

# Ressonância Magnética

Aluno : Bruno Raphael Pereira Morais



# Histórico

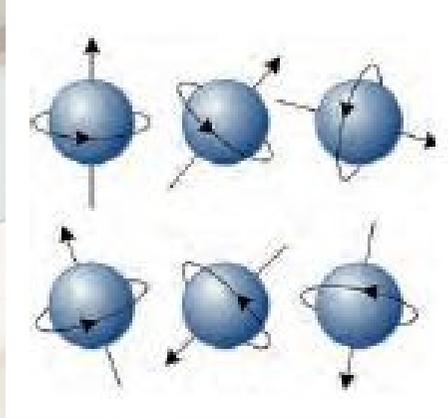
- 1873 – Maxwell , com sua teoria para campos elétricos e magnéticos. Lorentz com a Teoria do Elétron.
- 1887 – Hertz – Radiofrequência
- 1924 – Pauli – Magnetismo Nuclear
- 1946 – Felix Bloch(Stanford) e Edward Purcell (Harvard) descreveram em trabalhos independentes a ressonância magnética em sólidos.
- 1971 – Raymond Damadian demonstra que as constantes de relaxação da água são bastante diferentes em tumores malignos de ratos quando comparados a tecidos normais. Produziu uma imagem por RMN do tumor de um rato.
- 1973 – Paul Lauterbur publica a primeira imagem RMN de um objeto heterogêneo.

# Histórico

- 1977 – Raymond Damadian publica a primeira imagem humana obtida por RMN.
- 1980 – Primeira imagem de qualidade do cérebro produzida por um grupo na universidade de Nottingham.
- 1981 – Publicados primeiros estudos usando IRMN em pacientes.

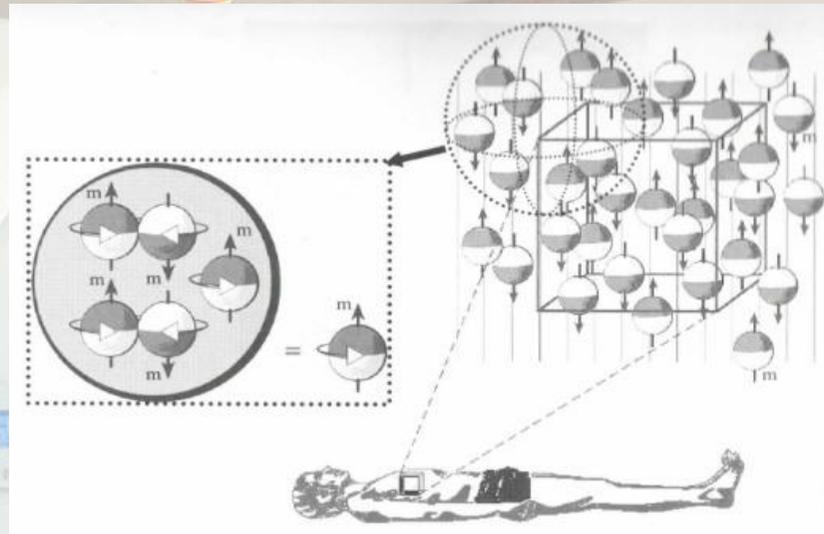


# Spin Nuclear



- Propriedade fundamental de todas as partículas elementares: prótons, nêutrons e elétrons.
- Trata-se do momento angular pertencente à partícula em questão.

# Spin Nuclear

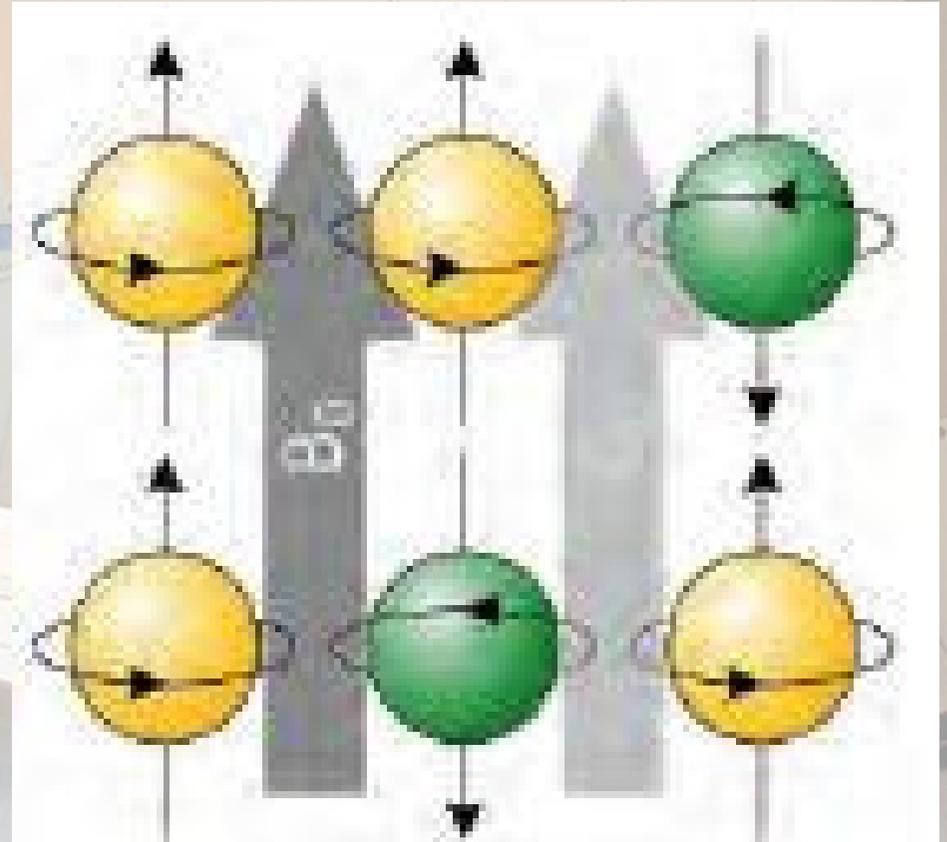


- Partículas com spins em sentidos opostos cancelam-se em valor. O Spin total de uma rede de núcleos depende do número de partículas que não se cancelaram.

- O valor é sempre em múltiplos de  $1/2$ .

