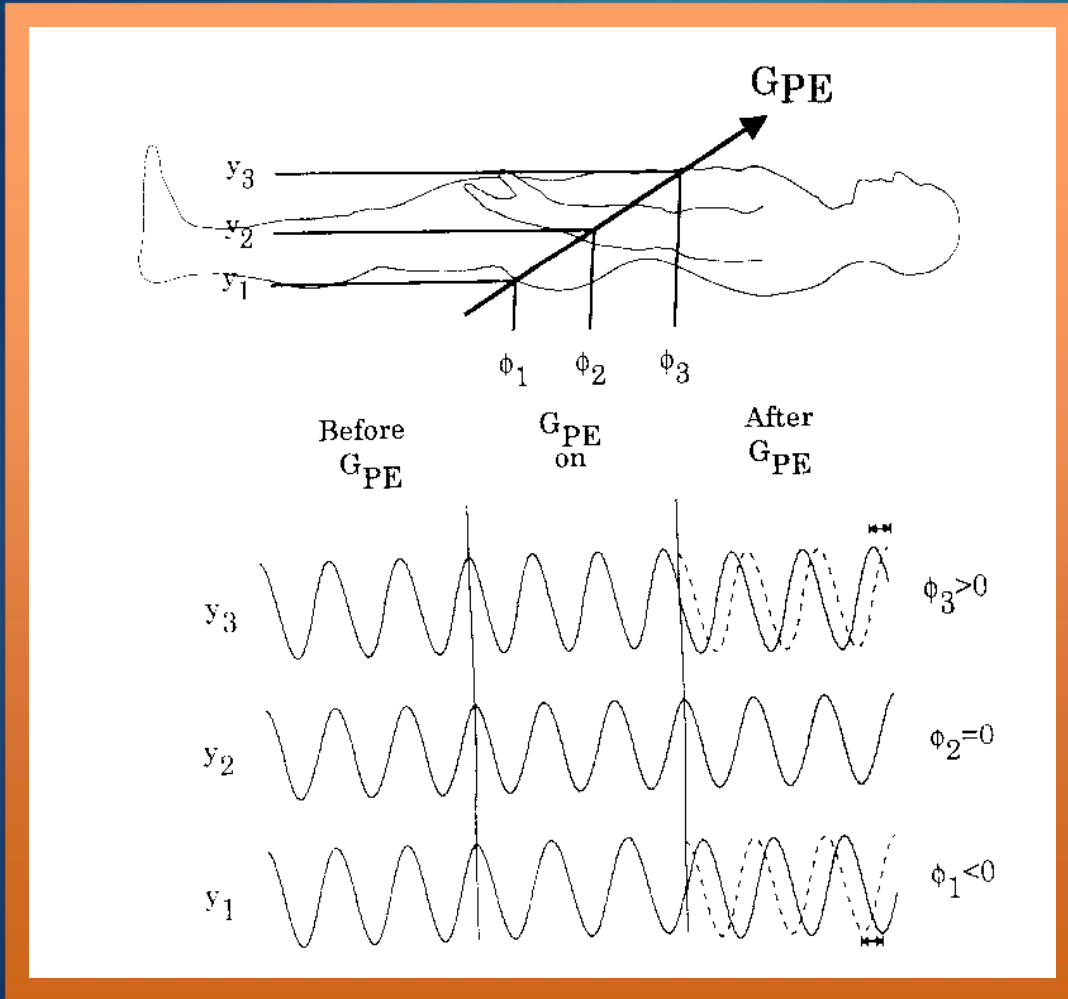


# Frequency encoding gradient-GFE

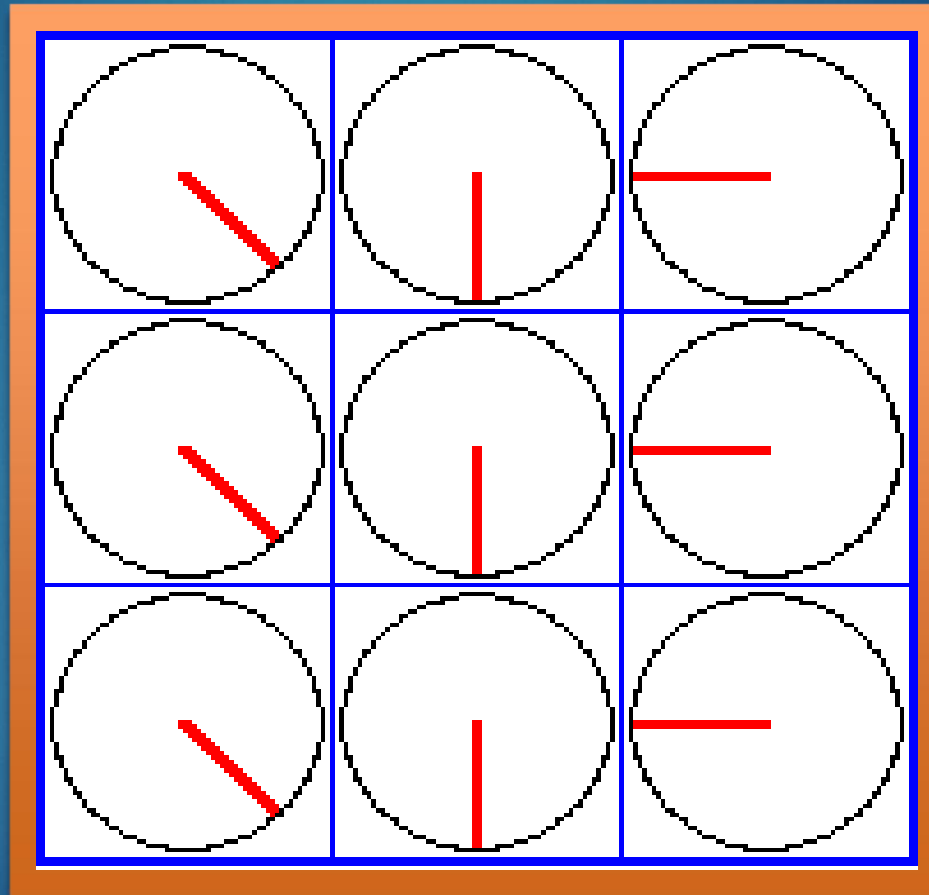


# Phase encoding gradient

## GPE

