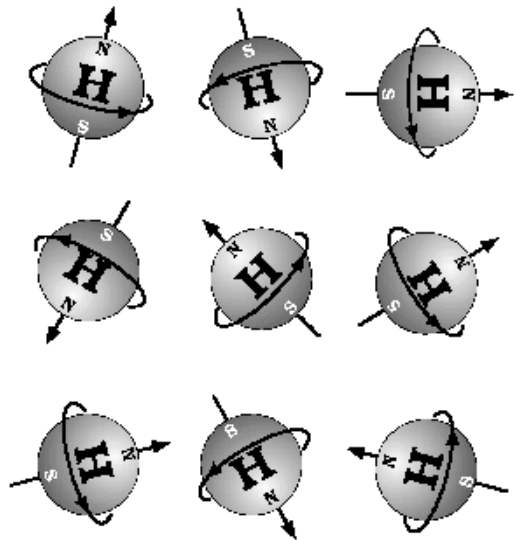


## Spin nuclear



Núcleos atômicos agem  
como pequenos ímanes  
com  
*momento magnético  $\mu$*

## Common NMR Active Nuclei

Isotope	Spin $I$	%age abundance	$\gamma/2\pi$ MHz/T
$^1\text{H}$	1/2	99.985	42.575
$^2\text{H}$	1	0.015	6.53
$^{13}\text{C}$	1/2	1.108	10.71
$^{14}\text{N}$	1	99.63	3.078
$^{15}\text{N}$	1/2	0.37	4.32
$^{17}\text{O}$	5/2	0.037	5.77
$^{19}\text{F}$	1/2	100	40.08
$^{23}\text{Na}$	3/2	100	11.27
$^{31}\text{P}$	1/2	100	17.25

$$\mu = \gamma \hbar I; \quad \hbar = h / 2\pi = 6.58211899 \times 10^{-16} \text{ eV} \cdot \text{s}$$

$\gamma =$  razão giro-magnética

$I = \text{spin}$

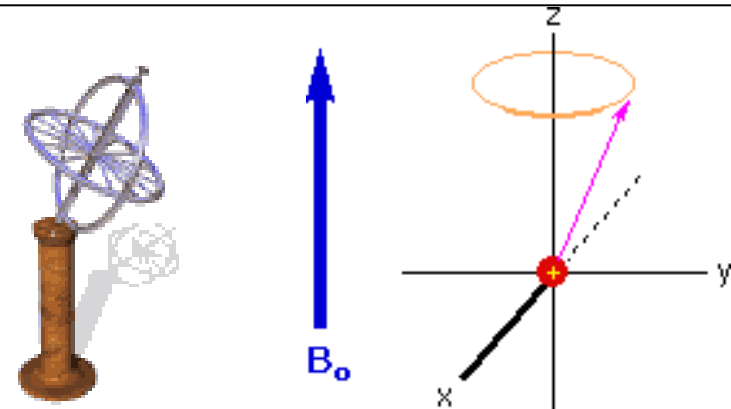
sinal será  
proporcional a  $\gamma^2$



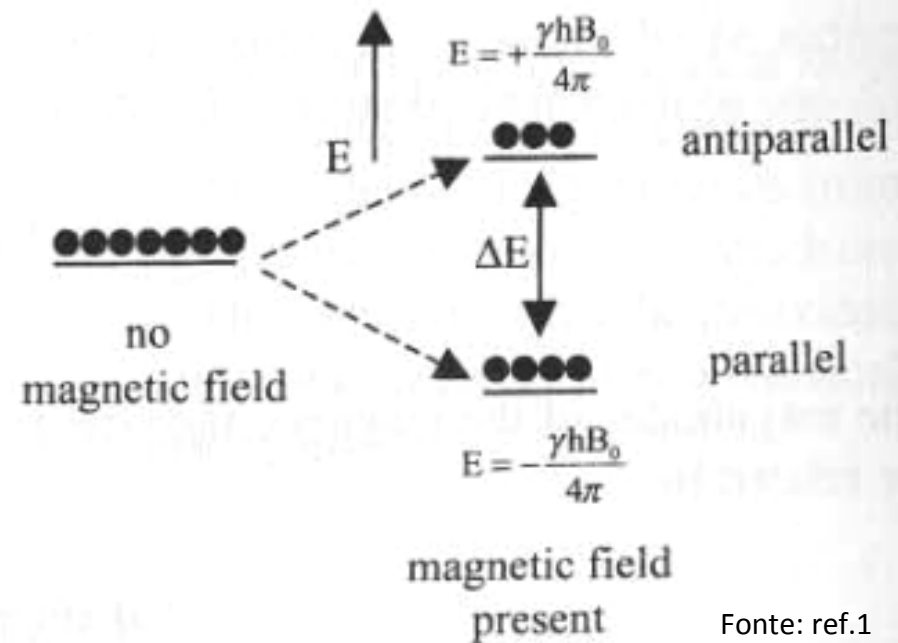
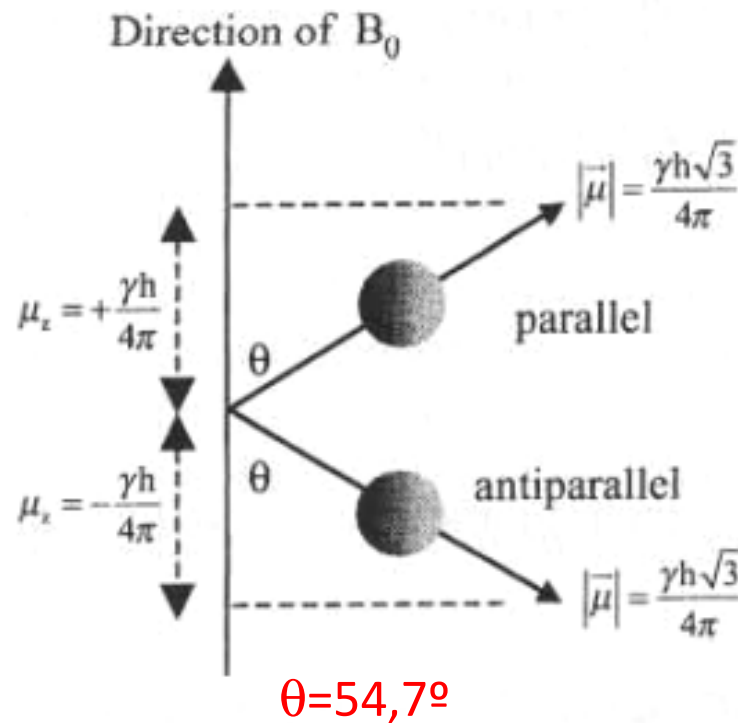
## Precessão

Quando um momento magnético  $\mu$  é colocado num campo magnético exterior  $B_0$  existe um binário  $C = \mu \wedge B_0$  que tende a alinhar  $\mu$  com  $B_0$ .

Mas o alinhamento não é perfeito devido a um efeito quântico



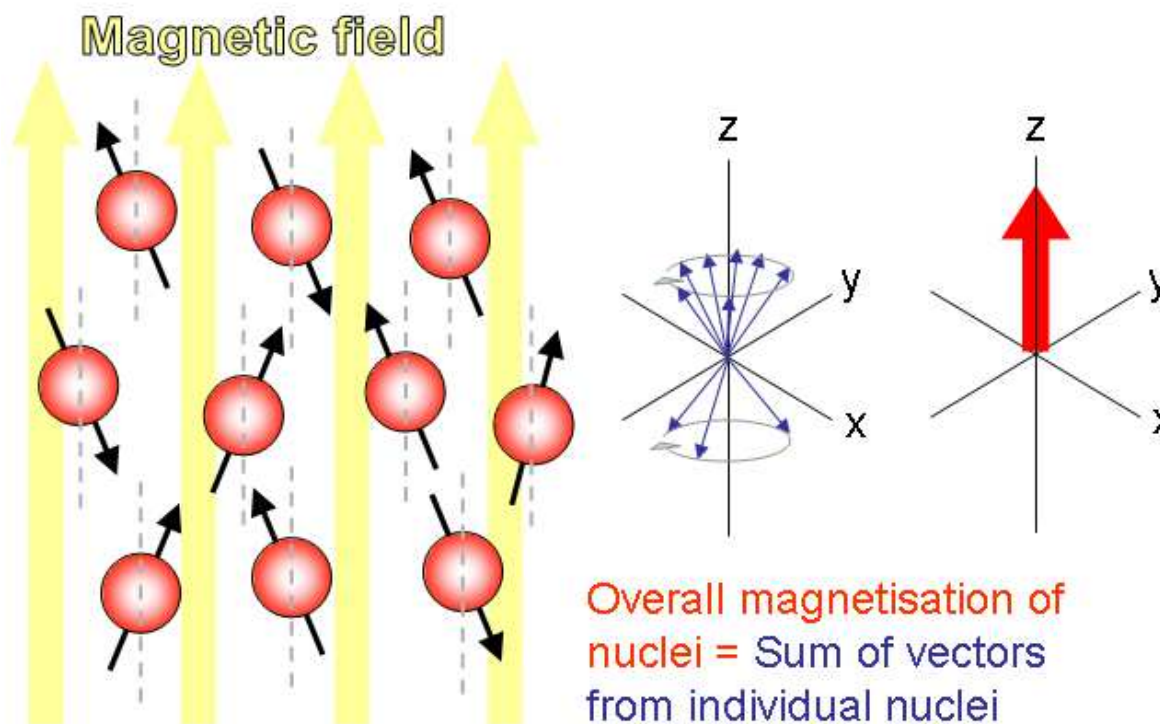
Frequência de precessão (de Larmor)  $\omega_0 = \gamma |\vec{B}_0|$



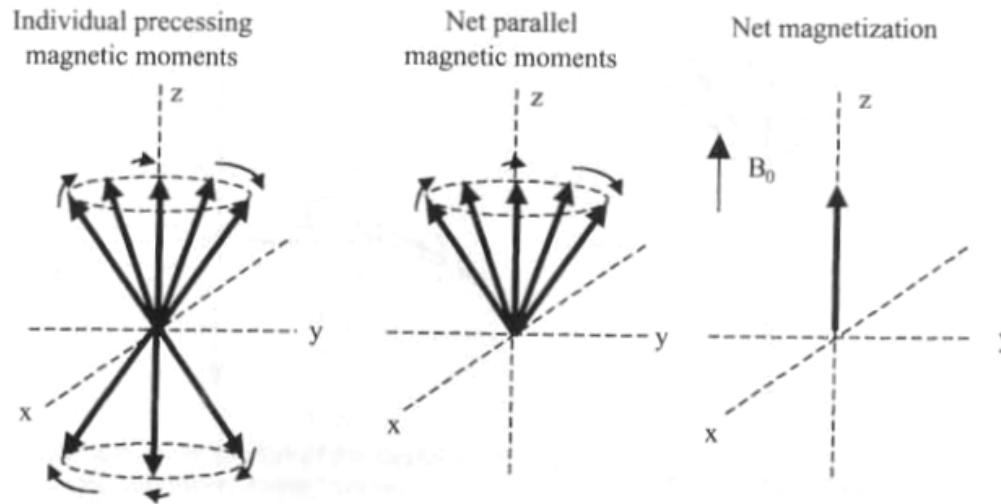
Fonte: ref.1

## Magnetização

Devido à agitação térmica, alguns núcleos irão precessar na posição alinhada e outros na posição anti-alinhada. Como não estão em fase, o resultado médio é uma pequena magnetização na direcção de  $B_0$ .



## Magnetização



A magnetização é

$$M = \frac{\gamma \hbar}{2} (N_{//} - N_{anti //}) = N_{total} \frac{(\gamma \hbar)^2 |B_0|}{4kT}$$

As duas populações seguem uma distribuição de Boltzmann

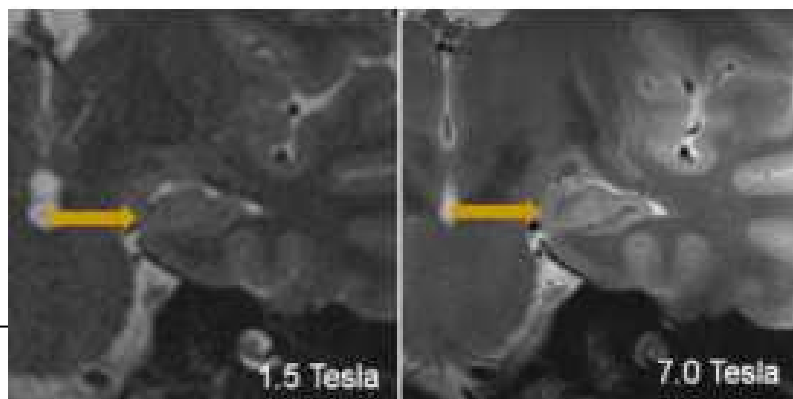
$$\frac{N_{//}}{N_{anti //}} = e^{-\Delta E / kT}; \Delta E = \gamma \hbar |\vec{B}_0|$$

O sinal RMN é proporcional a

$$\frac{N_{//} - N_{anti //}}{N_{total}} = \frac{\gamma \hbar |B_0|}{2kT}$$

ou, por Tesla

$$\frac{N_{//} - N_{anti //}}{N_{total} |B_0|} = \frac{3}{10^6} T^{-1}$$

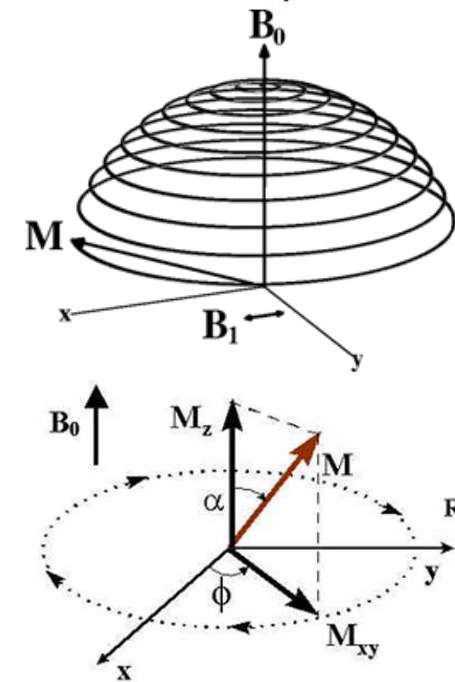
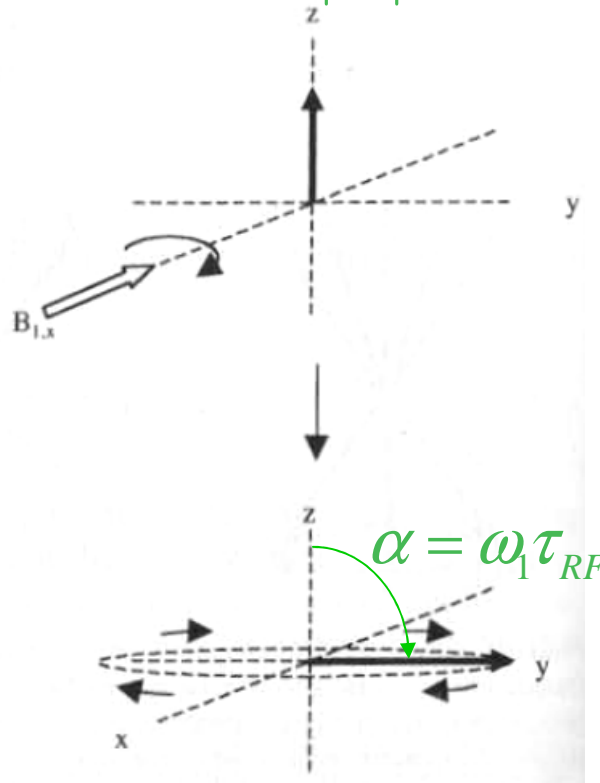
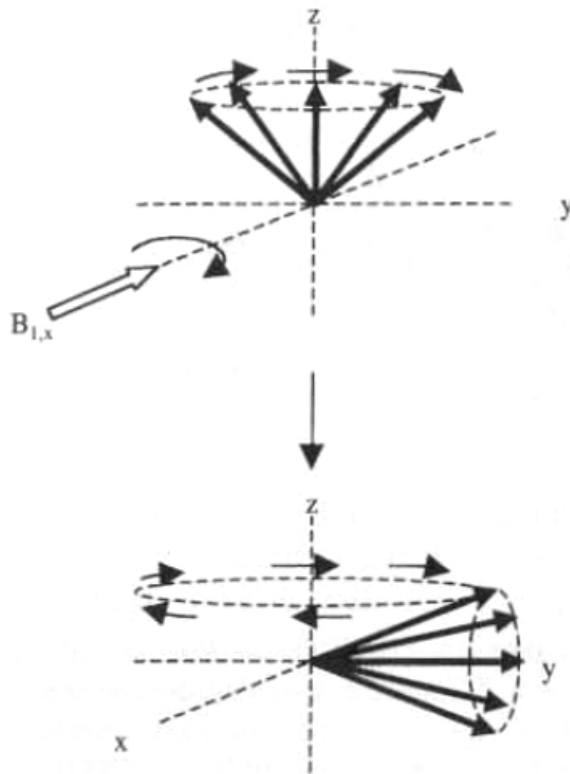


## Perturbação da magnetização

Se for aplicado um campo magnético  $B_1$  que rode no plano  $xy$  sincronizado com a frequência de precessão  $\omega_0$  (energia dos fótons  $hf = \Delta E$ ) então para cada  $\mu$  esse campo parece estacionário.