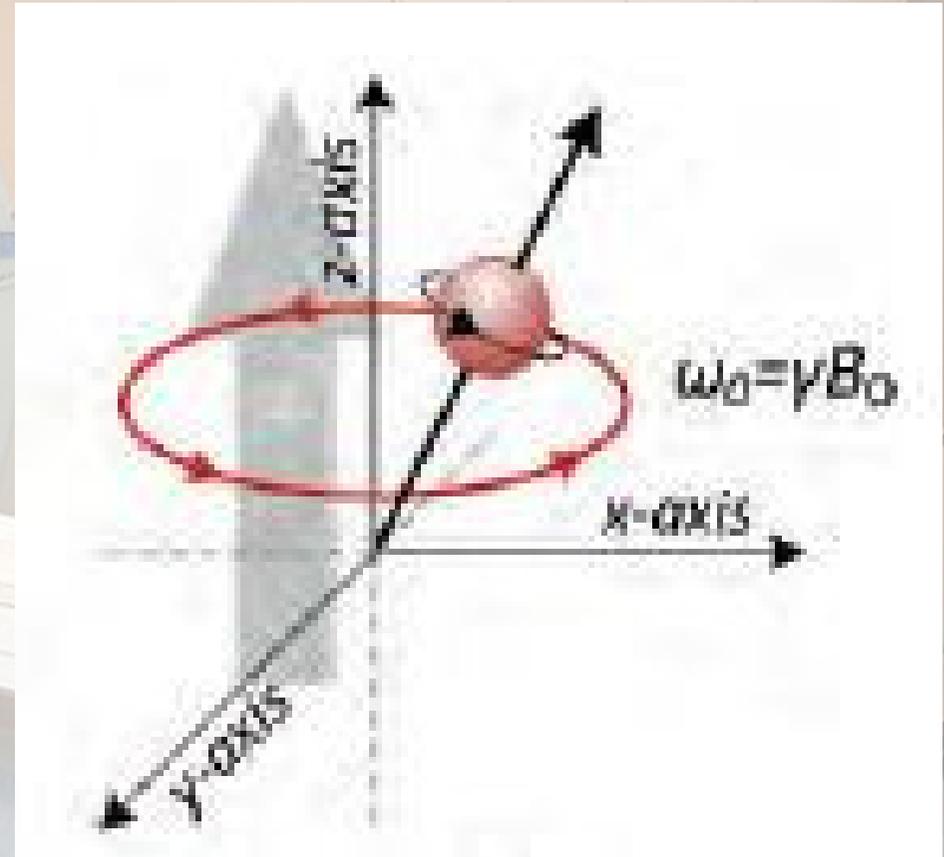
# Spin Nuclear

- Se aplicamos um campo magnético externo  $B_0$ , os spins se alinharão ou paralelamente, ou em sentido contrário a este campo.



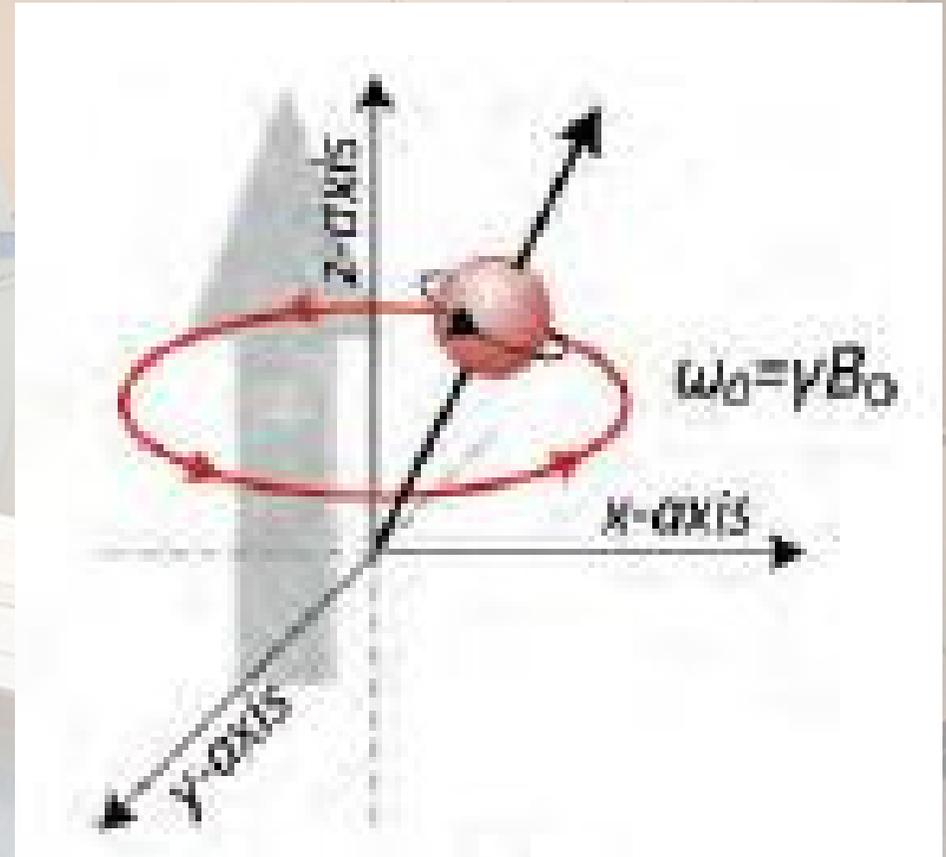
# Spin Nuclear

- No entanto, o alinhamento não será exato: a partícula rodará em torno de um eixo na direção deste campo aplicado, graças ao movimento de precessão dos prótons.



# Spin Nuclear

- Este efeito chama-se “Efeito Zeeman”, e foi descoberto pelo físico Holandês Peter Zeeman em 1897 e explicado por Lorentz em sua “Teoria do Elétron” no mesmo ano.



# Spin Nuclear

- A precessão acontece em uma certa frequência chamada frequência de Larmor.
- Depende de uma frequência giromagnética da partícula em questão e do módulo da intensidade do campo magnético externo aplicado.
- Para um átomo de hidrogênio, este valor é aproximadamente  $42,85 \times |B|$

# Hidrogênio

- Razões para escolhermos o hidrogênio:
- - Possui um valor alto para a constante giromagnética, ou seja, maior sensibilidade à ação de campos magnéticos.

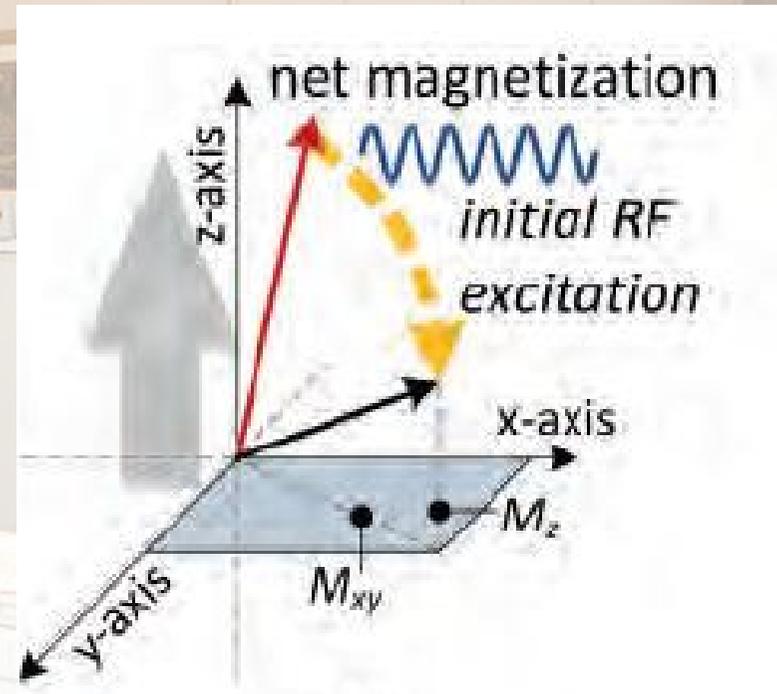
Símbolo	Elemento	Concentração nos tecidos ( % ) (mol/Kg)
$^1\text{H}$	Hidrogênio	100
$^{13}\text{C}$	Carbono	0,1 – 1,6
$^{14}\text{N}$	Nitrogênio	2,4
$^{19}\text{F}$	Flúor	Desprezível
$^{23}\text{Na}$	Sódio	0,15
$^{31}\text{P}$	Fósforo	0,001 – 0,05
$^{39}\text{K}$	Potássio	0,05

# Rede de Magnetização

- É a soma dos vetores de magnetização de todos os spins.
- Contém 2 componentes:
- Magnetização Longitudinal : Paralela ao eixo. Causada pelos prótons restantes em baixo nível de energia.
- Magnetização Transversal: Perpendicular ao eixo.