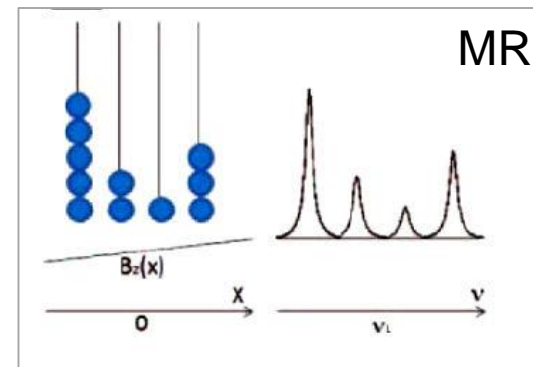
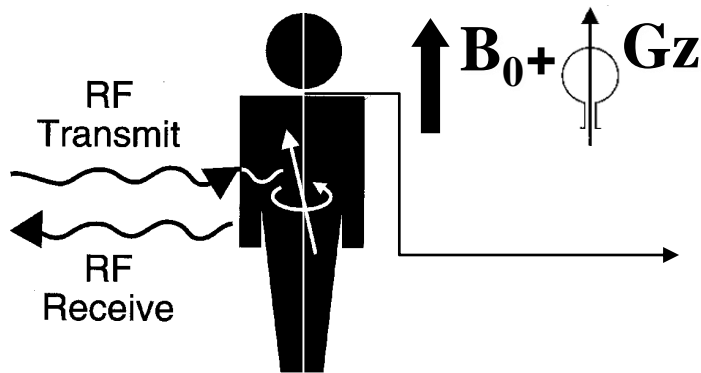
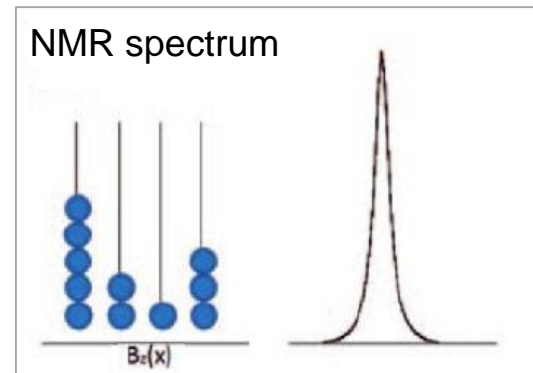
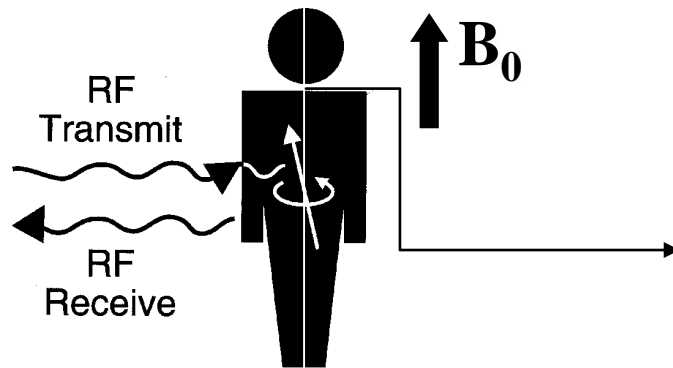