Isso dá origem a uma segunda precessão que os afasta do eixo  $z$  com frequência

$$\omega_1 = \gamma |\vec{B}_1|$$

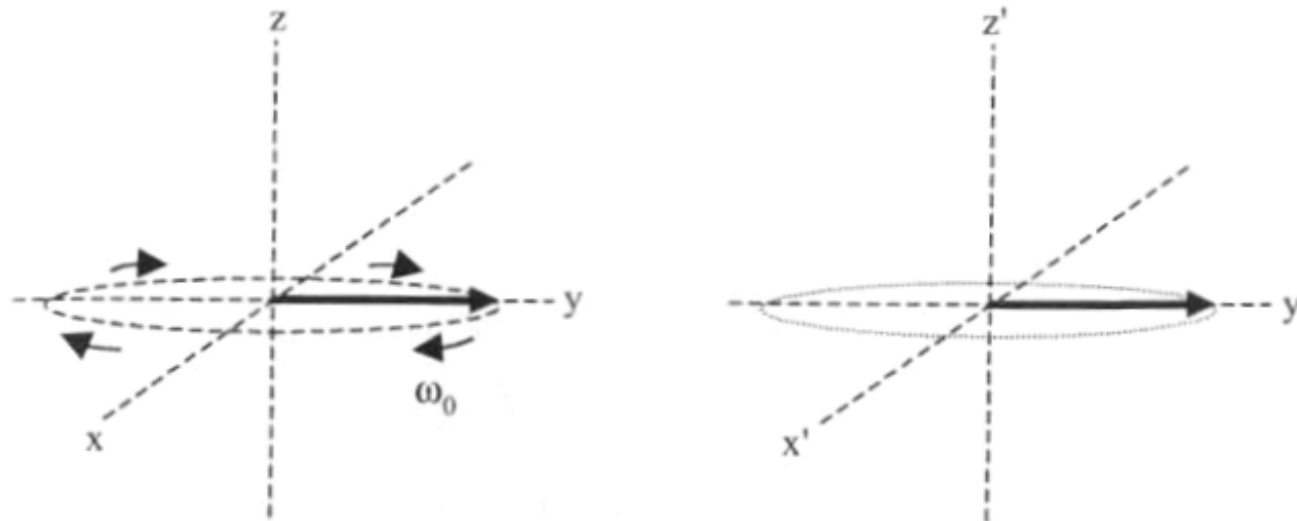


$\alpha$  = ângulo de rotação  
("flip angle")

$\tau_{RF}$  = duração do impulso

## Perturbação da magnetização

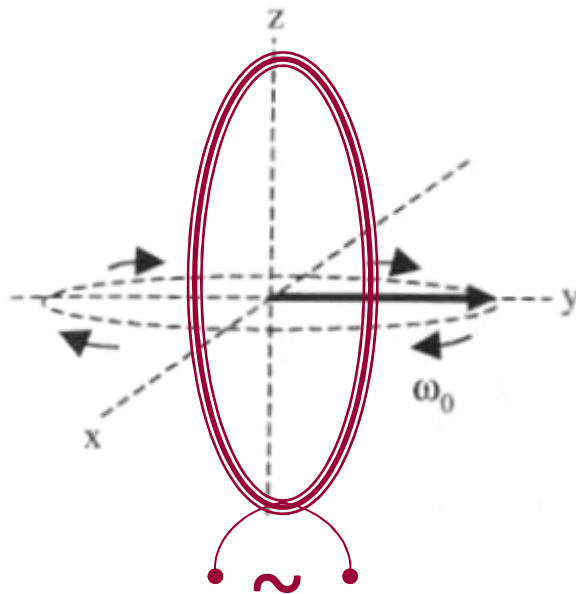
Se o referencial rodar à frequência de Larmor ( $x',y',z$ ) de tal forma que o eixo  $y'$  coincida com o vector de magnetização, neste referencial a magnetização parece estacionária. É costume em teoria de MRI usar este referencial rotativo



**FIGURE 4.7.** An illustration of the evolution of magnetization in the rotating reference frame. (Left) In the "laboratory frame," the net magnetization precesses around the  $z$  axis at the Larmor frequency. (Right) In the rotating reference frame, the  $x'y'$  plane rotates around the  $z'$  axis at the Larmor frequency, and therefore the net magnetization is static.

## Geração de sinal de RF

Campo magnético variável através de uma bobina (antena) induz nesta uma força electromotriz. Essencialmente é um alternador!



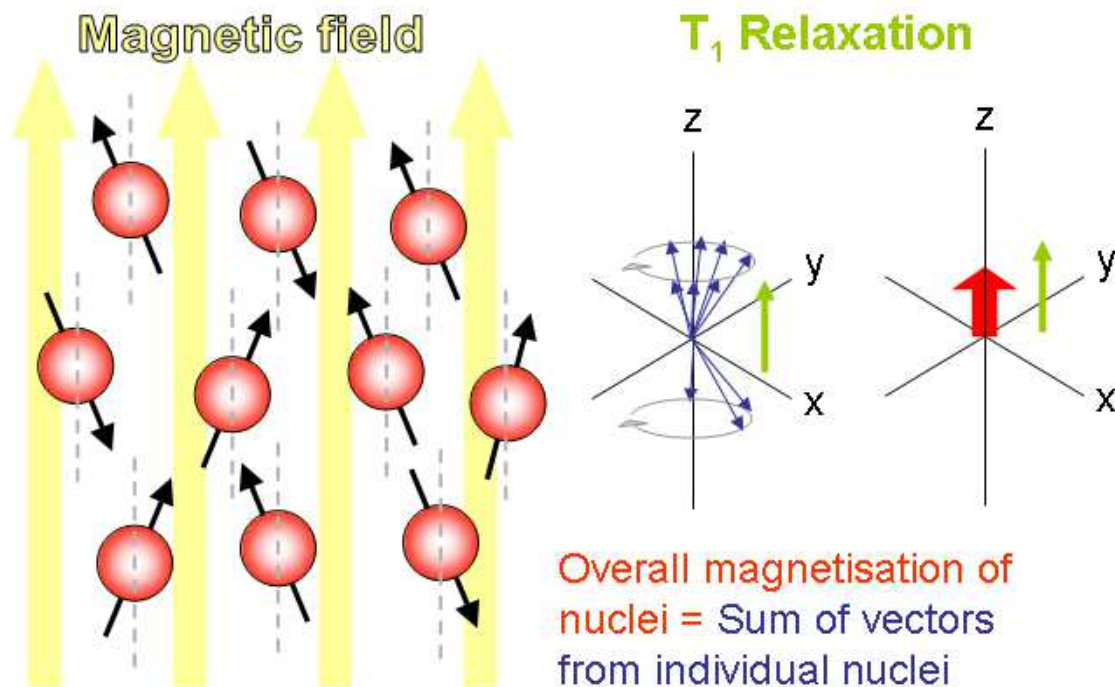
$$v = \frac{d\phi}{dt}$$

$\phi = \text{fluxo magnético}$

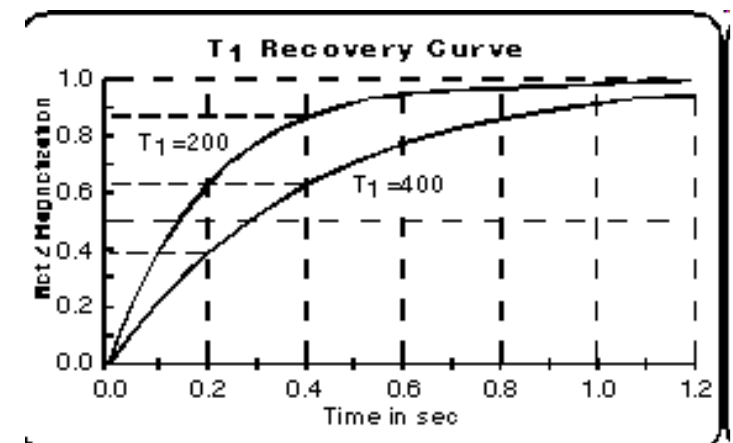
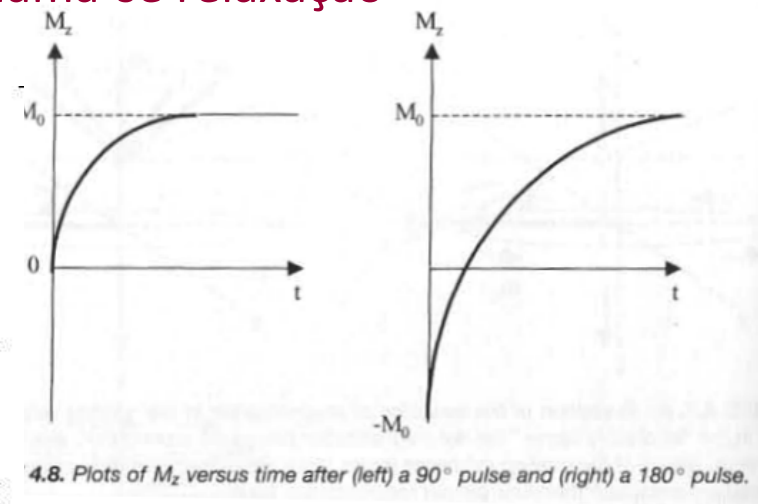


## Decaimento $T_1$

O sistema perturbado está em desequilíbrio termodinâmico relativamente ao seu ambiente e deve regressar progressivamente ao estado inicial ( $M_{x,y}=0$ ) (se estivesse isolado isso não aconteceria). Por isso chama-se relaxação spin (os  $\mu$ ) - lattice (o meio).



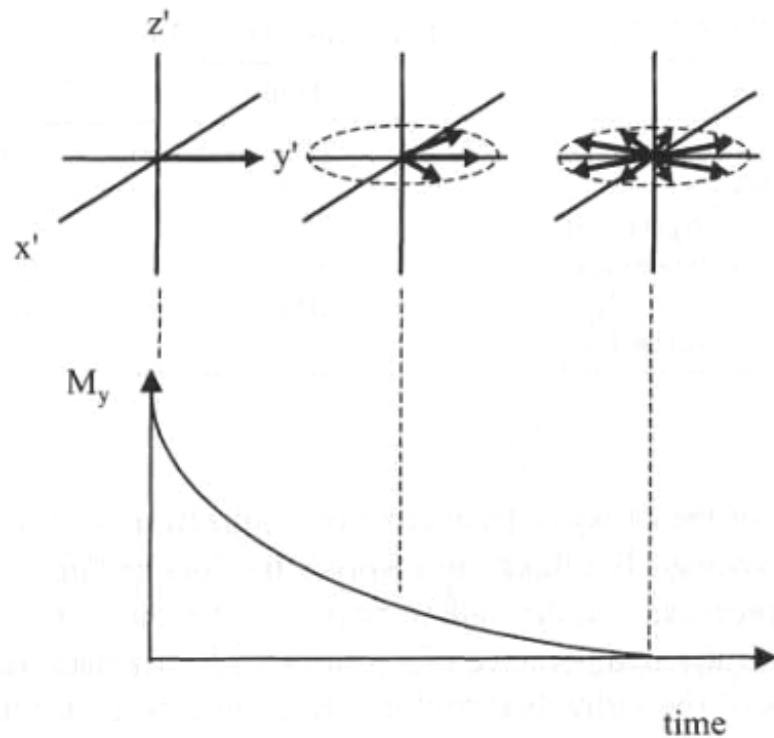
$$M_z(t) = M_{z0} \left( \cos \alpha + (1 - \cos \alpha)(1 - e^{-t/T_1}) \right)$$



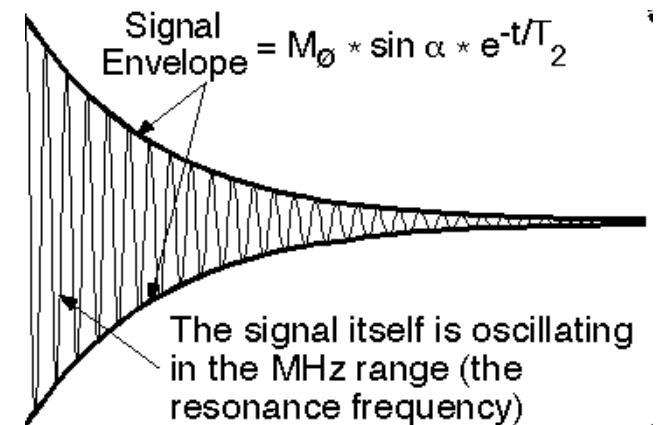


## Decaimento $T_2$

A própria magnetização dos tecidos altera o campo magnético total, o que faz com que a precessão se dê a frequências ligeiramente diferentes em diferentes locais (perda de coerência). Por isso chama-se relaxação spin - spin.



$$M_{x,y}(t) = M_{z0} \sin \alpha e^{-t/T_2}$$

[illegible]

Fonte: ref.9

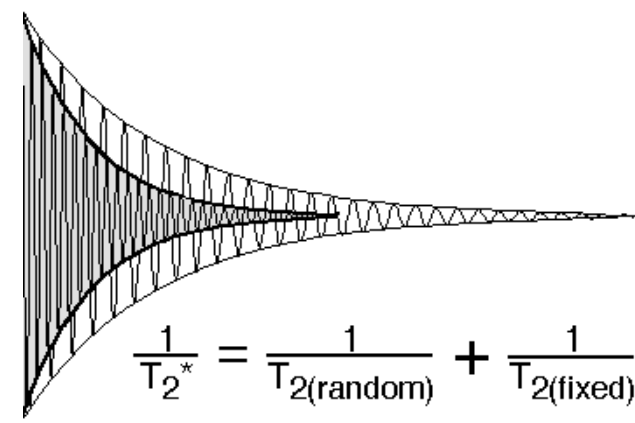
## Decaimento $T_2^*$

Por razões inerentes ao processo, tais como inhomogeneidade do campo  $B_0$  e diferente permeabilidade magnética dos tecidos há fontes de perda de coerência mais fortes que a interação spin-spin. Estes processos caracterizam-se por um tempo característico  $T_2^+ \ll T_2$ .