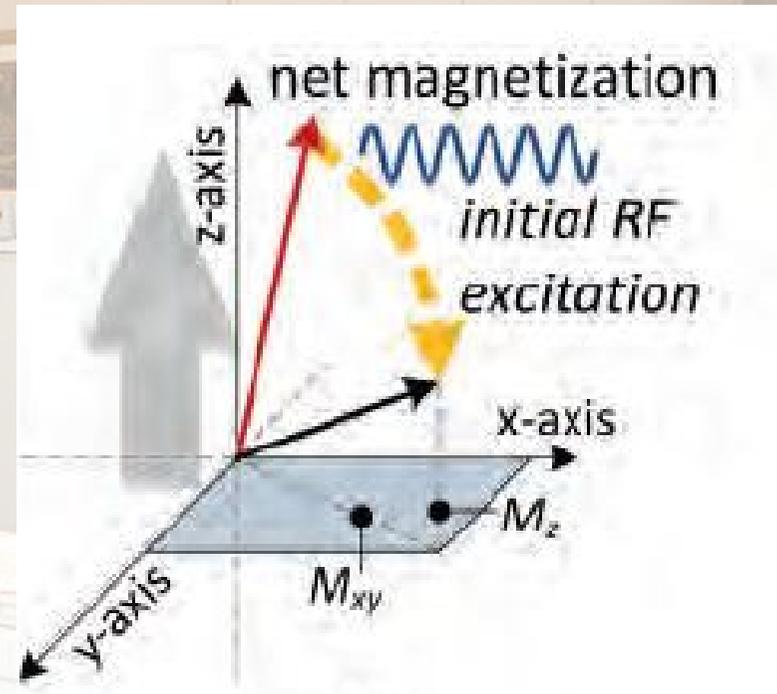
# Rede de Magnetização

- Ao aplicarmos uma radiofrequência (RF) de mesma frequência angular que o sistema sobre a rede de magnetização, o vetor é deslocado para longe do campo magnético  $B$  por ressonância.



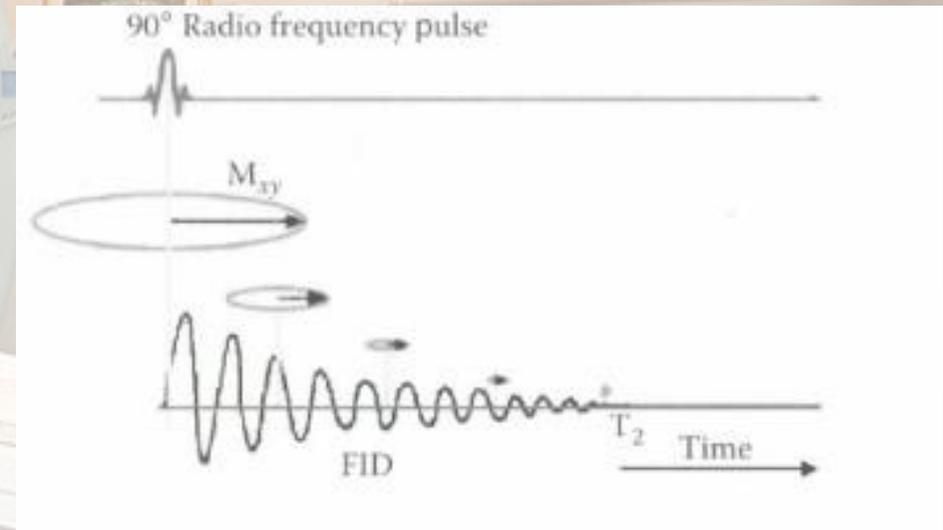
# Rede de Magnetização

- O ângulo em que essa RF é aplicada em relação à rede de magnetização altera a direção final da rede, gerando uma inclinação.
- Este ângulo é chamado de ângulo de giro (flip angle)



# Rede de magnetização

- A diferença de energia entre a orientação natural do spin e a forçada é emitida na forma de ondas eletromagnéticas na frequência de Larmor.
- Graças ao alinhamento magnético das ondas, este pulso eletromagnético gera um sinal RF que chamamos de FID.



# Rede de Magnetização

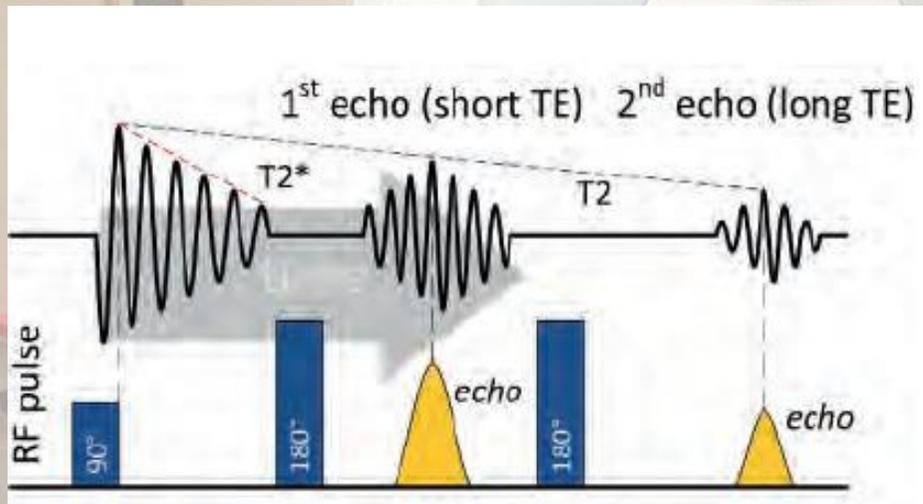
- Ao término do pulso de RF, os prótons irão re-radiar a energia absorvida e o vetor da rede de magnetização retornará ao seu estado de equilíbrio.
- Chamamos de *relaxamento T1* o tempo que leva para a componente de magnetização longitudinal  $M_z$  retornar ao seu estado de equilíbrio.
- Analogamente, *relaxamento T2* é o tempo para a componente  $M_{xy}$ , de magnetização transversa.

# Tempos de Relaxamento

- Esses tempos de relaxamento dependem de vários fatores, como a intensidade da RF e do campo magnético usados, da uniformidade desses campos magnéticos, do tipo de tecido orgânico, da interação entre prótons, entre outros.
- Imperfeições no campo magnético externo influenciam nos spins de cada próton, criando um desvio transversal para fora da direção esperada, alterando  $T_2$  para  $T_2^*$ .

# Tempos de Relaxamento

- Esse tipo de relaxamento deve ser corrigido aplicando-se outro pulso RF para realinhar os prótons, invertendo o sentido dos spins. O tempo até que os prótons se realinham é chamado de *echo time*.