# Resultado em um slice

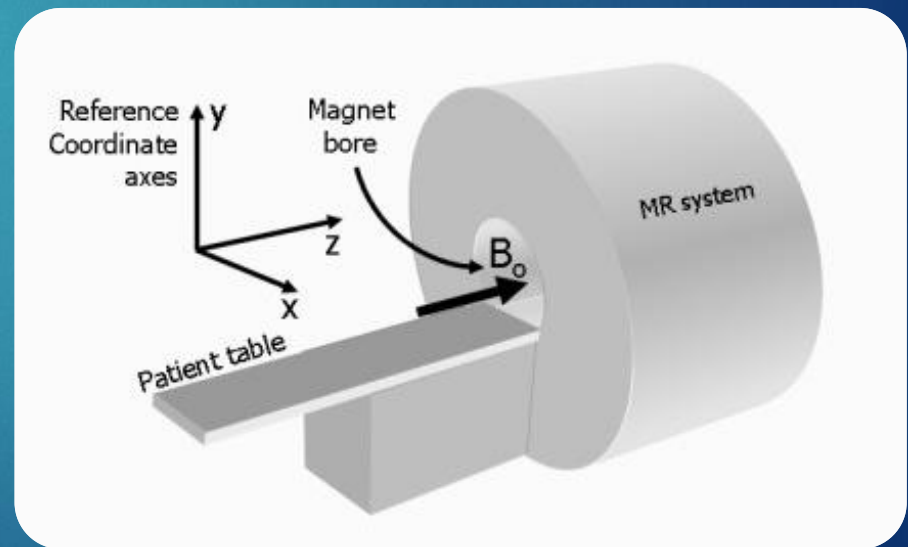




# Resumindo ....



# Aquisição de imagens

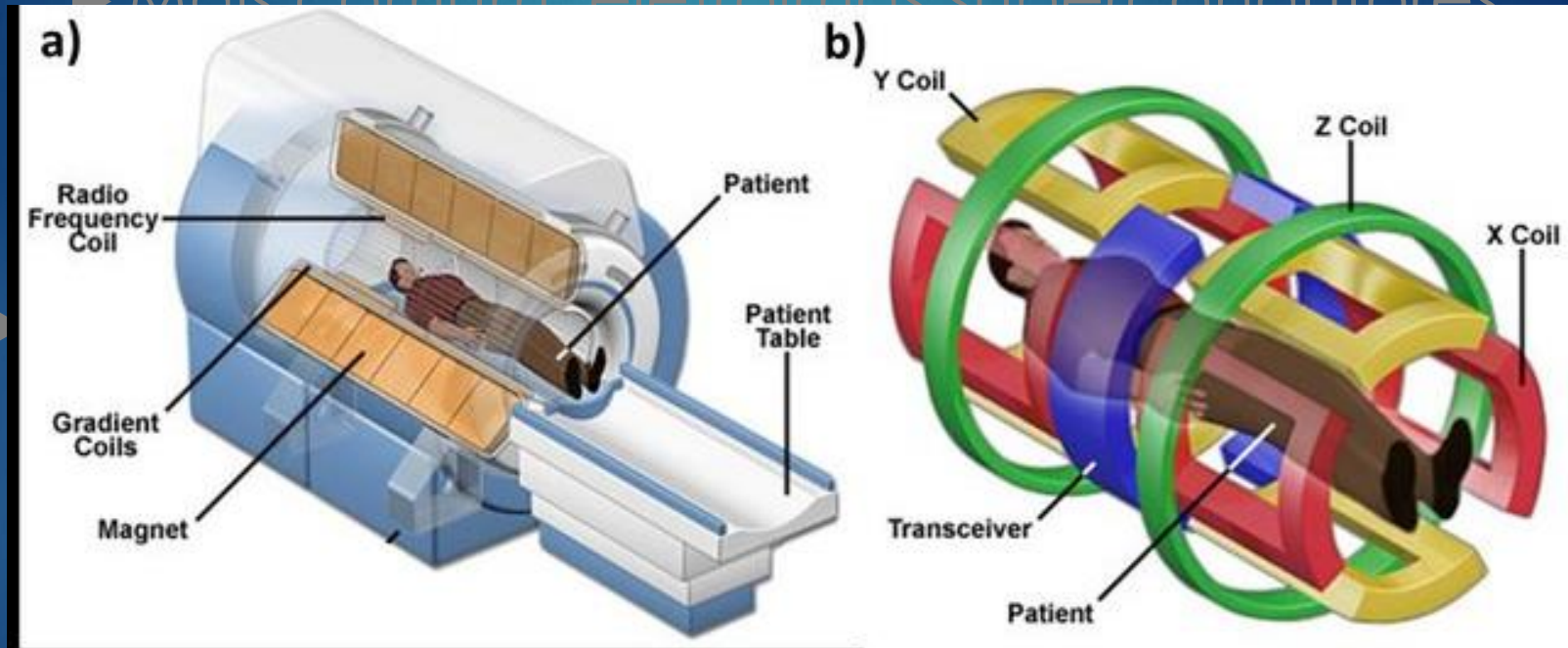


# Aquisição de imagens

- ▶ 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 ( $B_0$ )
  - ▶ Mais comum: eletroímãs supercondutores



## ▶ Bobinas (RF)

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