Ambos os processos combinam-se num tempo característico  $T_2^*$

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2^+} + \frac{1}{T_2}; \quad T_2^* \simeq T_2^+$$

$$M_{x,y}(t) = M_{z0} \sin \alpha e^{-t/T_2^*}$$



Diferença importante: o processo que leva a  $T_2$  é aleatório, enquanto o processo que leva a  $T_2^+$  é sistemático  
(e erros sistemáticos podem ser corrigidos...)

## Contraste

TABLE 4.2. Tissue Relaxation Times at 1.5 T

Tissue	$T_1$ (ms)	$T_2$ (ms)
Fat	260	80
Muscle	870	45
Brain (gray matter)	900	100
Brain (white matter)	780	90
Liver	500	40
Cerebrospinal fluid	2400	160

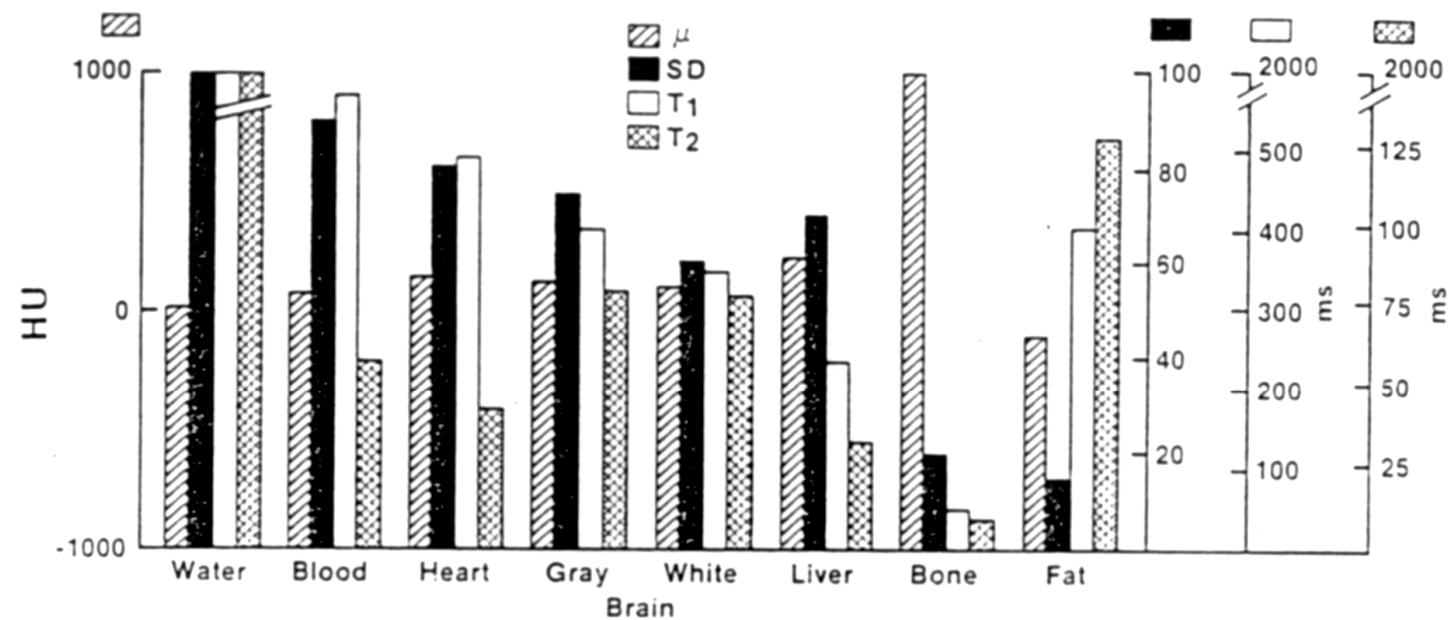
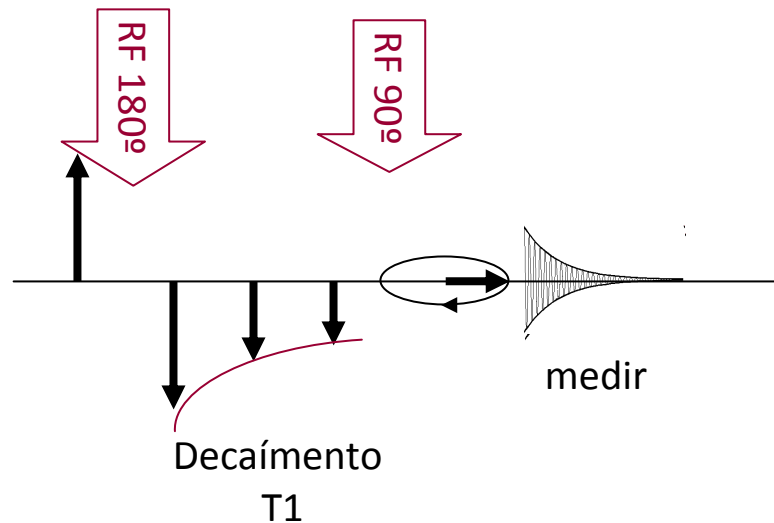


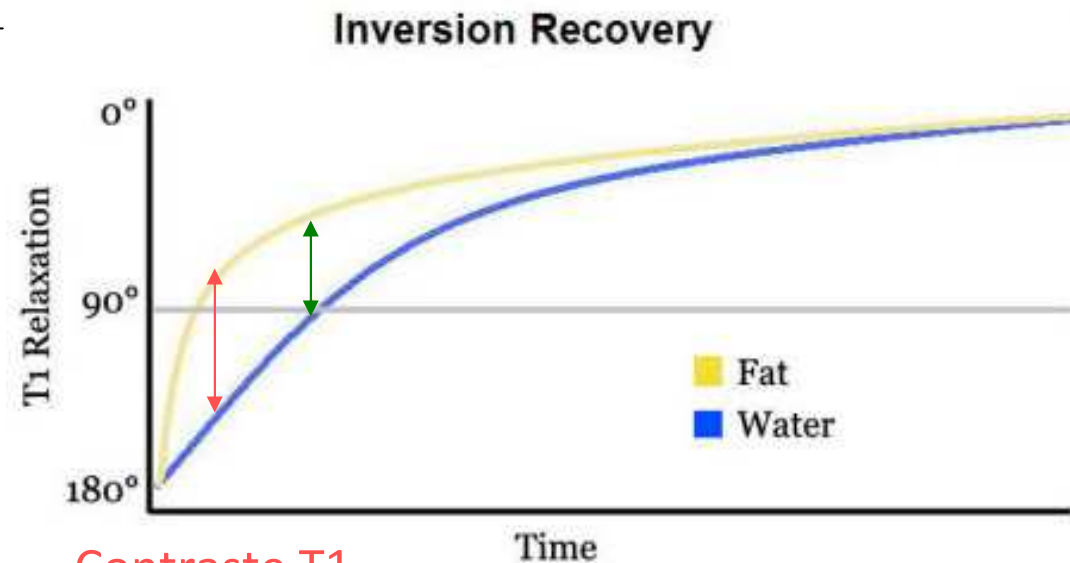
Fig. 26-1. This histogram demonstrates the very wide range of MRI parameters for soft tissues compared with the x-ray linear attenuation coefficient. The result is superior low-contrast resolution.

## Como medir T1

“Inversion recovery”

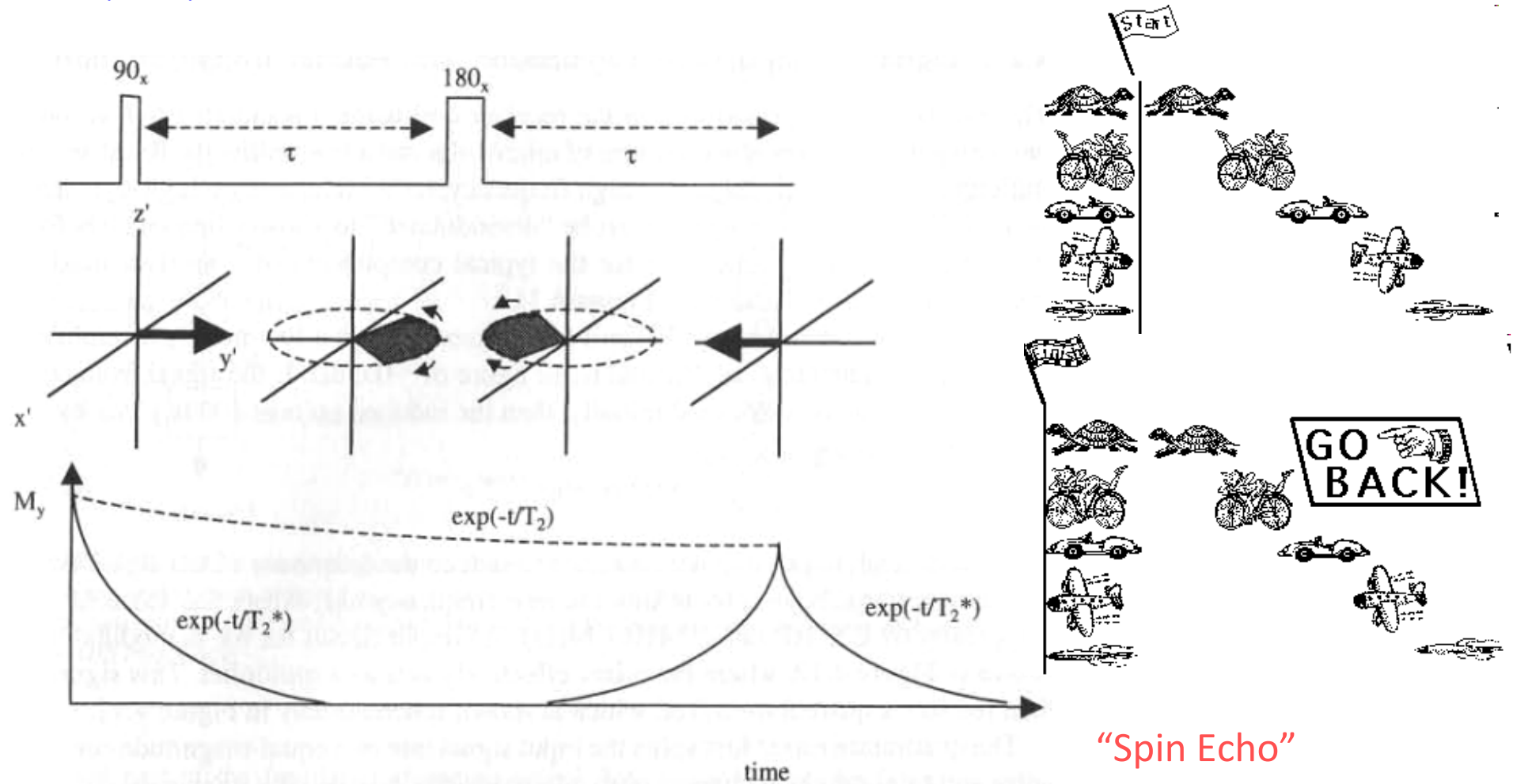


sinal STIR (short tau inversion recovery)  
1 tipo de tecido = 0



Contraste T1

## Como medir T2 (quando o decaimento é dominado por $T_2^*$ !)

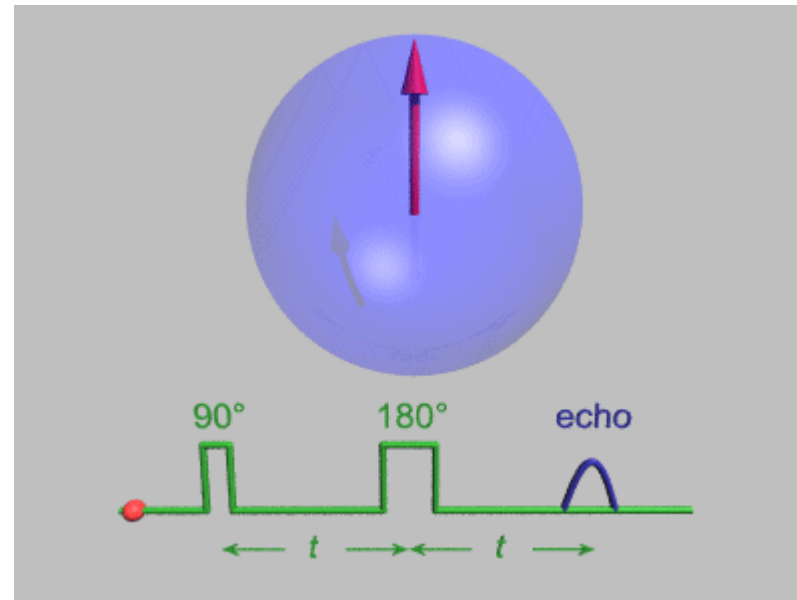


“Spin Echo”

Fonte: ref.9

**FIGURE 4.10.** A schematic of a spin-echo sequence. The  $90^\circ$  pulse tips the magnetization onto the  $y$  axis, where it decays with a time constant  $T_2^*$ . The effect of the  $180^\circ$  pulse is to “refocus” the magnetization such that at time  $\tau$  after the  $180^\circ$  pulse, the individual vectors add constructively, and the signal reaches a peak. Fonte: ref.1

## Como medir T2 (quando o decaimento é dominado por $T_2^*$ !)



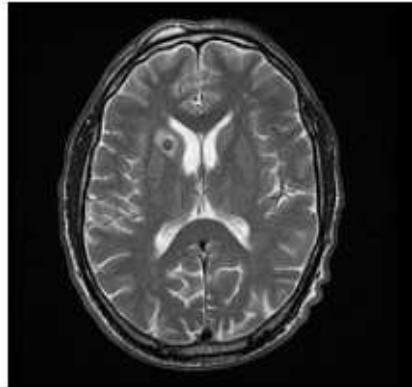
“Spin Echo”

Fonte: ref.9

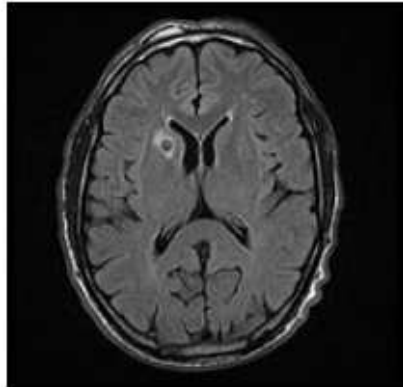
Fonte: Wikipedia



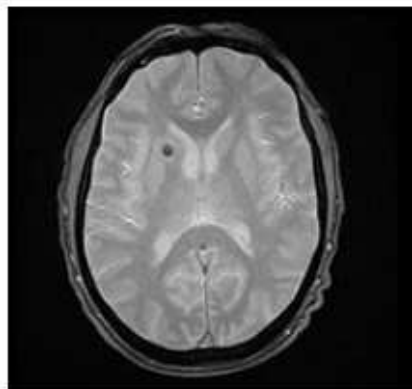
## Contraste de diferentes "sinais" ou sequências de impulsos



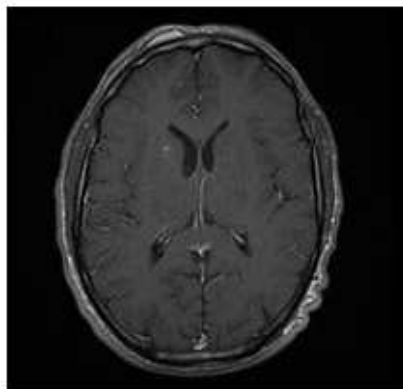
$T_2$  weighting



FLAIR  
(FLuid Attenuated Inversion Recovery)



$T_2^*$  weighting



$T_1$  weighting with gadolinium contrast

Lista de +155 "sinais" MRI:

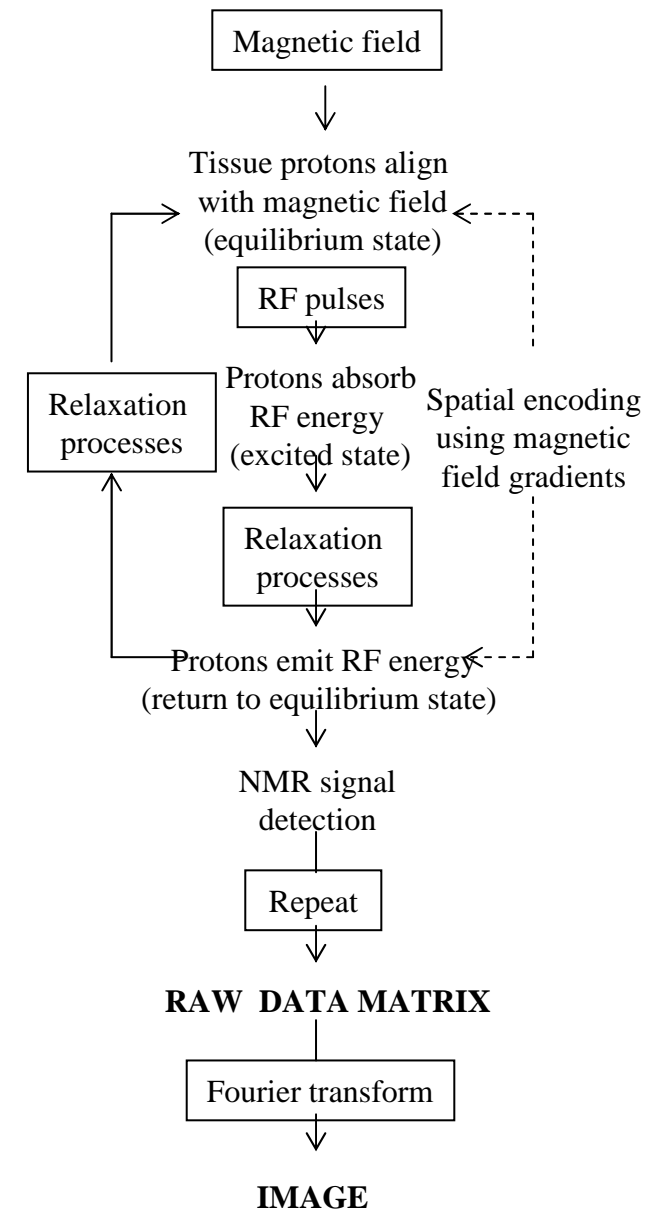
<http://www.simplyphysics.com/MARS/Default.html>

Fonte: ref.1



## Resumo

<http://www.simplyphysics.com/MRIntro.html>

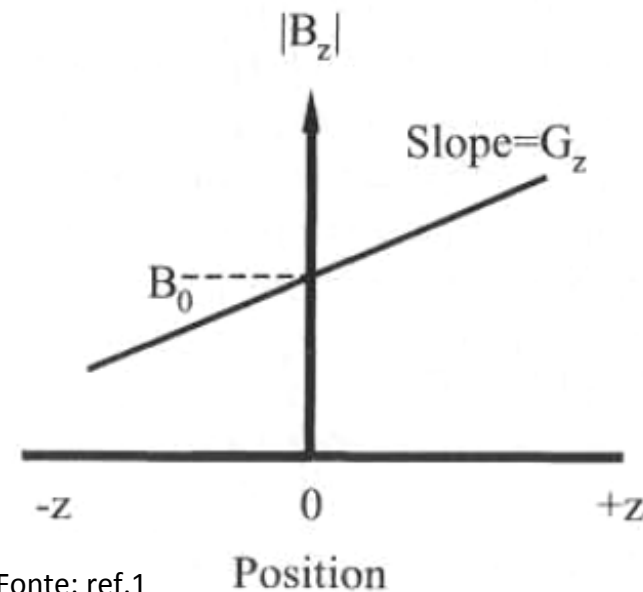
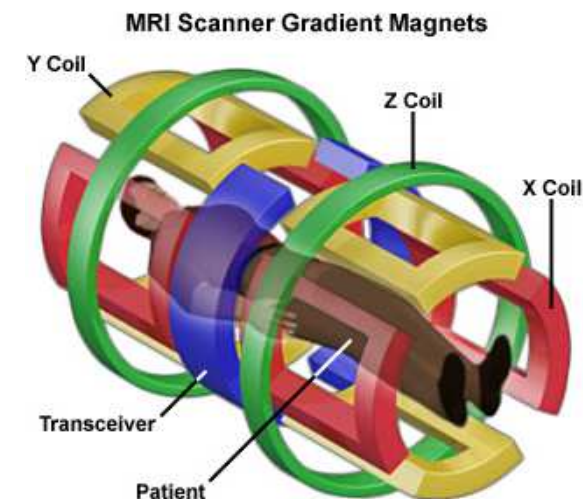
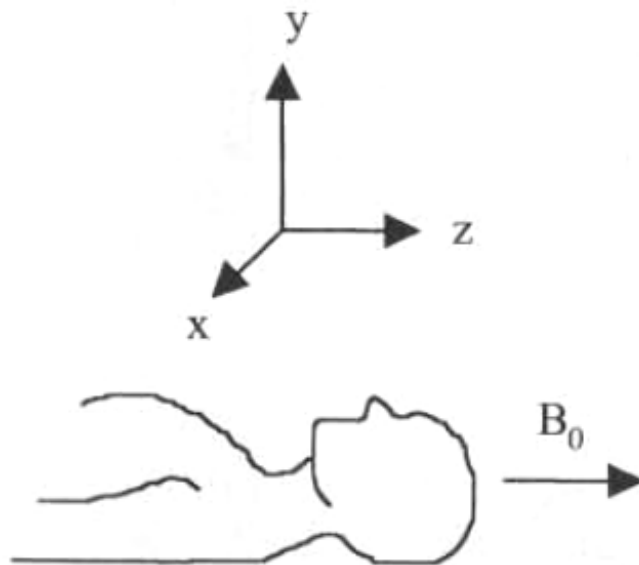


## Gradiente de campo magnético

Leva a frequência de precessão a ser diferente em diversos pontos do espaço

$$\vec{B}_z = (B_0 + G_x x + G_y y + G_z z) \hat{z};$$

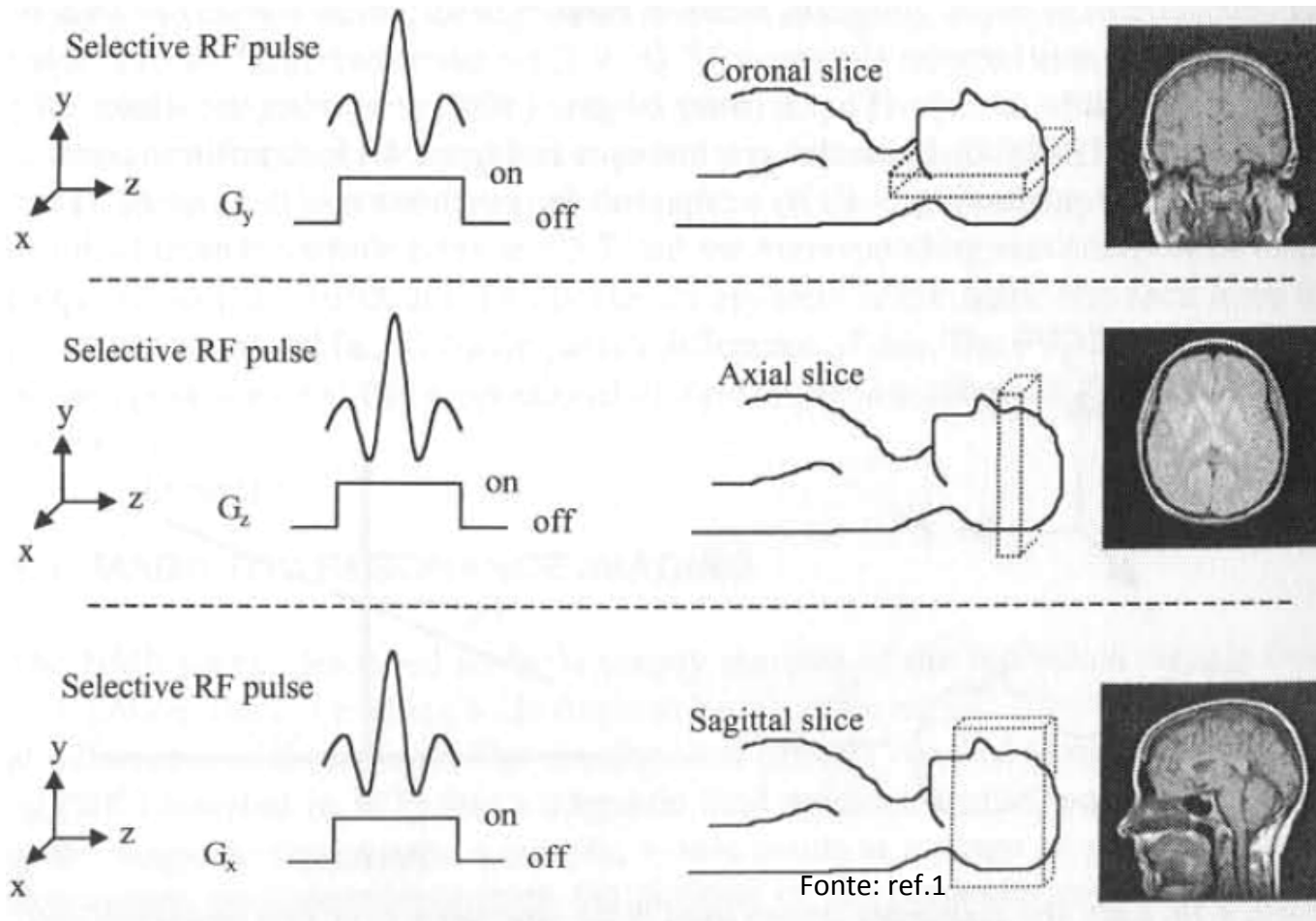
$$\omega(x, y, z) = \omega_0 + \underbrace{\gamma G_x x}_{\omega_x} + \underbrace{\gamma G_y y}_{\omega_y} + \underbrace{\gamma G_z z}_{\omega_z}$$



Fonte: ref.1

## Seleção do corte ("slice selection")

Aplicar um impulso de radiofrequência de frequência igual à frequência de precessão do corte pretendido. No resto do volume não faz nada, pois a frequência está errada e não tomba os spins.

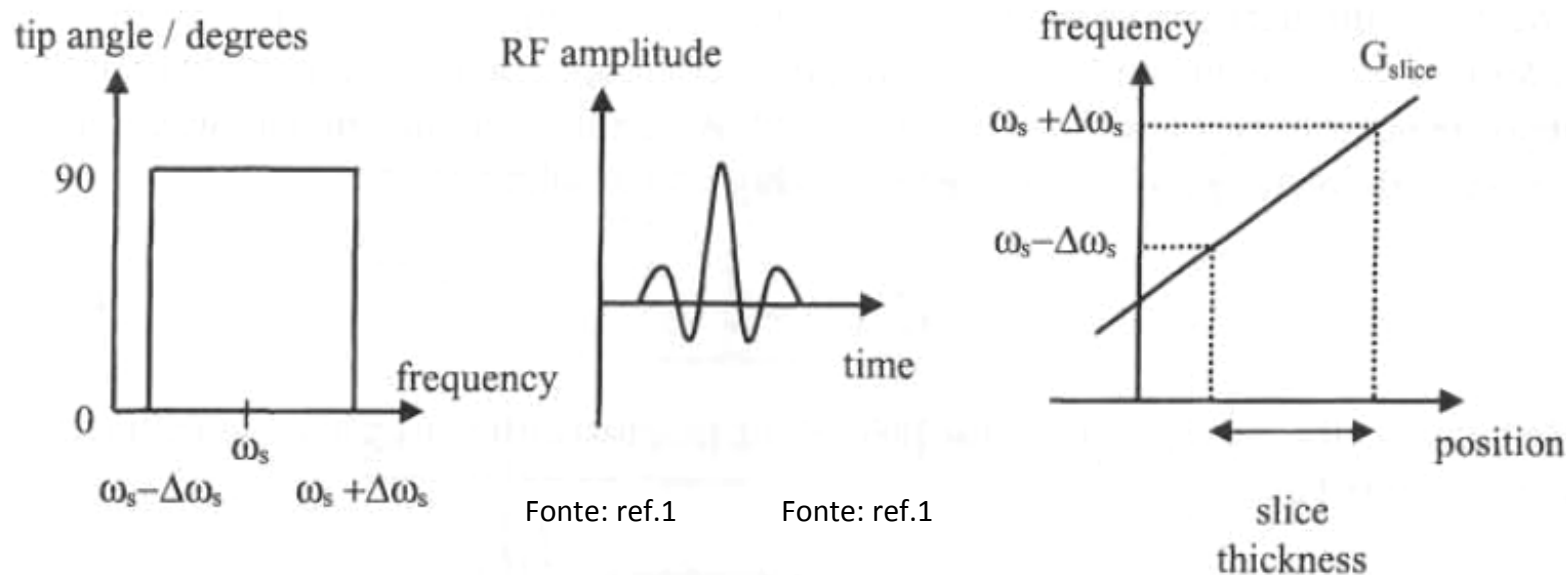


$$S \propto \iint_{\text{slice}} \rho(x, y) dx dy$$

$\rho = \text{densidade de protões}$

## Espessura do corte

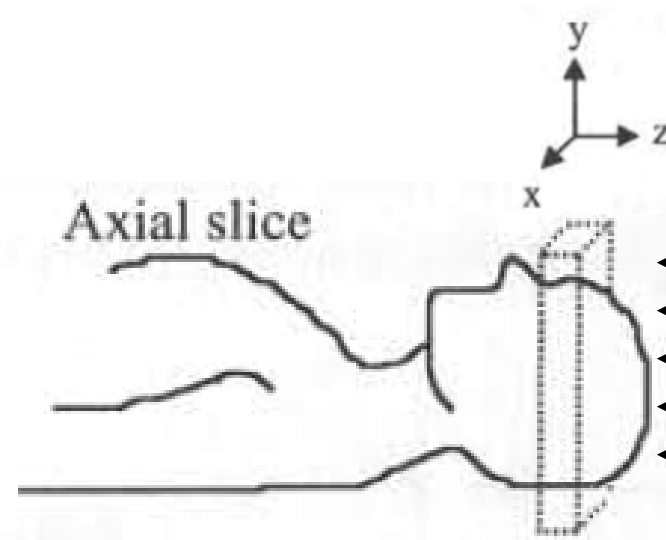
Um impulso de radiofrequência de largura finita tem um espectro de frequências num certo intervalo, e que estarão em ressonância com um intervalo de freq. de precessão, o que corresponde a uma certa extensão no espaço.



$$T = \frac{2\Delta\omega_s}{\gamma G_{slice}}$$

## Codificação em fase

A aplicação de um gradiente ao longo do corte seleccionada durante um certo tempo, leva a que alguns spins avancem e outros atrasem. Isto é feito antes da aquisição de sinal.