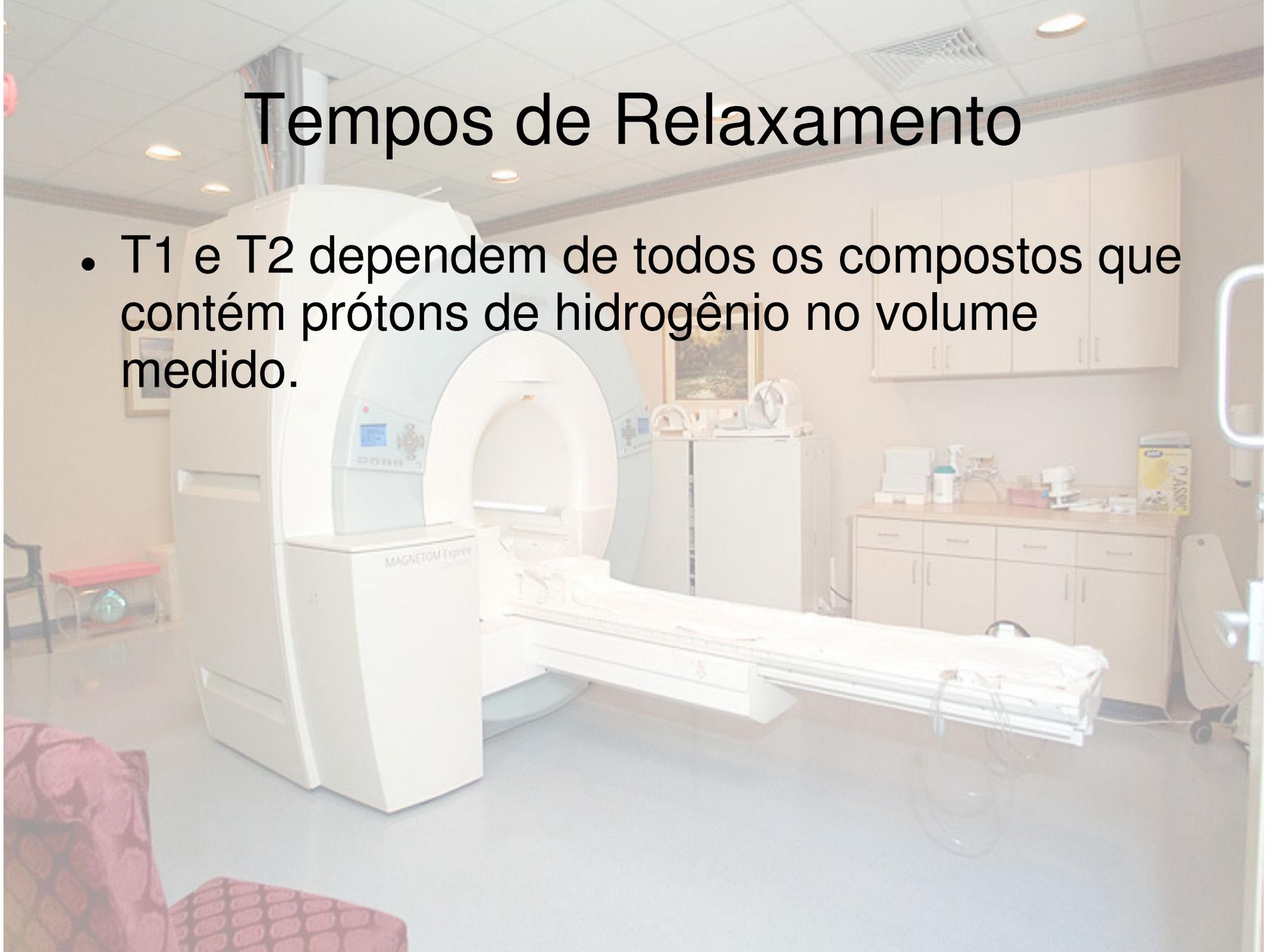
# Tempos de relaxamento

Tissue	T1 (msec)	T2 (msec)	Tissue	T1 (msec)	T2 (msec)
Muscle	870	47	Gray matter (brain)	920	100
Liver	490	43	White matter (brain)	790	92
Kidney	650	58	CSF	2400	160
Lung	830	80			

- Interações entre spins ocorrem mais rapidamente, por isso T2 é sempre menor.
- Moléculas maiores movem-se mais lentamente, causando a T1 aumentar graças à dificuldade que a molécula tem em dissipar energia.

# Tempos de Relaxamento

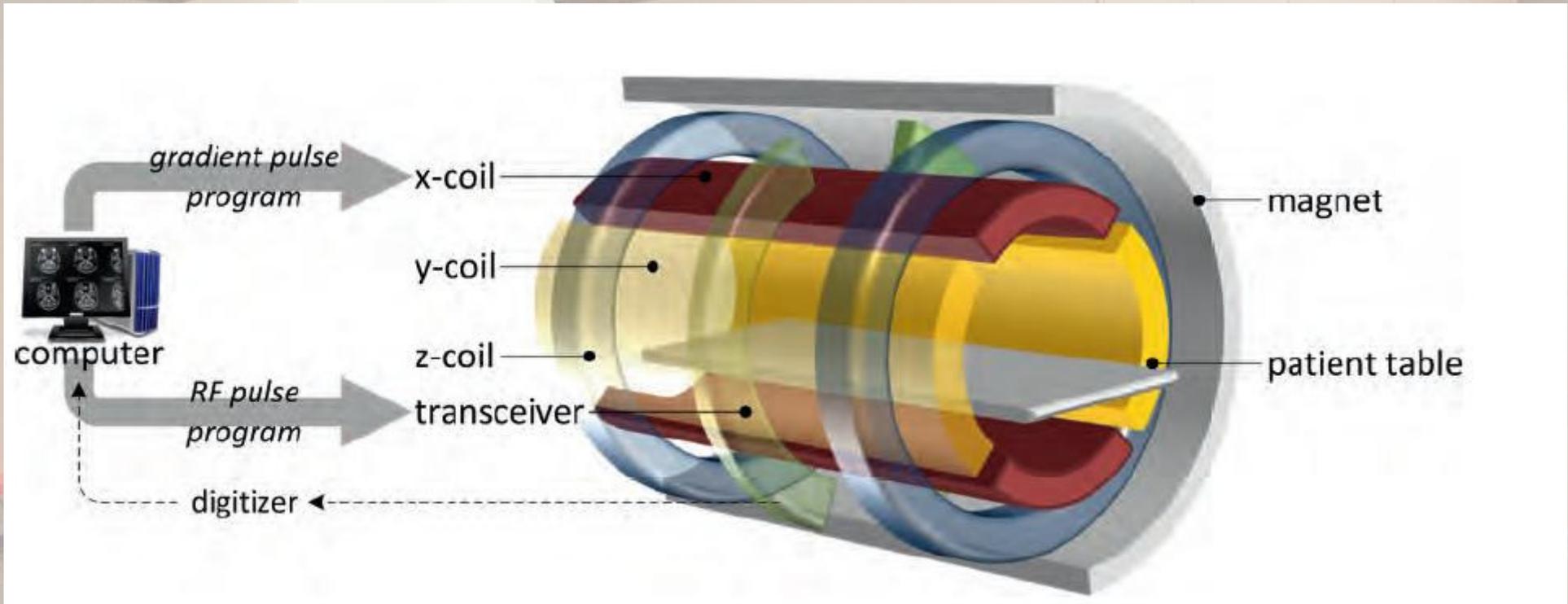
- T1 e T2 dependem de todos os compostos que contém prótons de hidrogênio no volume medido.



# Gradientes

- Variamos o campo magnético aplicado de forma que o valor diminua da cabeça aos pés, formando um gradiente.
- A frequência de Larmor terá que variar também para que possamos detectar a composição interna através da ressonância.
- Será feito um mapeamento de intensidades, posições e frequências angulares.