# Diferentes equipamentos (imãs)

## ▶ 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



Wide bore MRI



Standard (closed bore) MRI

Stand-up MRI

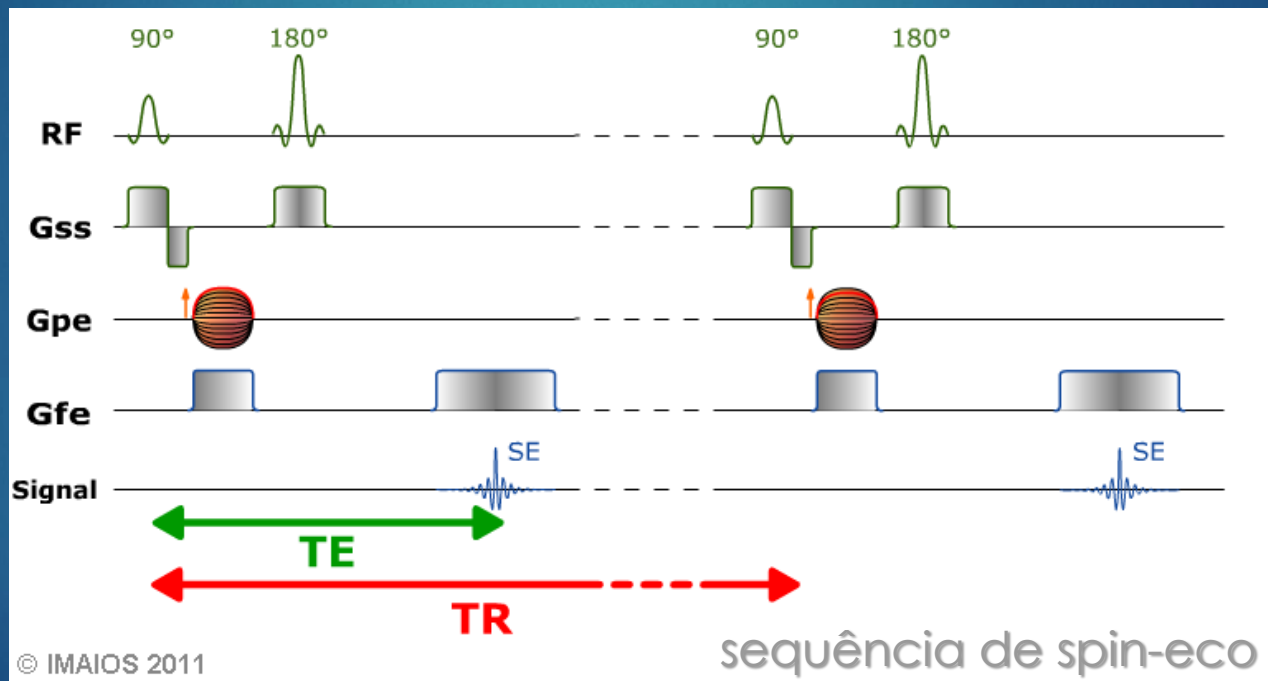


open MRI



# 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 do elemento é controlada pelos parâmetros selecionados e variáveis de duração dos pulsos.