$$B_z(y) = B_0 + G_{fase} y$$

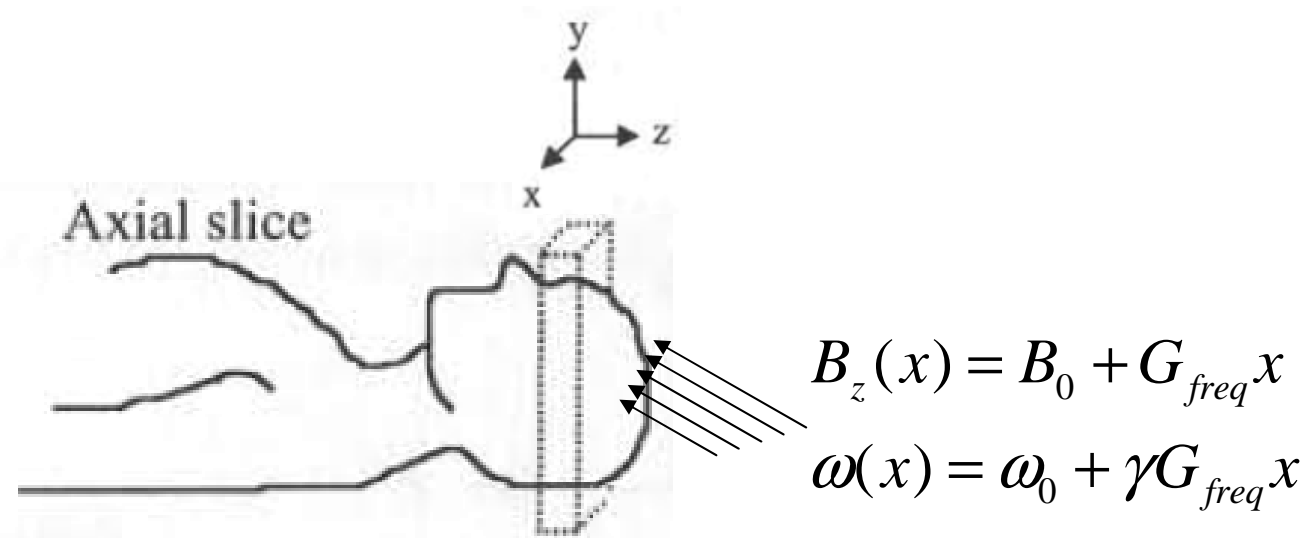
$$\omega(y) = \omega_0 + \gamma G_{fase} y$$

$$\phi(y) = \omega_y \tau_{fase} = (\gamma G_{fase} y) \tau_{fase}$$

$$S \propto \iint_{slice} \rho(x, y) e^{-j\gamma G_{fase} y \tau_{fase}} dx dy$$

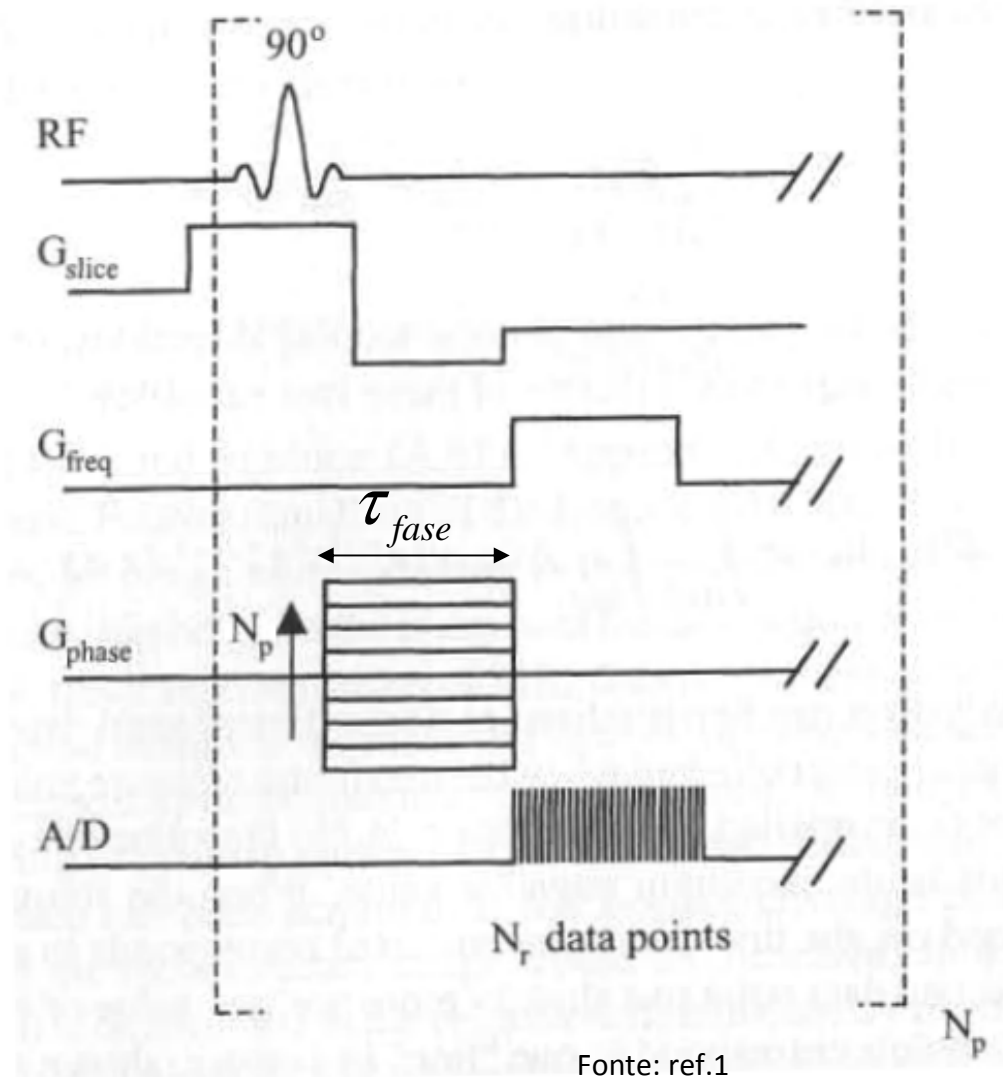
## Codificação em frequência

Durante a aquisição de sinal é aplicado um gradiente na direcção perpendicular às duas anteriores, o que leva a que diferentes linhas precessem a diferentes frequências.



$$S \propto \iint_{slice} \rho(x, y) e^{-j\gamma G_{fase} y \tau_{fase}} e^{-j\gamma G_{freq} x t} dx dy$$

## Sequência básica de aquisição de um corte



A sequência é repetida  $N_p$  vezes por corte.



## Interpretação dos dados recolhidos

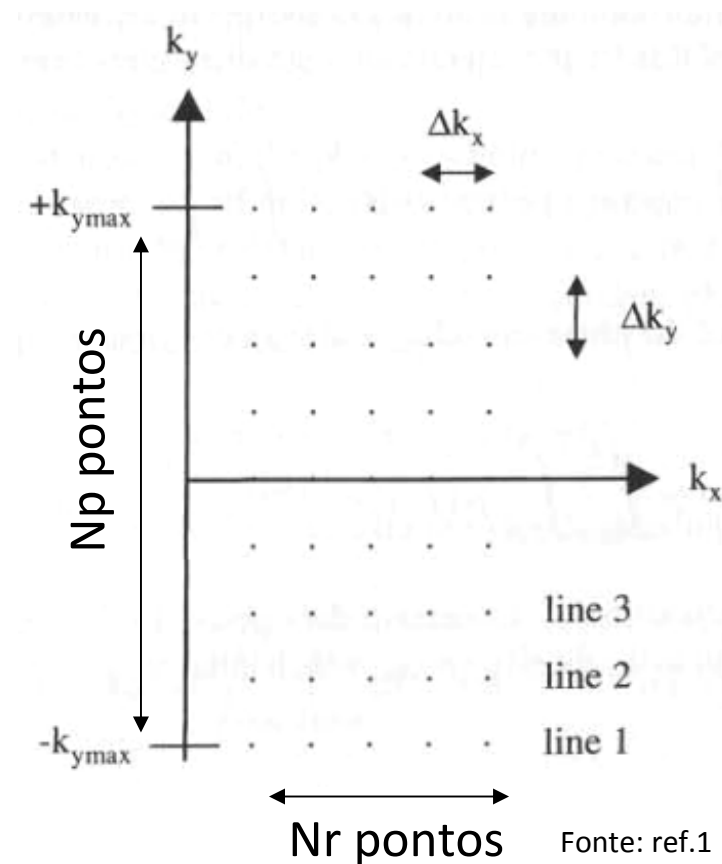
$$S \propto \iint_{\text{slice}} \rho(x, y) e^{-j\gamma G_{\text{fase}} y \tau_{\text{fase}}} e^{-j\gamma G_{\text{freq}} x t} dx dy$$

$$k_x = \frac{\gamma G_{\text{freq}} t}{2\pi}; \quad k_y = \frac{\gamma G_{\text{fase}} \tau_{\text{fase}}}{2\pi}$$

variável

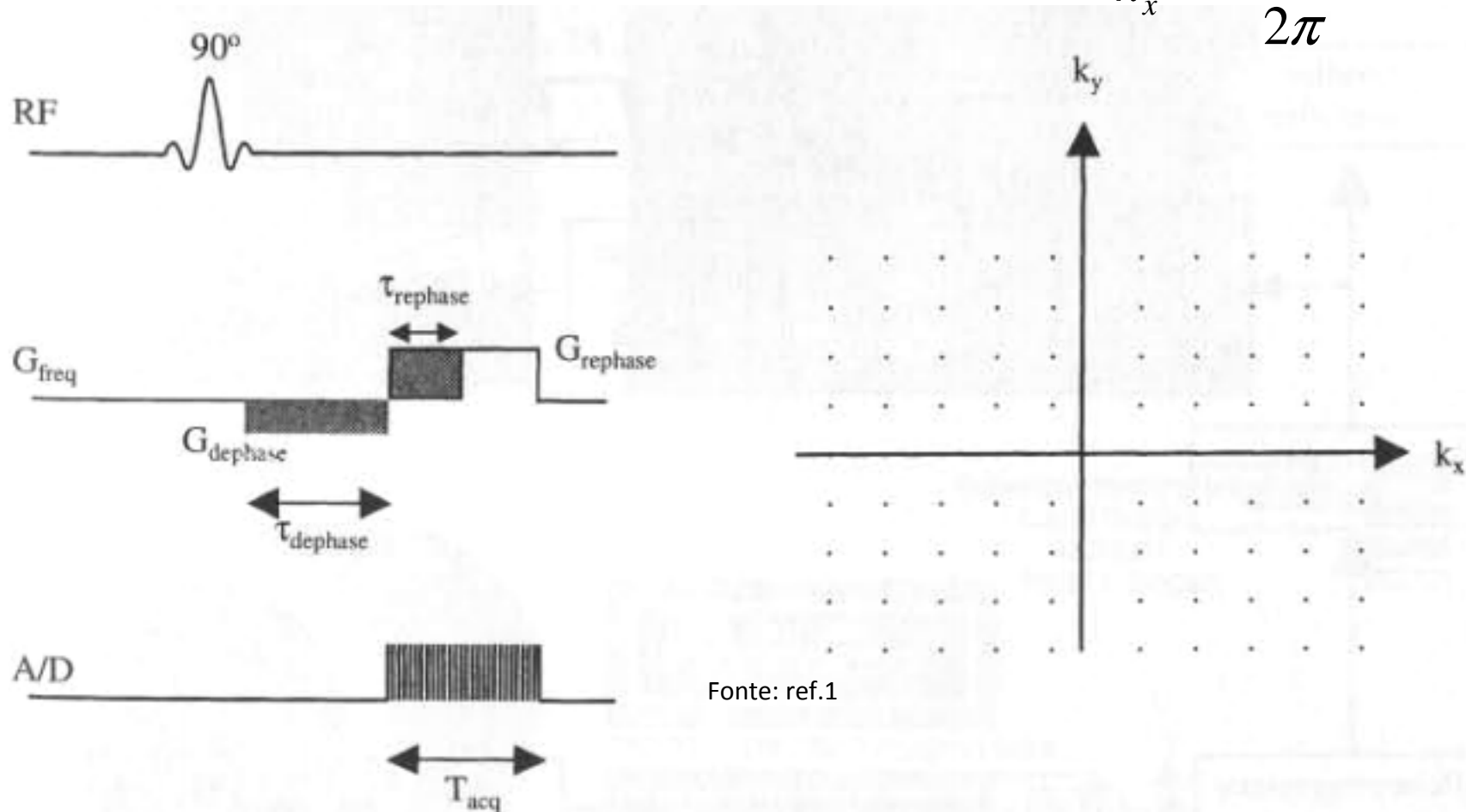
$$S(k_x, k_y) \propto \iint_{\text{slice}} \rho(x, y) e^{-jk_y y} e^{-jk_x x} dx dy$$

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  $k_y$ .



## Medida de $k_x$ negativo: "gradient echo"

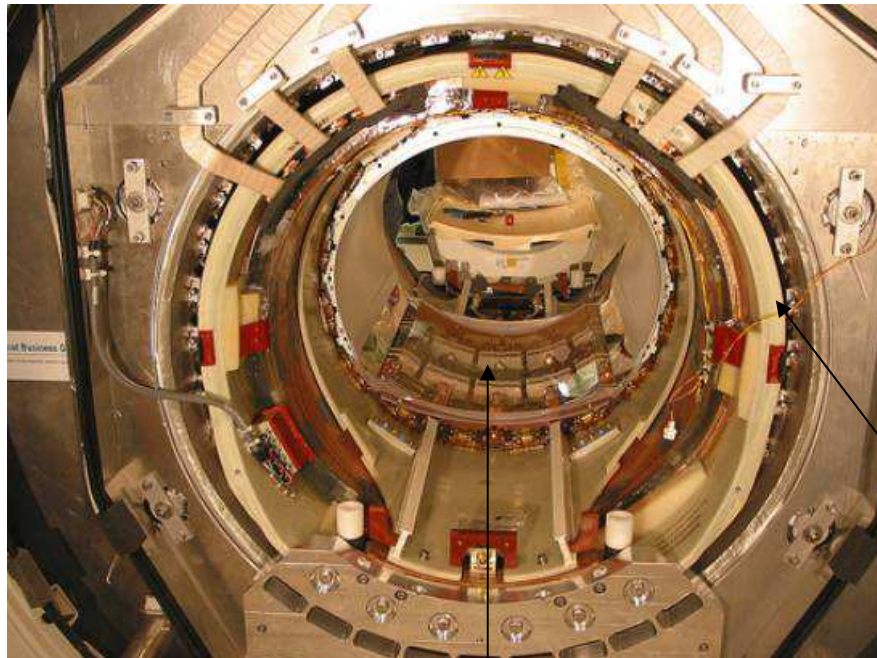
$$k_x = \frac{\gamma G_{freq} t}{2\pi}$$



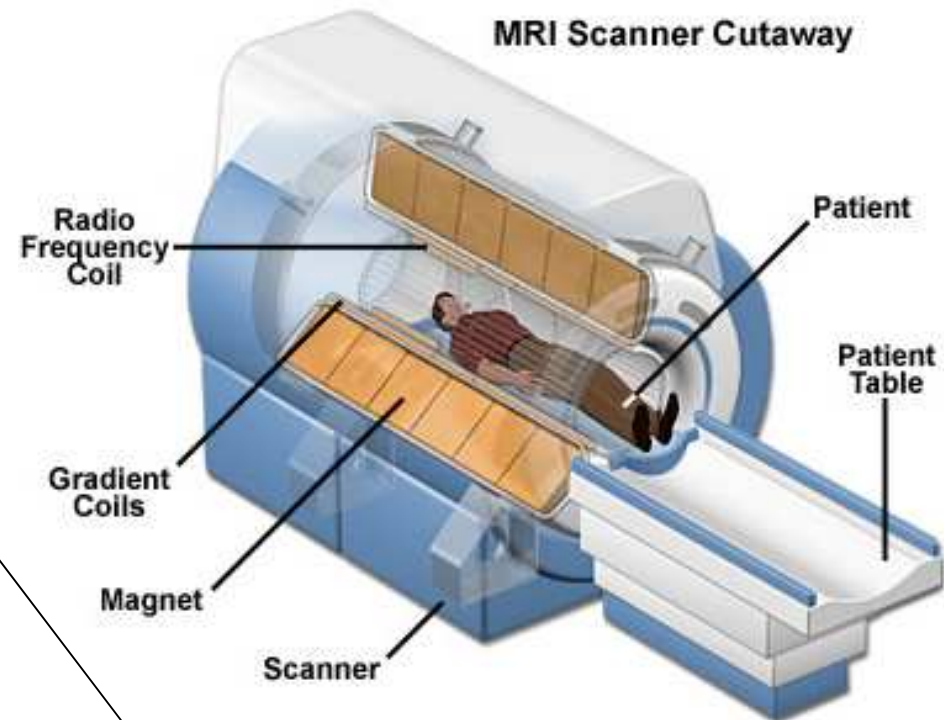
A aplicação de uma pré-desfasagem em x implica que a refasagem (tempo 0) só ocorre depois de iniciada a aquisição. Os tempos anteriores contam como sendo negativos.