# Gradientes

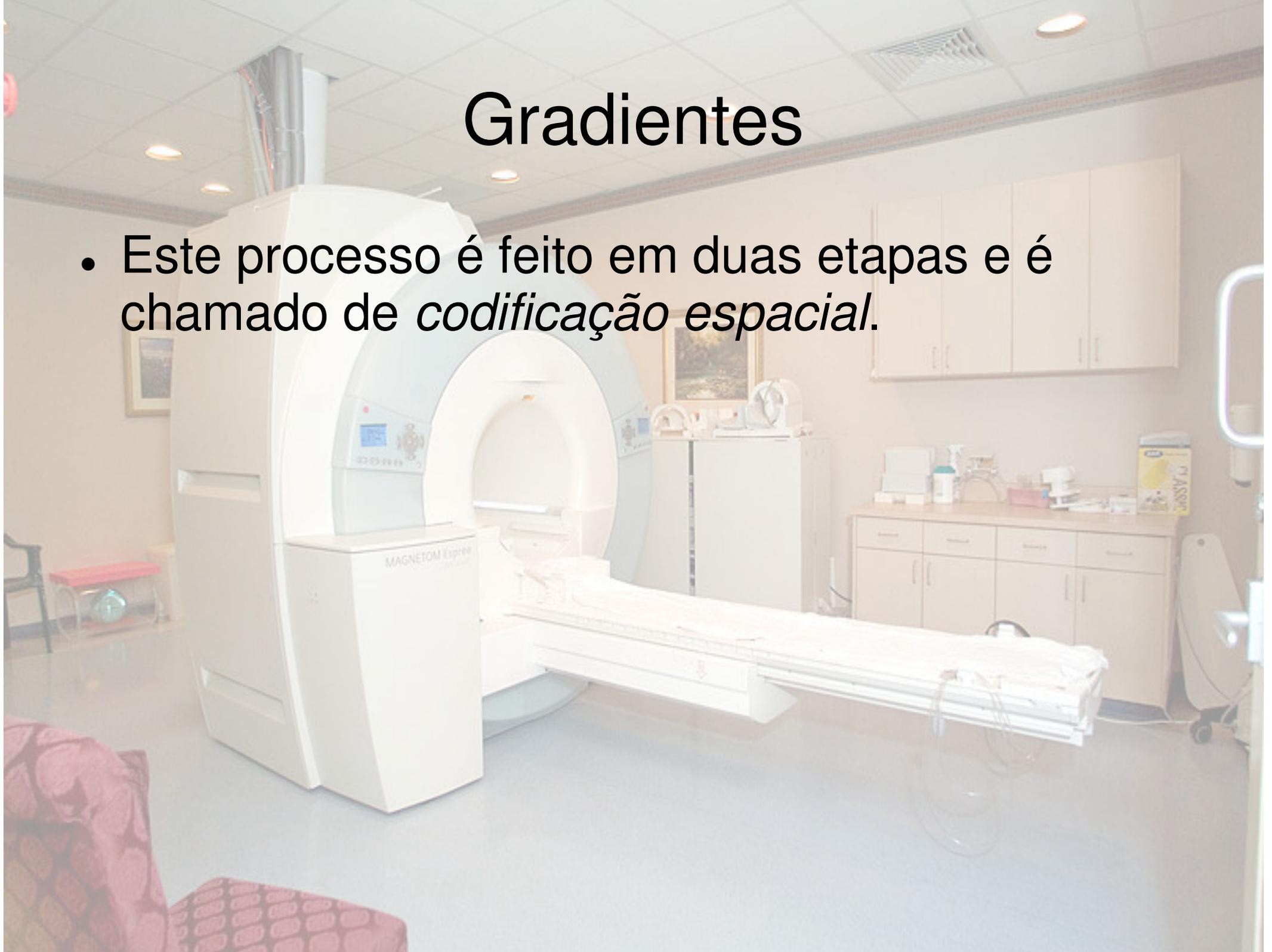


# Gradientes

- No eixo  $z$  (vertical) será feita a seleção de fatia. (slice selection).
- Os eixos  $x$  e  $y$  são responsáveis pelas codificações de frequência e de fase.
- As posições  $(x,y)$  de cada ponto são encontradas através das frequências e fases de spin de cada ponto lido. Dois campos magnéticos gerenciam como esses pontos estarão distribuídos.

# Gradientes

- Este processo é feito em duas etapas e é chamado de *codificação espacial*.

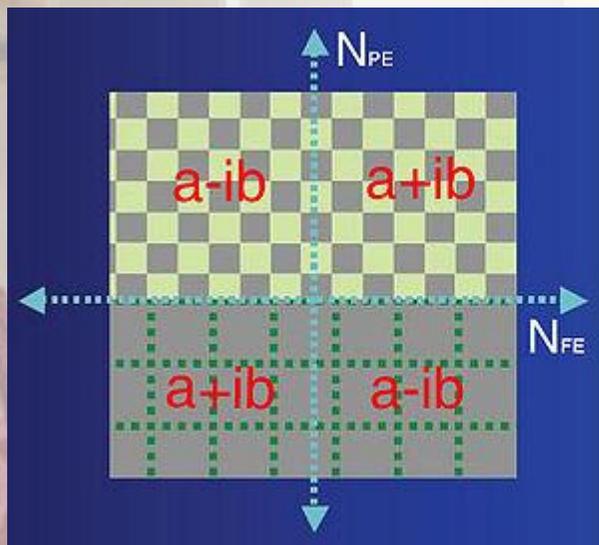


# K-Espaços

- Formalismo introduzido em 1983 por Ljunggren e Twieg.
- Visa relacionar as informações de fase e frequência obtidas com pontos no espaço.
- Para isso, aplicamos transformadas de Fourier sobre os valores obtidos.

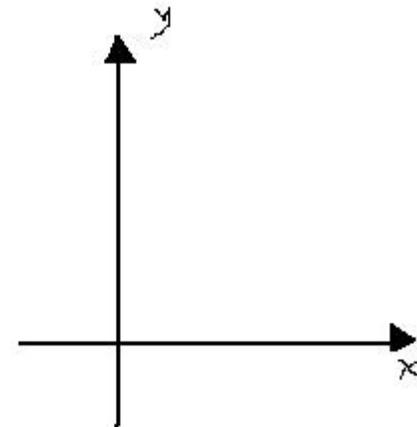
# K-Espaços

- O scanner obtém uma matriz 2D ou 3D, de acordo com o resultado desejado.
- Os dados serão transformados para um domínio espacial aplicando uma transformada de Fourier nesta matriz.



$$k_{FE} = \bar{\gamma} G_{FE} m \Delta t$$

$$k_{PE} = \bar{\gamma} n \Delta G_{PE} \tau$$



# Cálculo da Transformada

- Em  $t=0$ , os spins estarão alinhados na direção do campo de magnetização  $M_z$ . (Equilíbrio termal)
- Durante o pulso, o vetor de magnetização será deslocado na direção do plano x-y por um campo oscilante  $H = H_0 + \cos(\omega t)$ , que gera um sinal FID após o término do pulso, quando os prótons entram em precessão.
- A magnetização no plano x-y é medida e então aplica-se a transformada:
- $M_{xy} = M_0 \cdot \exp(-t/T_2^*)$  e  $M_0 - M_z = \exp(-t/T_1)$
- Para achar  $T_2$  aplicamos

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{\gamma \Delta H_0}{2}$$

# Cálculo da Transformada

- Versão simplificada (1D):
- Precisamos achar a densidade dos prótons em uma linha.
- A frequência de tempo do sinal FID é diretamente proporcional à força do campo magnético. Frequência normal e angular são relacionadas por  $\omega = 2\pi f$

Especificamente:

$$\omega_x = \gamma x G_x$$

- Se a densidade em cada ponto é especificada por  $\rho(x)$ , teremos a integral de linha que representa o sinal medido  $f(t)$ :

$$f(t) = \int_x \rho(x) e^{-i\gamma x G_x t} dx$$

# Cálculo da Transformada

- Resolvemos aplicando o teorema das fatias.
- Arquivos de imagens de MR são tipicamente de resolução  $256 \times 256$ , representando espessura de 1mm.
- No caso de imagens 3D, a grossura pode variar de 1 a 10 mm.