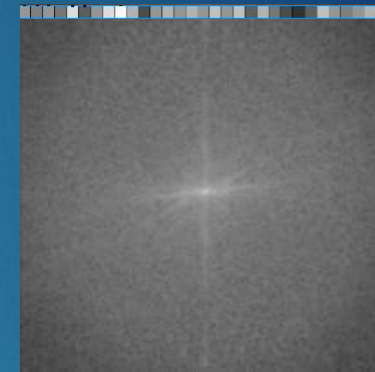
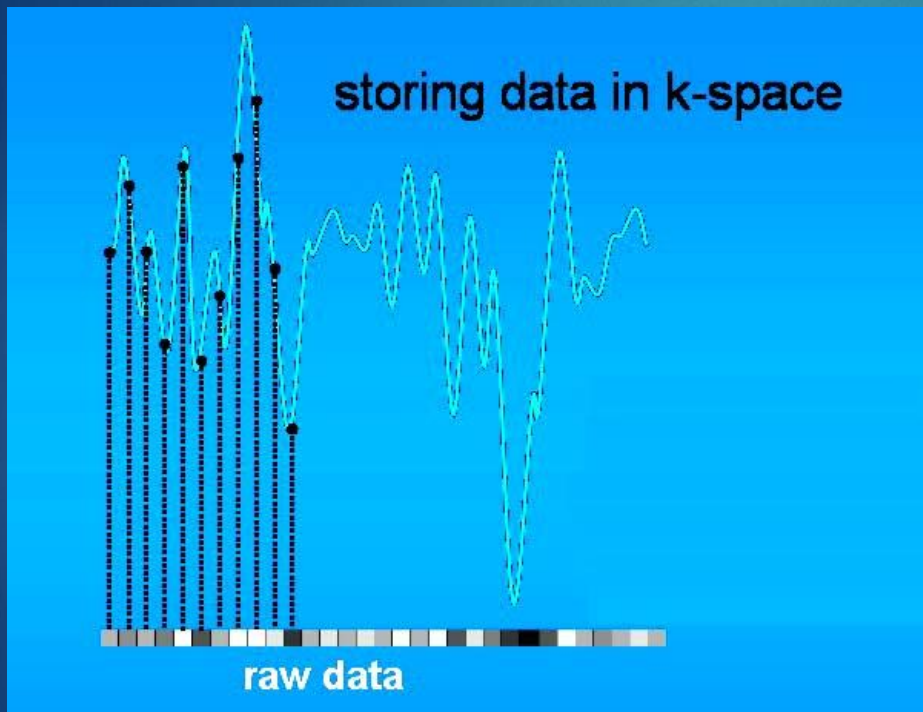
▶ Diferentes tipos de sequências diferentes

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 MRf BOLD Diffusion	Limited resolution Artifacts
Hybrid echo	++ speed SAR reduction	

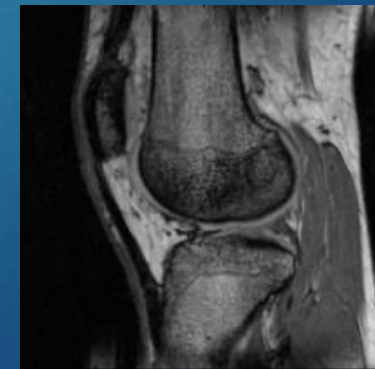
a  
ada  
e  
usam

# K-space

É a matriz de dados obtidos em RM.



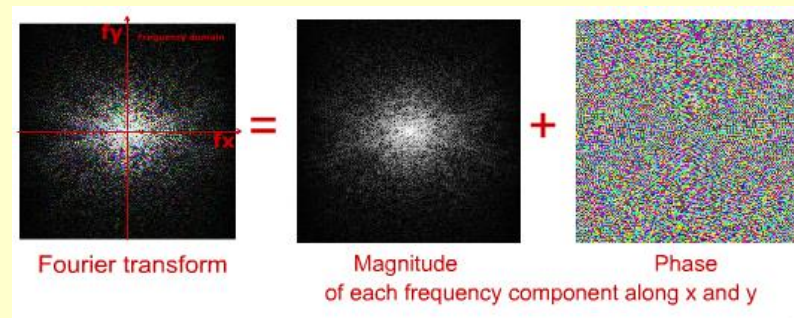
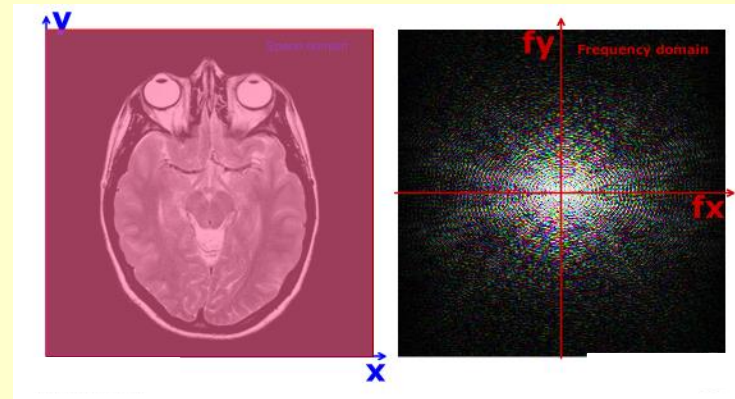
↓  $2DFT^{-1}$



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

# Resolução

- ◆ 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

Ex: sistema de  $1,5T$ , gradiente  $G_x=1\text{G/cm}$ .