Fonte: ref.1

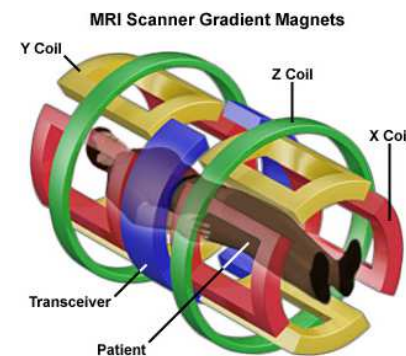
# Tomógrafo



Antena de corpo



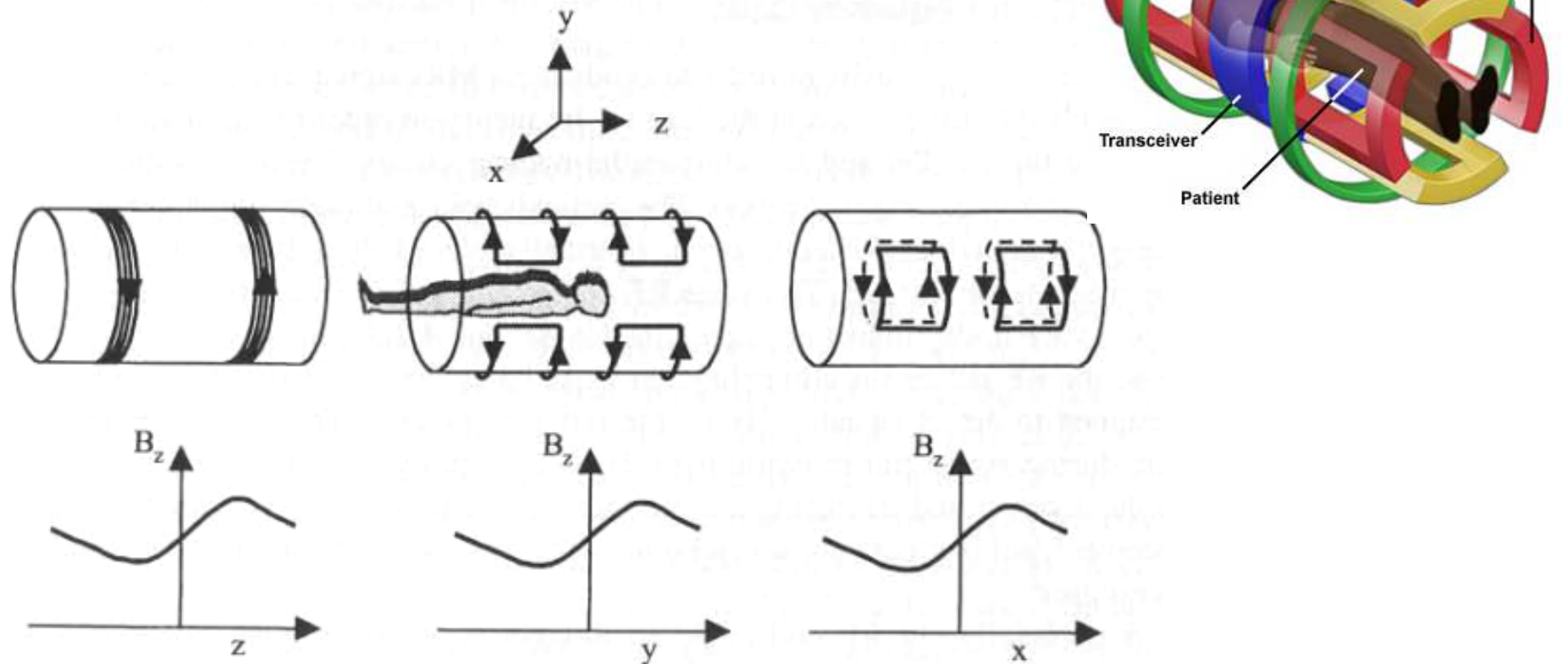
Bobinas de gradiente



Antena de cabeça



## Bobinas de gradiente

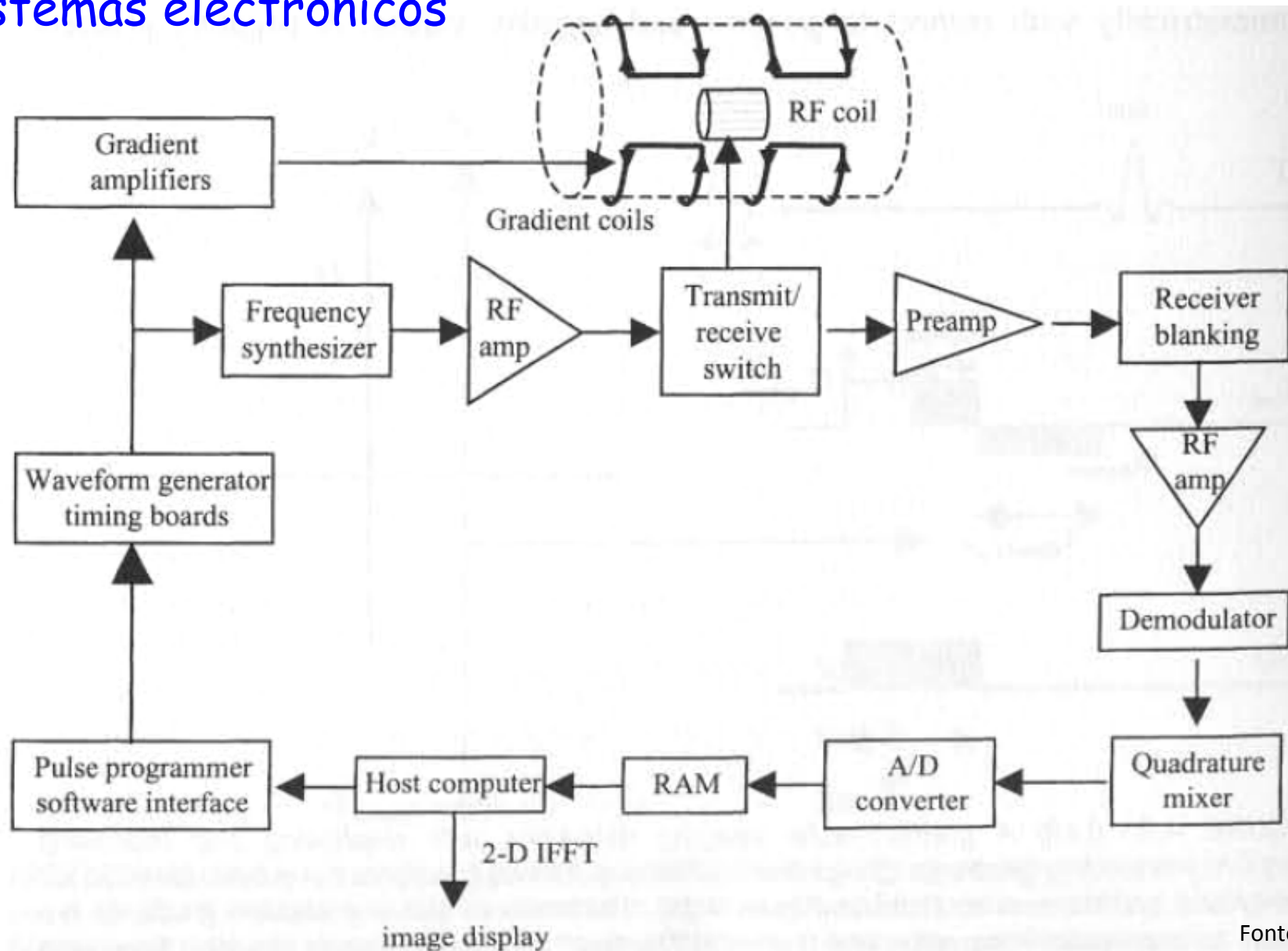


**FIGURE 4.23.** The basic design of magnetic field gradient coils used for MRI. The arrows indicate the direction of current flow. (Left) A z-gradient coil, (center) a y-gradient coil, and (right) an x-gradient coil. Each coil consists of multiple turns of wire, which for clarity are only shown for the z-gradient coil. The useable region of the magnet effectively corresponds to the volume over which the gradients are linear.

Fonte: ref.1



## Sistemas electrónicos



Fonte: ref.1

## Segurança

Atração de objectos  
(ou próteses...) ferromagnéticos



<http://www.mrisafety.com>  
<http://www.simplyphysics.com>

## Queimaduras

Cabos de instrumentação (ECG, oxímetro, etc)

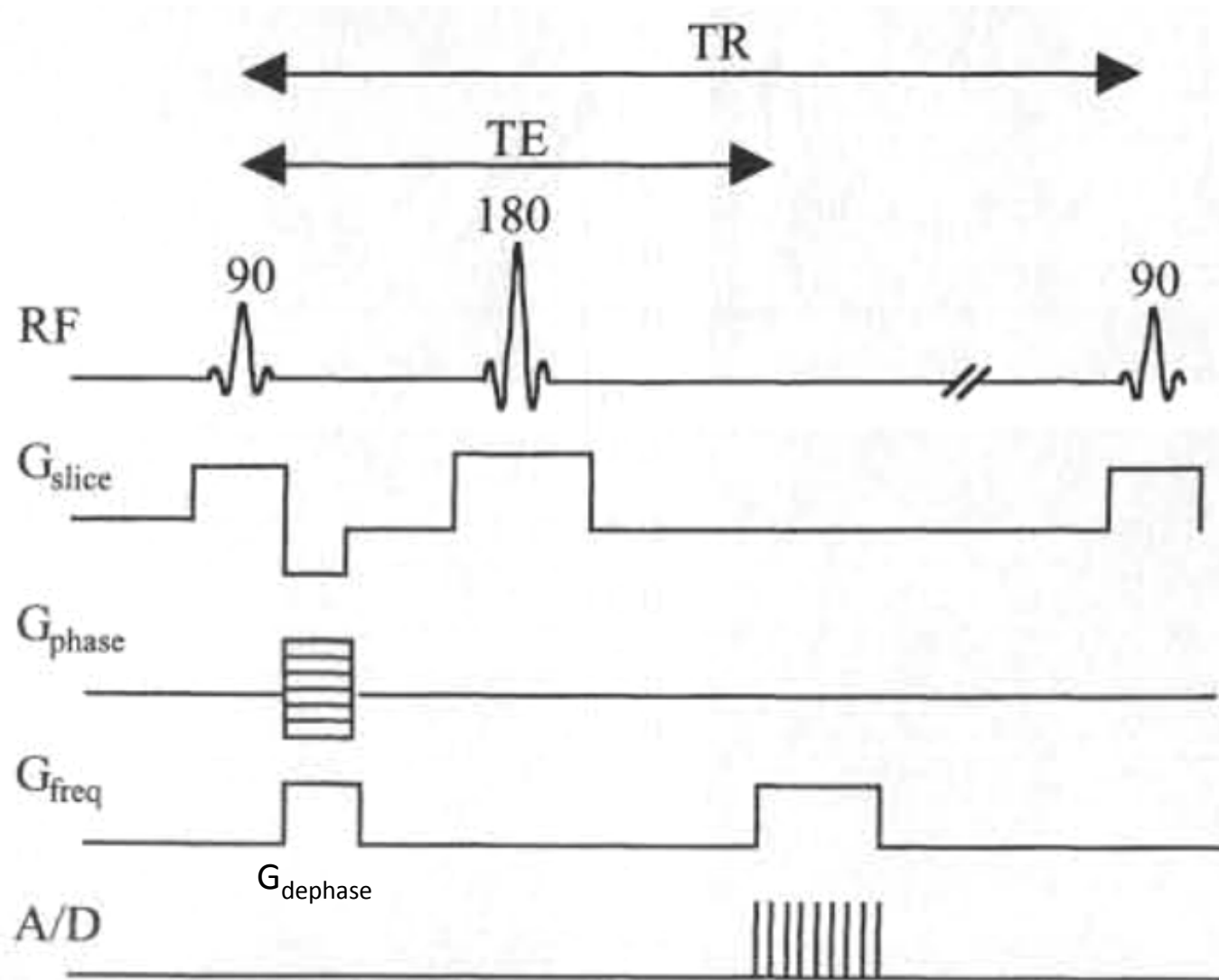


Tatuagem!



## Spin-echo

Tempos típicos TE (eco) e TR (recuperação)

Tempo de aquisição longo:  $\sim 256 \times 256 \times T1 = 10\text{min}$ 

Fonte: ref.1



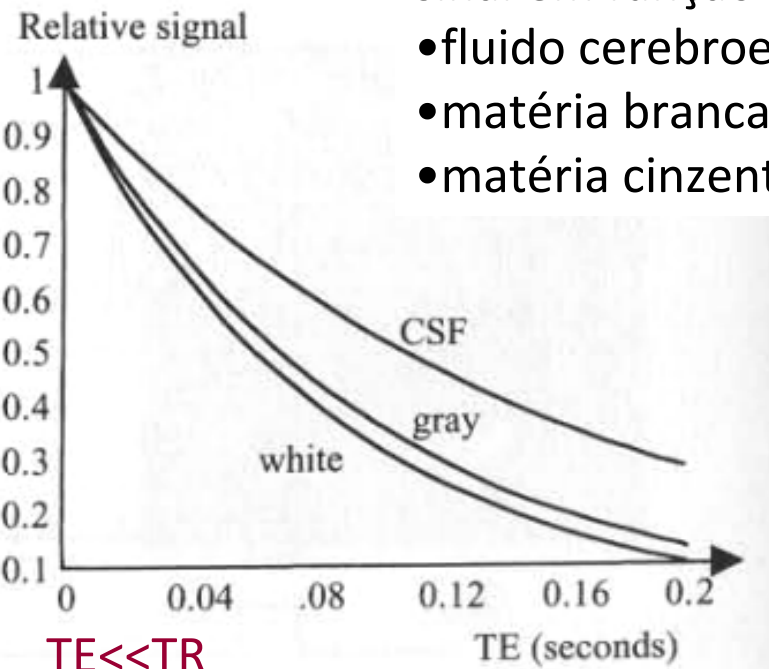
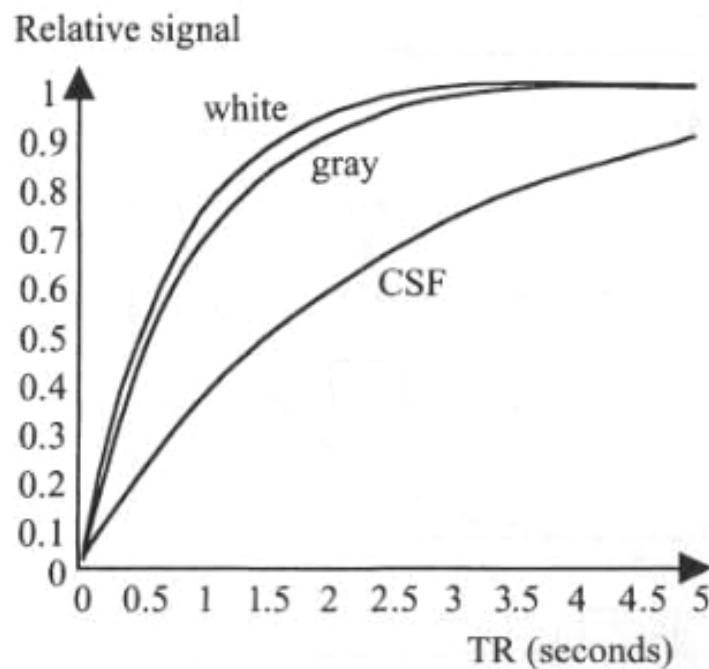
## Imagem pesada por $T_1$ e $T_2$

Após reconstrução a intensidade da imagem em cada pixel será dada por

$$I(x, y) = \rho(x, y)(1 - e^{-T_R/T_1})e^{-T_E/T_2}$$

Os valores de  $T_1$  e  $T_2$  dependem do tipo de tecido e os valores de  $TE$  e  $TR$  podem ser escolhidos para otimizar o contraste.