# Geração de Sinais

- Chamaremos o tempo entre cada conjunto de pulsos de tempo de repetição (TR).
- Os sinais são enviados na seguinte ordem:
  - - O gradiente de seleção de fatia (slice)
  - - O pulso RF de excitação
  - - O gradiente de codificação de fase
  - - Geração de eco
  - - O gradiente de codificação de frequência

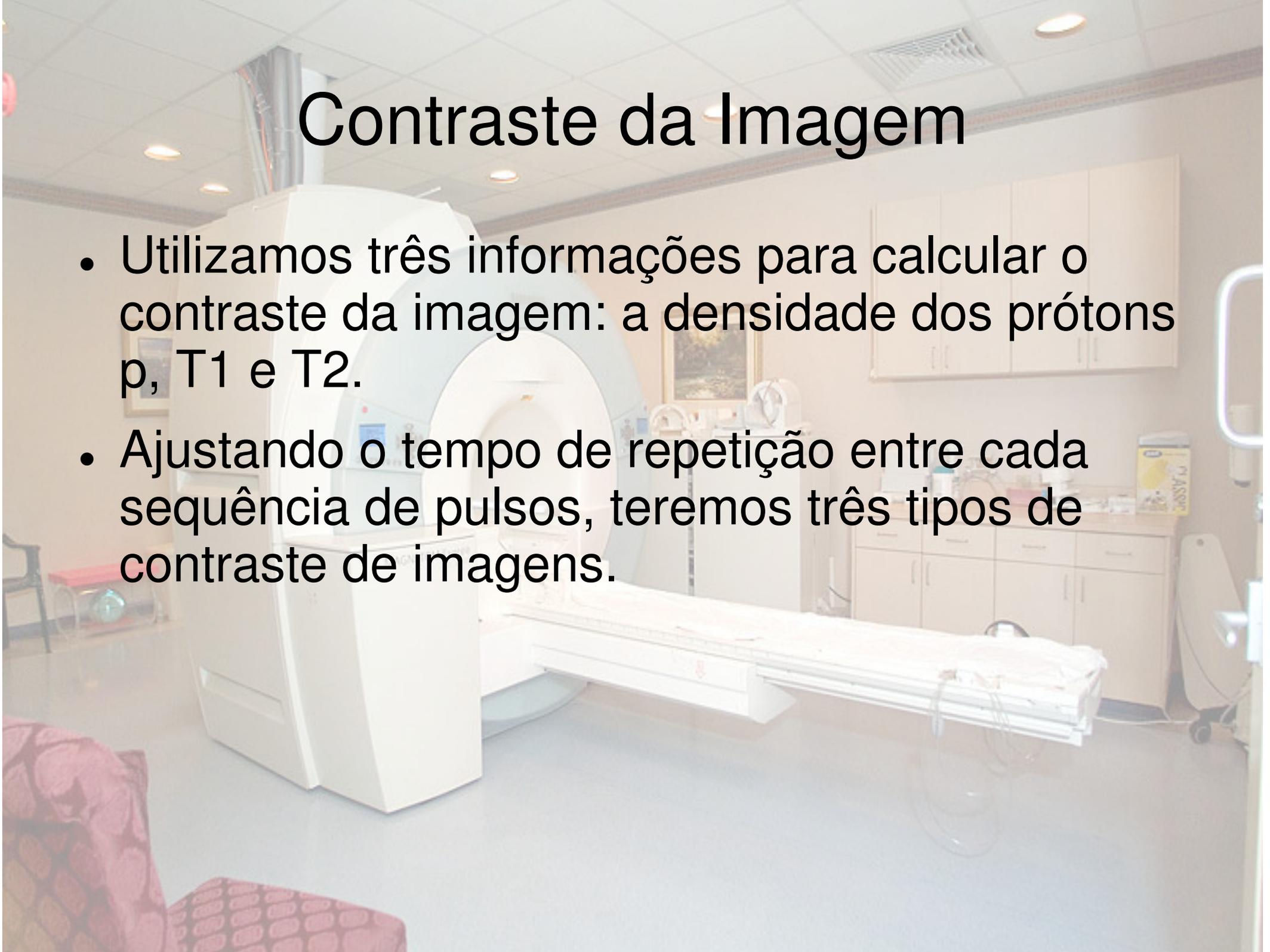
# Geração de Sinais

- Existem 3 formas de geração de sinais:
- Eco de spin
- Recuperação invertida
- Eco de gradiente

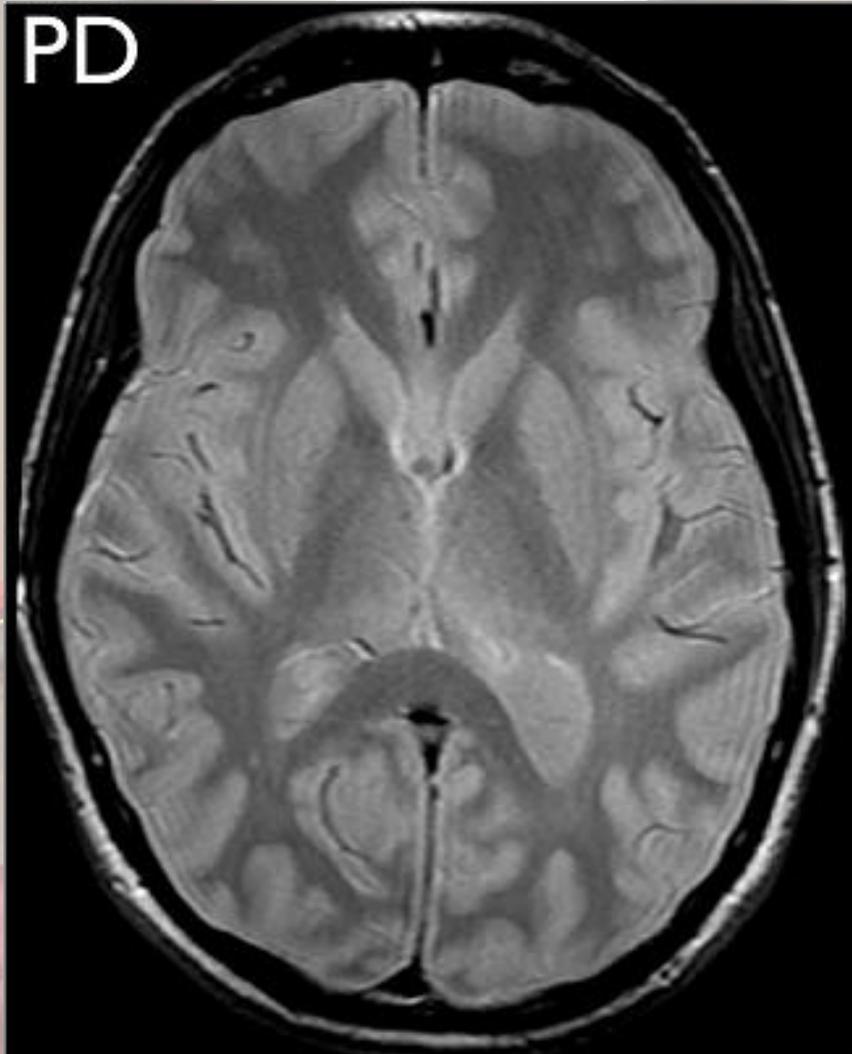


# Contraste da Imagem

- Utilizamos três informações para calcular o contraste da imagem: a densidade dos prótons  $\rho$ , T1 e T2.
- Ajustando o tempo de repetição entre cada sequência de pulsos, teremos três tipos de contraste de imagens.