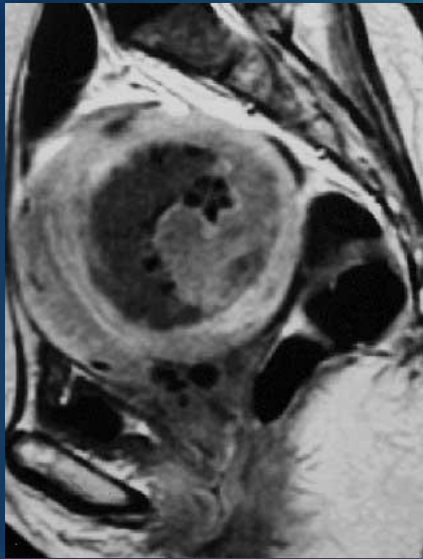
$T = 8\text{ms}$ ,  $\gamma$  (água) =  $26,751 \text{ rad/s/G}$

resolução =  $0.3 \text{ mm}$

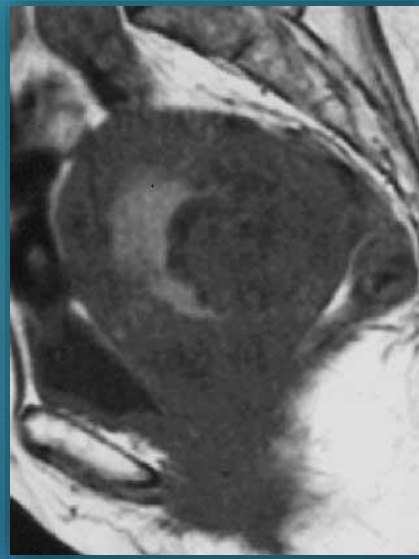
# Contraste

- ▶ 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.