$TR \gg T_1$  – só  $T_2$ ;  $TE \ll T_2$  – só  $T_1$ ;  $TE \ll T_2$  e  $TR \gg T_1$  – só densidade de prótons



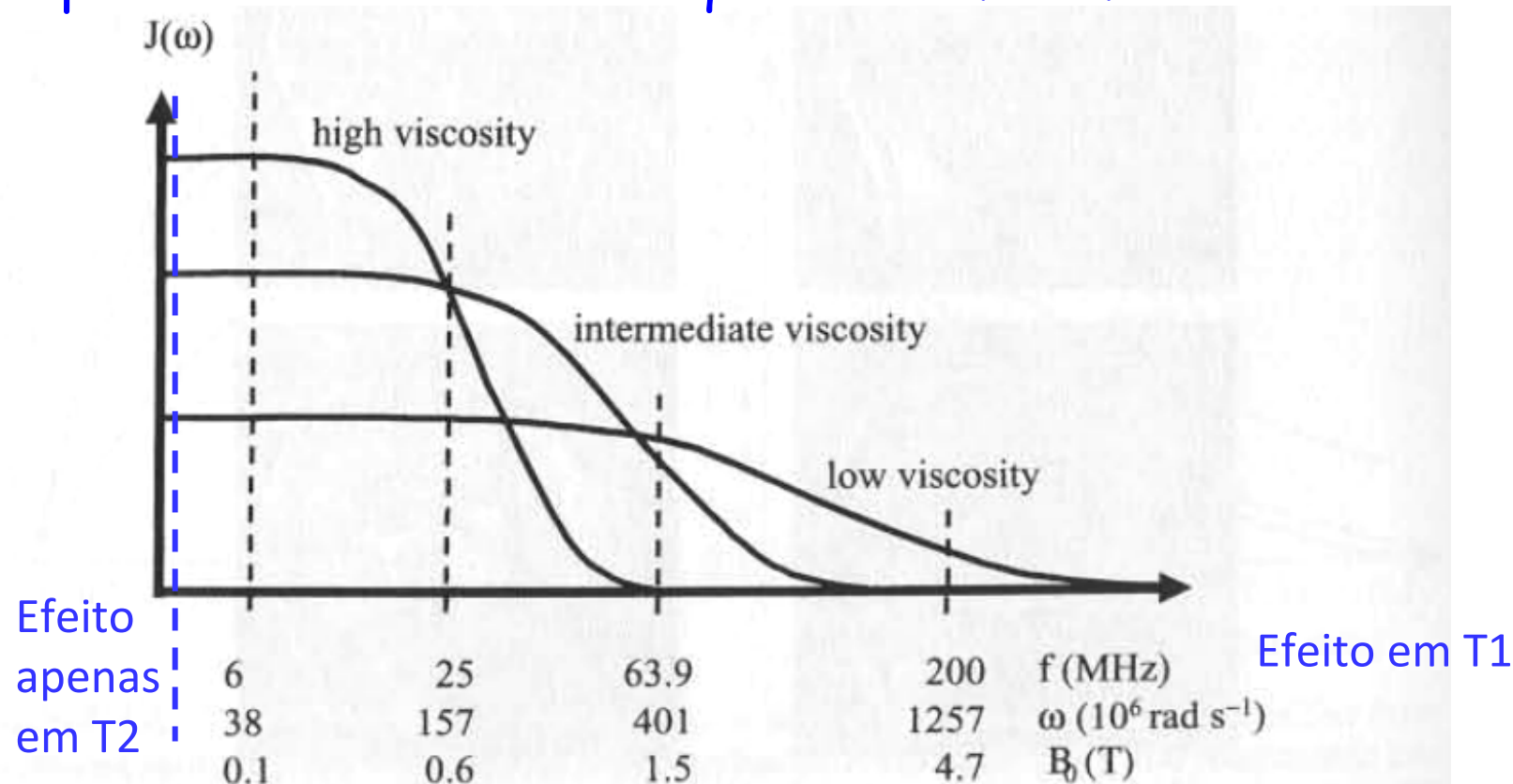
sinal em função de  $TE$  e  $TR$  para

- fluido cerebroespinal (CSF)
- matéria branca
- matéria cinzenta

$TE \ll TR$

Fonte: ref.1

## Propriedades dos tecidos que determinam T1 e T2



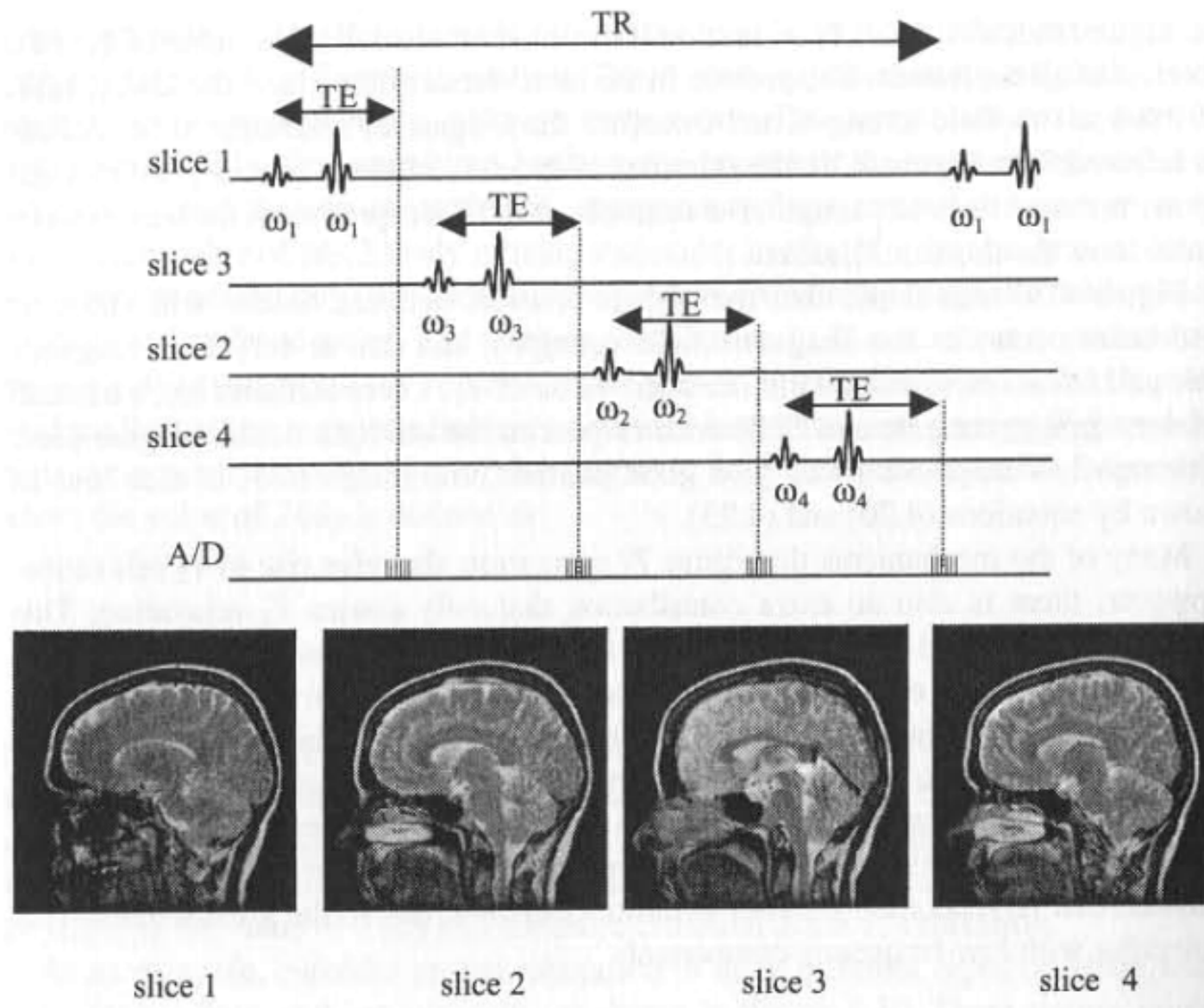
Densidade espectral das flutuações de campo magnético no meio.

Meios de menor viscosidade alcançam frequências mais elevadas. Dependendo da frequência de precessão, os diferentes meios têm maior ou menor efeito sobre T1. O efeito sobre T2 é maior a baixas frequências, portanto com maior impacto das viscosidades altas.

Fonte: ref.1



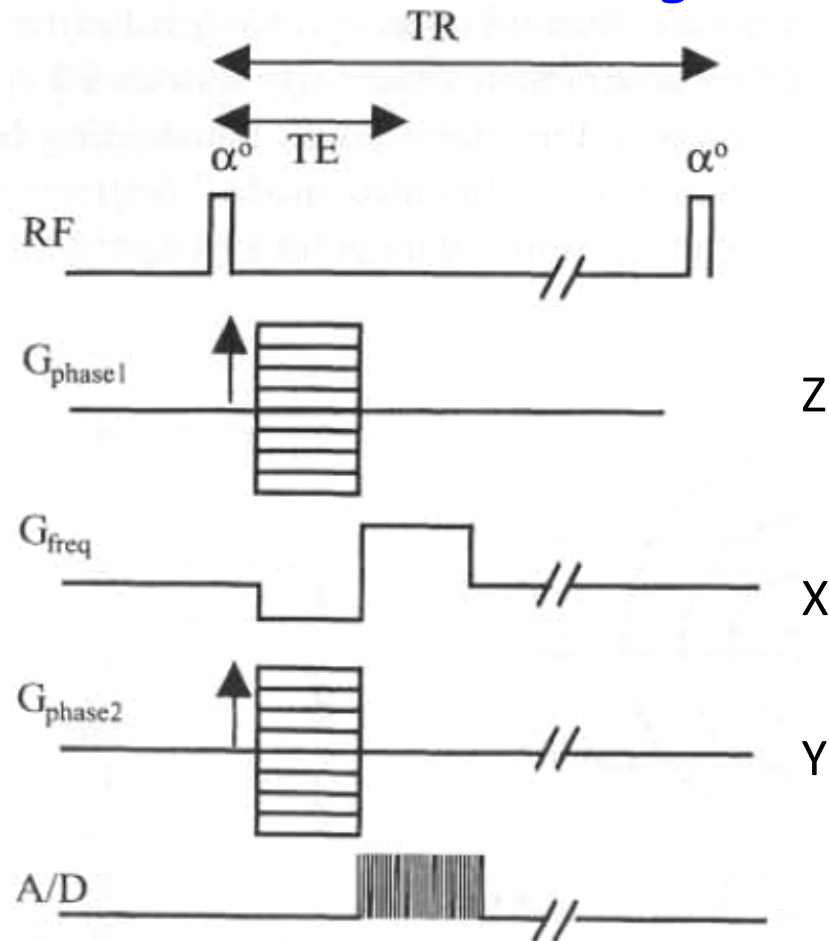
## Multislice



TE &lt;&lt; TR

Fonte: ref.1

## FLASH - Fast Low Angle SHot



O ângulo de rotação é reduzido para reduzir TR. Perde-se muito na amplitude do sinal  $\rightarrow$  pior SNR.

Não há selecção de corte. O corte é codificado em fase.  
Obtêm-se directamente a transformada 3D da imagem.

Muito mais rápido ~alguns segundos.  
Imagens menos boas.

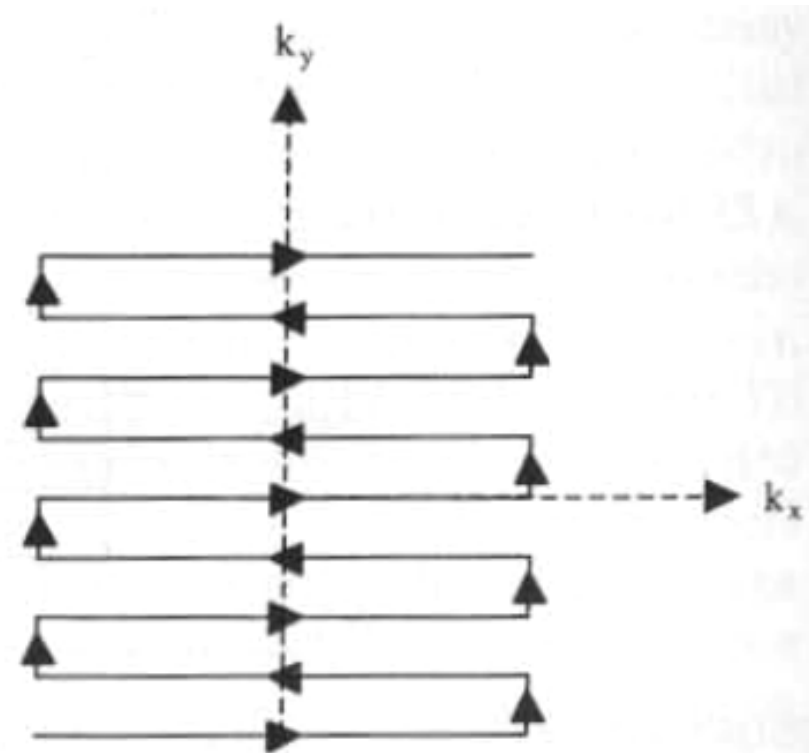
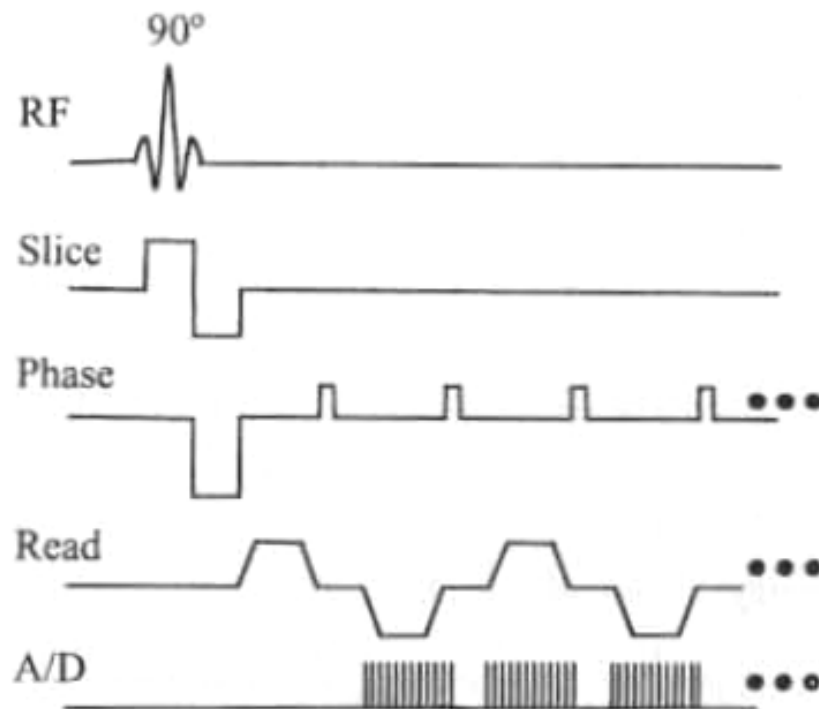
Lista de +155 “sequências” MRI:

<http://www.simplyphysics.com/MARS/Default.html>

Fonte: ref.1



## EPI - Echo-Planar Imaging



**FIGURE 4.33.** (Left) One form of an EPI imaging sequence used for very rapid data acquisition. (Right) The corresponding  $k$ -space trajectory.