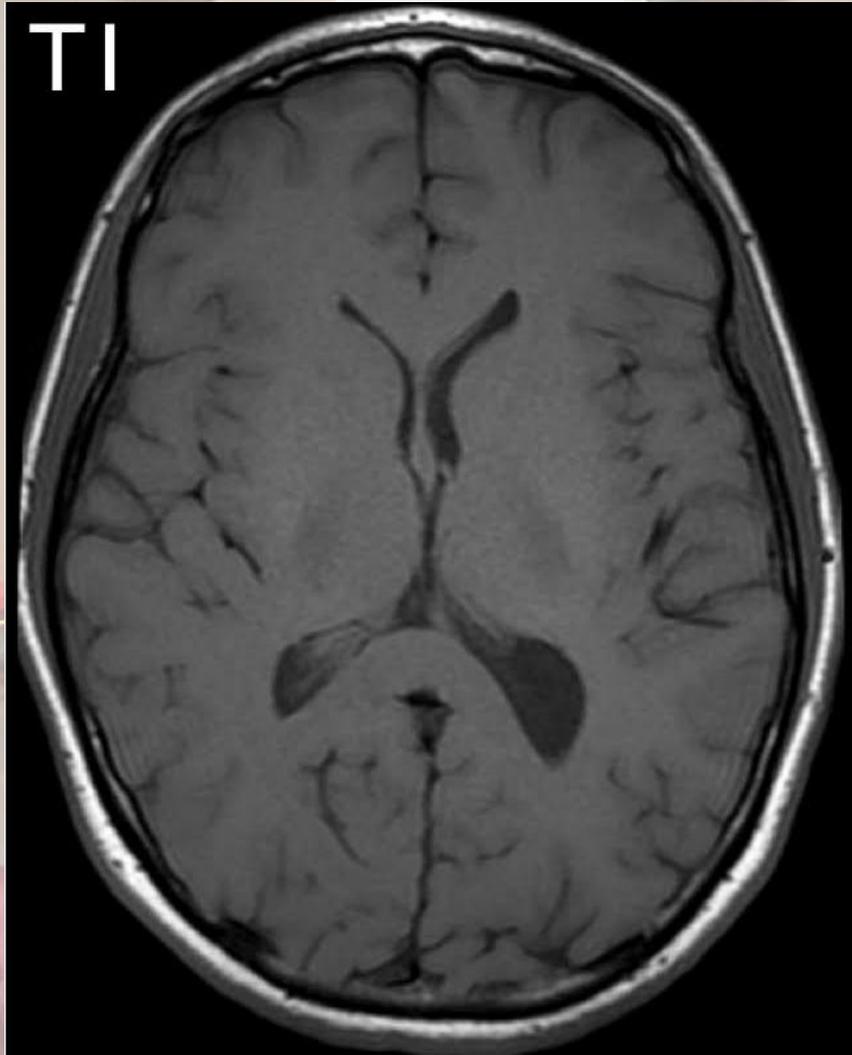


# Contraste de Imagens



- Por densidade de prótons (PD): Longo TR e curto TE.
- As imagens são baseadas na variação de concentração de hidrogênio se movendo.

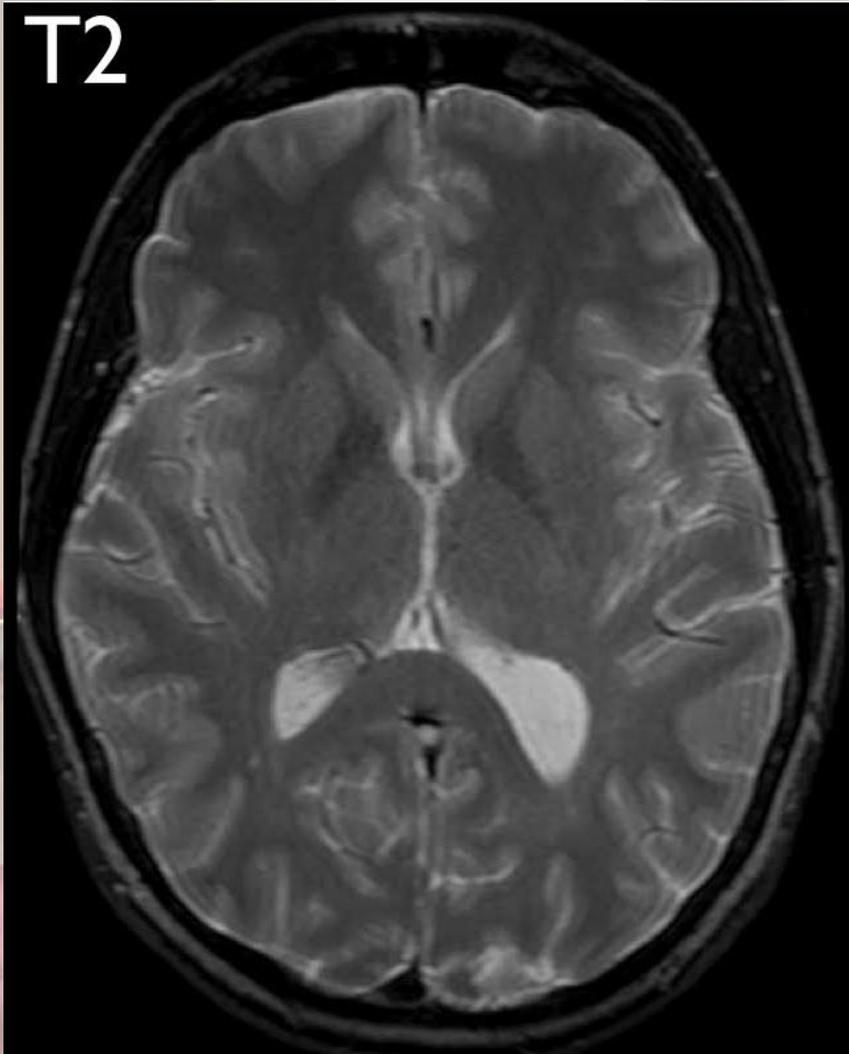
# Contraste de Imagens



- Imagens pesadas por T1: Curto TR e curto TE.
- O contraste e o brilho são determinados por T1, mas a densidade sempre influi na intensidade.
- Mostram gordura mais claro e água mais escuro.