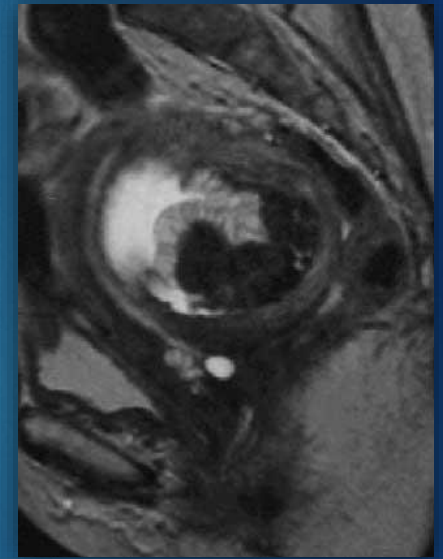
# Contraste



DP

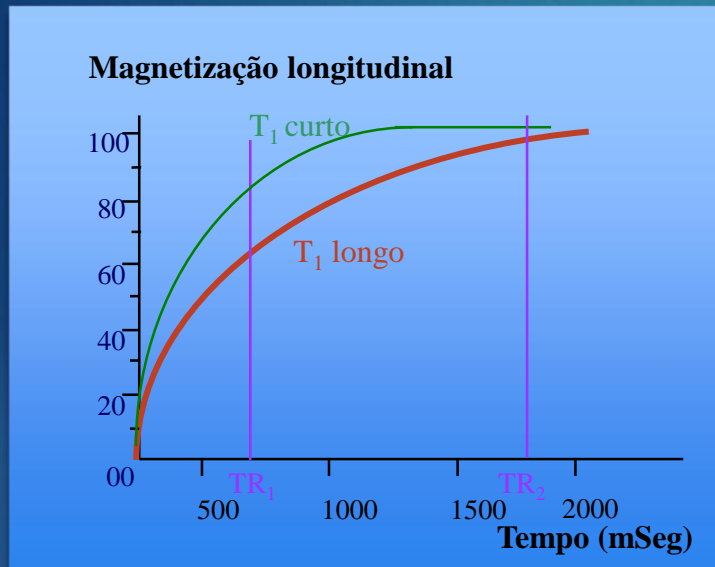


T1



T2

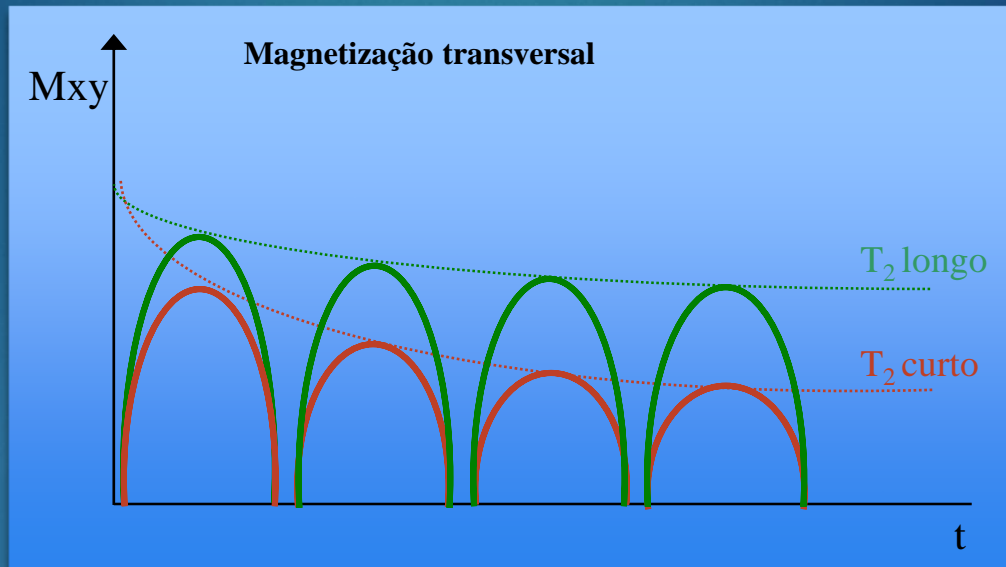
# Contraste - $T_1$



$T_1$  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 - $T_2$

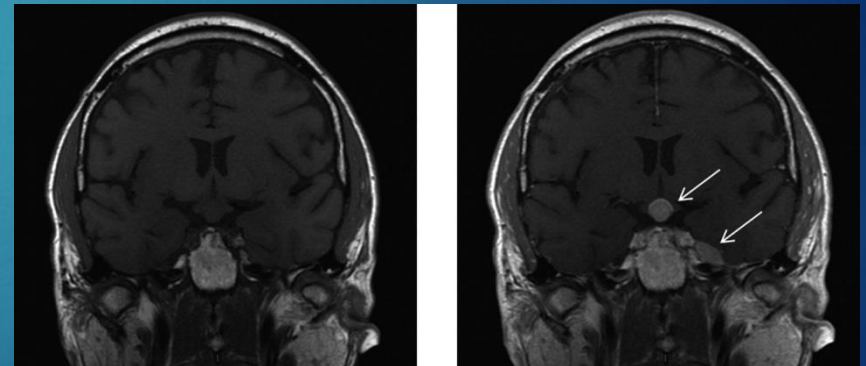


- $T_2$  pode ser evidenciado se o tempo de eco ( $T_E$ ) for aumentado.
- Como a amplitude do pulso é função de  $T_2$ , o sinal proveniente do tecido com  $T_2$  mais longo terá maior amplitude.