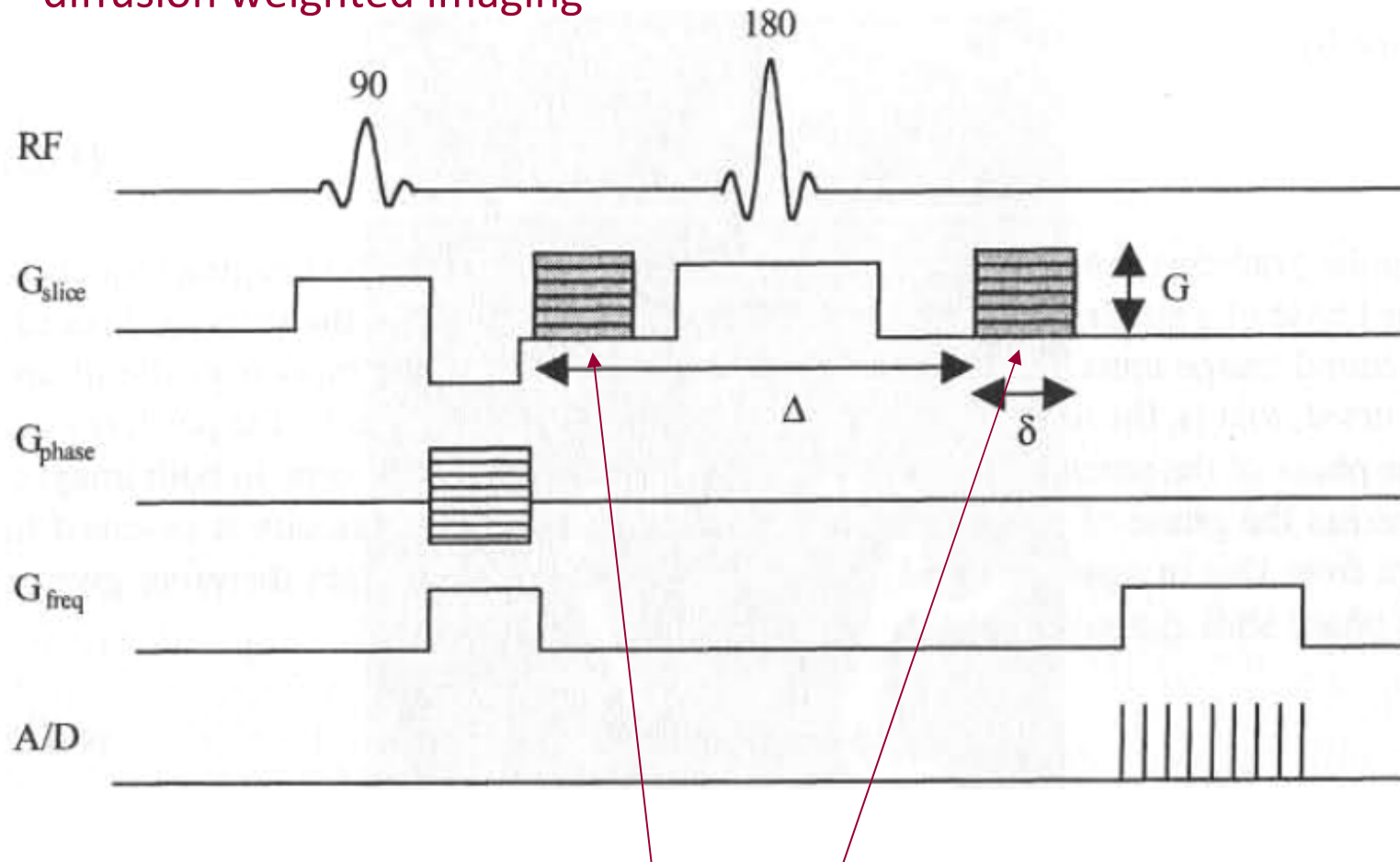
Aquisição de todos os dados num tempo  $t < T_2^* \sim 100\text{ms}$ . Imagem de pior qualidade.

Fonte: ref.1



## Medida do coeficiente de difusão da água nos tecidos

“diffusion weighted imaging”



Se os prótons não se moverem estas fases cancelam-se em cada ponto.  
Se se moverem, há perda de sinal.

Fonte: ref.1

## MRI funcional

O sinal BOLD – “Blood Oxygen Level Dependent”

Actividade cerebral

⇒ vasodilatação local

⇒ oxyhemoglobina circulação mais rápida

⇒ o sangue perde menos oxigénio nessa área

⇒ aumenta a concentração de oxihemoglobina/deoxihemoglobina

⇒ deoxihemoglobina é mais paramagnética que o tecido em torno enquanto a oxihemoglobina é semelhante

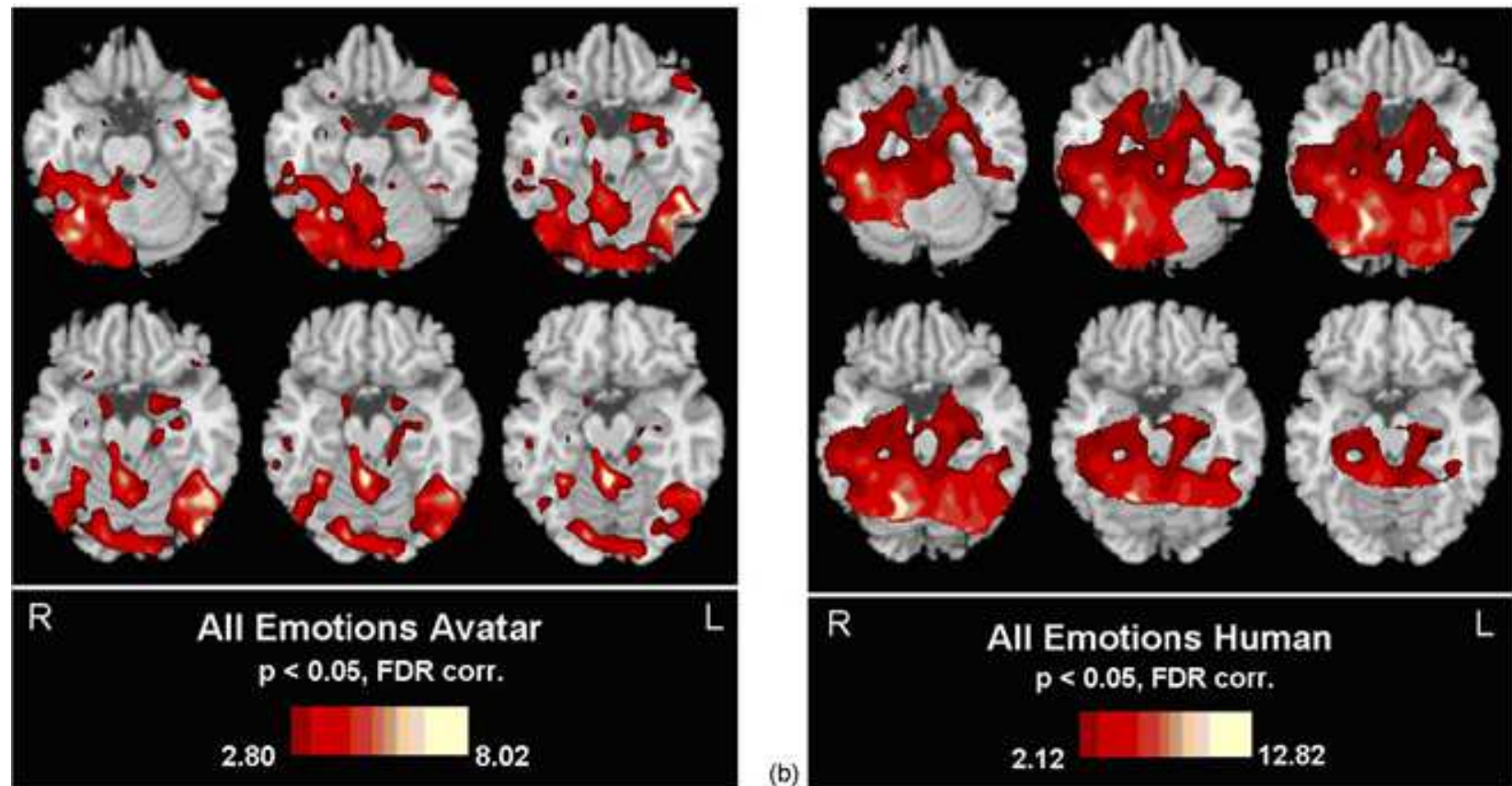
⇒ o sangue torna-se magneticamente mais semelhante ao tecido

⇒ T2 e T2\* aumentam nas zonas de maior actividade cerebral!!!

O contraste é minúsculo (<1%). Fazem-se muitas aquisições antes e depois de um estímulo neurológico e toma-se a média de cada situação (pós-processamento), o que diminui o ruído e subtrai-se. Campo B0 elevado ajuda bastante.



## MRI funcional

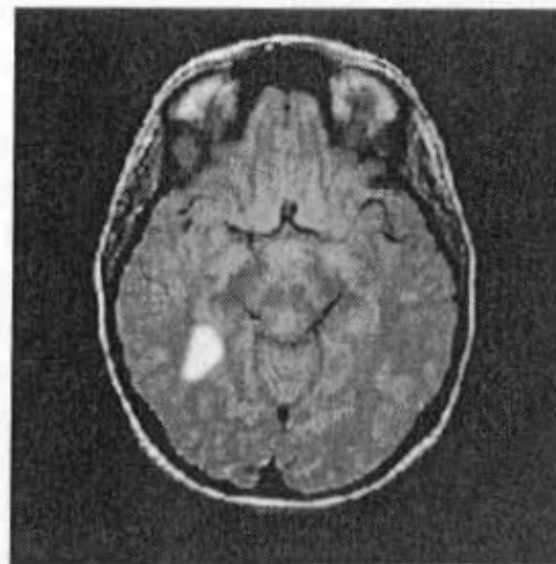
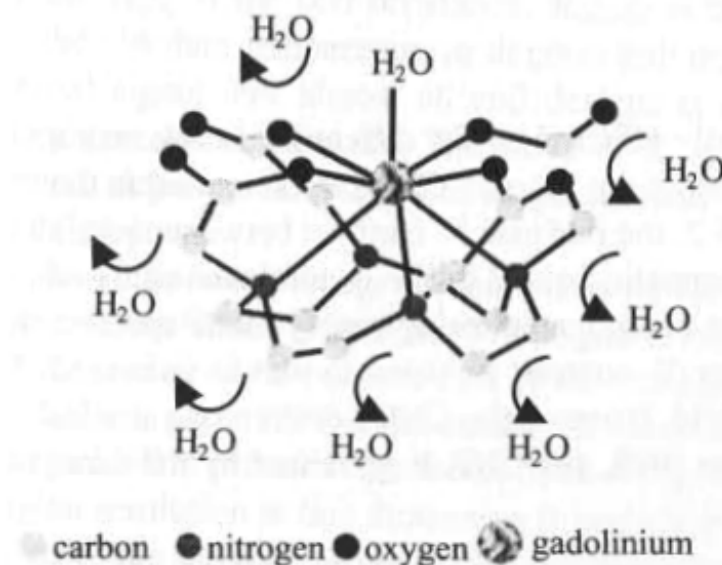


## Reconhecimento de emoções em faces humanas

(Journal of Neuroscience Methods. 2006 Nov 24)

## Paramagnético

Gadolínio é um átomo paramagnético. Quando inserido numa molécula biologicamente activa perturba magneticamente o meio circundante levando a uma diminuição de T1.

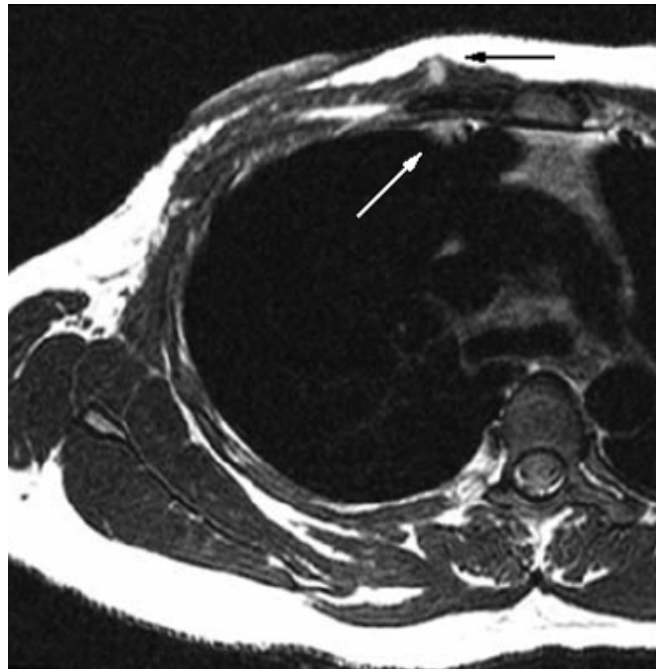


**FIGURE 4.35.** (Left) The chemical structure and mode of operation of Gd-DTPA. Water molecules that diffuse close to the contrast agent, but do not bind to it, have a relatively small reduction in their  $T_1$  value (outer-sphere relaxation). Water molecules that occupy the one free binding site are relaxed very efficiently (inner-sphere relaxation), and have a large reduction in their  $T_1$  value. (Right) A brain scan taken after administration of Gd-DTPA showing enhancement of a tumor.

Fonte: ref.1

## Superparamagnético

Micropartículas de material ferromagnético revestidas de polímero plástico. Agem reduzindo T2, mas têm no organismo um comportamento distinto do contraste paramagnético.




Breast MRI with ultrasmall superparamagnetic iron oxide demonstrates both the enlarged right internal mammary node (white arrow) and right chest wall lesion (black arrow) with hyperintensity, indicating a tumor.

(Nature Clinical Practice Oncology (2005) **2**, 218-221 )

---

# Origem das figuras

- 1 -Introduction to biomedical imaging, Andrew Webb, Wiley-Interscience, ISBN: 0-471-23766-3.
- 2- Introduction to biomedical engineering, John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Bronzino, Elsevier, Amsterdam, ISBN: 978-0-12-238662-6.
- 3 - Encyclopedia of medical devices and instrumentation, JG Webster, 1990, John Wiley & Sons, Inc. New York, NY, USA.
- 4 - Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview, Markus Körner et al., RadioGraphics 2007; 27:675–686 • Published online 10.1148/rg.273065075
- 5 – Basic Physics of Nuclear Medicine, KieranMaher et al.,  
[http://en.wikibooks.org/wiki/Basic\\_Physics\\_of\\_Nuclear\\_Medicine](http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine)
- 6 – Biomedical Technology and Devices Handbook, CRC press, James Moore, George Zouridakis (eds.), Boca Raton 2004.
- 7 – The Physics of Medical Imaging, S.Webb, 1988, IOP Publishing.
- 8 – Biomedical Engineering Handbook, J. D. Bronzino, 2000, CRC press LLC, Boca Raton.
- 9 -  The home of  
MRI Physics  
put Simply