# 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

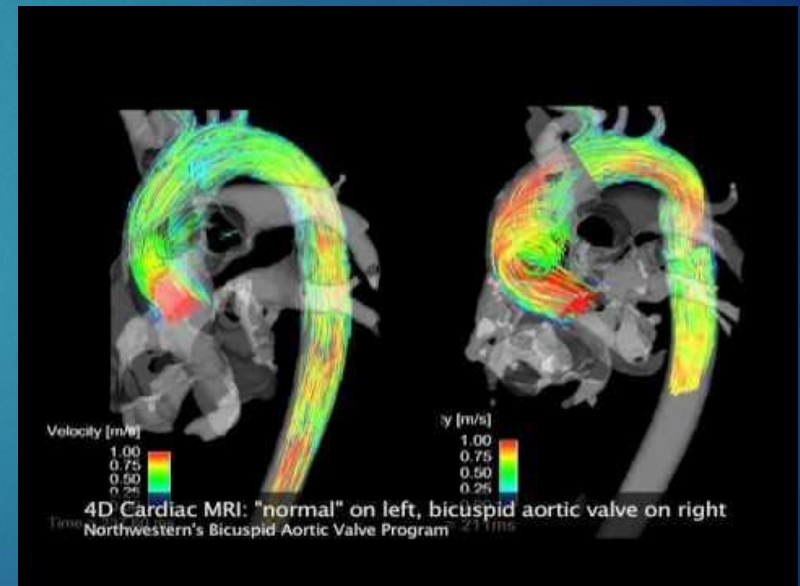
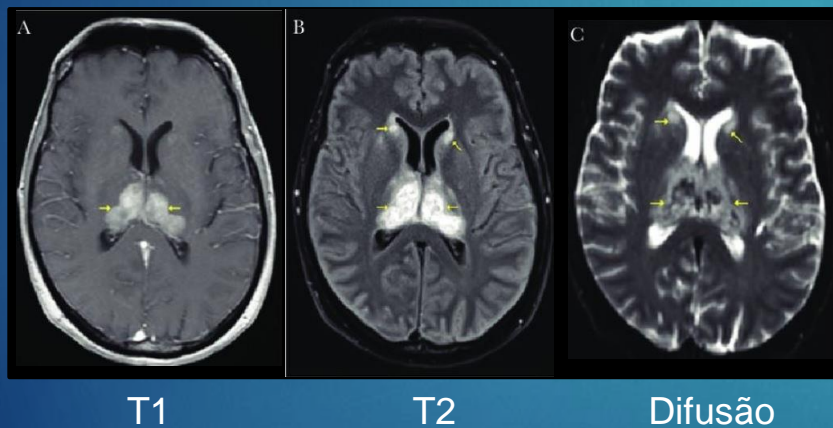


Imagem de fluxo sanguíneo aorta

# 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

# Segurança

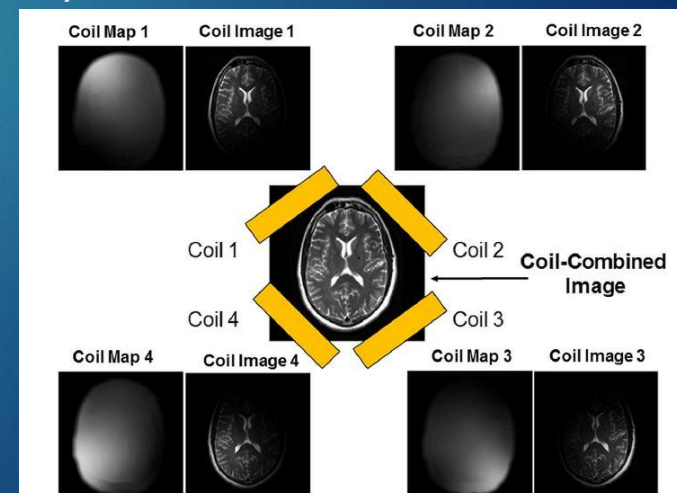
- Campo magnético  $B_0$ 
  - Cada vez mais intensos
  - Metais na presença  $B_0$ 
    - Efeito projétil (objetos externos);
    - Deslocamentos de objetos metálicos no corpo (implantes).
  - Marca-passo
- Campos de RF: SAR (specific absorption rate): energia depositada no paciente
  - Padrões: objetivo é limitar a dose aceitável máxima em pacientes submetidos a exames de RM (IEC 60601-2-33 standard).

# Equipamento – notas

- ▶ Sistemas *wide bore*, *short bore*, abertos
- ▶ 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
- ▶ Sistemas de RF (*RF receiver coil designs - modular approach* →

*unbundled phased arrays coils (multiple receive channels)*)

- ▶ < tempo de aquisição
  - ▶ *parallel* (SMASH, SENSE)
  - ▶ *K-T Sparse*
- ▶ Melhoria da SNR: Contraste



# Referências

## MRI Básico

- [www.imaios.com/en/](http://www.imaios.com/en/) (on line courses - medicine)
- <http://www.magnetic-resonance.org/> (on line book – Rinck P. Magnetic Resonance in Medicine. The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum. 6th edition. 2012. Electronic version 6.8; 5 July 2013. [www.magnetic-resonance.org](http://www.magnetic-resonance.org) )
- <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.
- W.T. Sobol. Recent advances in MRI technology: Implications for image quality and patient safety. Saudi Journal of Ophthalmology (2012) 26, 393–399.
- Deepak Patkar, Vijay Jadhav, Chetan Jathar. New Advances in MRI. <http://medind.nic.in/jav/t13/i1/javt13i1p59.pdf>
- Daniel K. Sodickson, Warren J. Manning. Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH): Fast imaging with Radiofrequency Coil Arrays. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.1910380414/pdf>

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

Obrigada!