# Contraste de Imagens

T2



- Imagens pesadas por T2: Longo TR e longo TE.
- Gordura aparece mais escura e água aparece mais clara.
- Massa branca contém gordura, aparecendo mais escura que massa cinzenta.

# SNR (Signal-to-Noise Ratio)

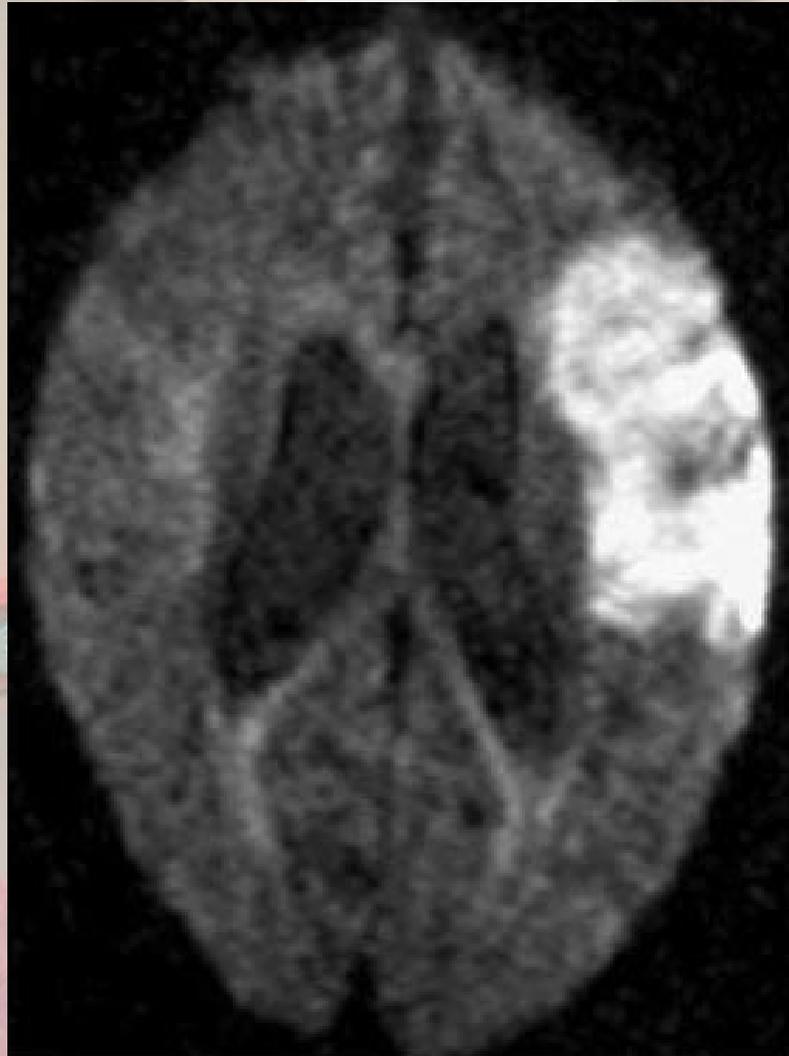
- Vários tipos de ruído acontecem: influência térmica, artefatos devido a movimentos feitos pelo paciente, etc.
- Desejamos ter uma taxa de sinal/ruído o mais alta quanto possível.
- Um campo magnético mais forte nos trará mais precisão, no entanto é arriscado para o paciente. Deve-se obter uma relação balanceada entre contraste e saturação.

# SNR (Signal-to-Noise Ratio)

- Podemos reduzir artefatos de movimento usando filtros de *deblurring*.
- Fatias mais finas originam mais ruído.
- Para remoção de ruídos, são usados principalmente métodos baseados em estatística e métodos de *thresholding*.



# Outros exemplos



- Imagem pesada por difusão(DWI):
- Medida é baseada no movimento Browniano da água.
- Imagens mais claras onde há mais difusão de moléculas de água.
- Detecta isquemia cerebral.

# MRI funcional (fMRI)

- Desenvolvida numa tentativa de fazer um mapeamento completo do cérebro.
- No início dos anos 90 foi descoberto que a oxigenação no sangue age como um fator de contraste para MRI.
- Pede-se ao paciente que realize determinada tarefa relacionada ao que se deseja medir.
- Exemplo: Para coordenação motora, pede-se ao paciente que mexa um braço ou perna.

# MRI Funcional (fMRI)

- Duas técnicas para obtenção de imagens fMRI:
- FLASH( fast low angle shot), onde usamos um TR baixo.
- EPI(echoplanar imaging): pulsos RF de baixa amplitude com gradiente alto para o campo magnético.
- EPI gera distorções mas é o mais utilizado graças à sua velocidade.



# BOLD MRI

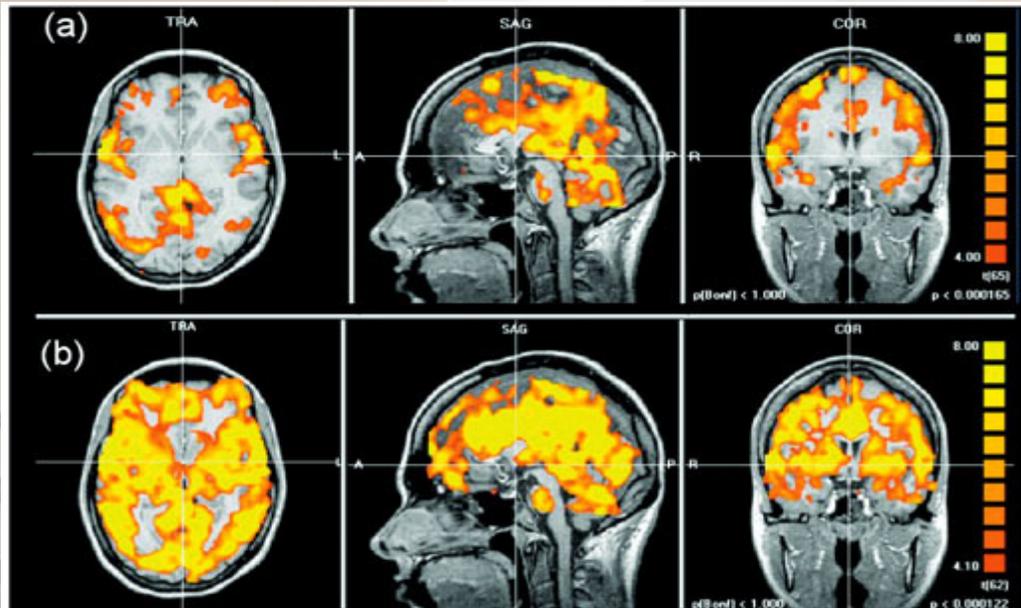


Fig 2. Statistical map of BOLD signal change induced by breath holding. (a) 14s and (b) 27s. The peak of activity demonstrates a global increase in brain perfusion throughout the both hemispheres.

- Blood Oxygenation level-dependent MRI: Aproveita-se das propriedades magnéticas do sangue oxigenado (diamagnético) e desoxigenado (paramagnético)
- Quando os neurônios são ativados, há uma mudança no fluxo do sangue, que causa uma alteração no  $T2^*$  medido, graças à mudança no nível de deoxi-hemoglobina.

# Aplicações de fMRI

- Monitorando recepção de áudio no cérebro
- Verifica-se a resposta do cérebro do paciente ao emitir voz ou sons de várias frequências e amplitudes
- Percebe-se a mudança de suprimento de oxigênio para áreas diferentes do cérebro durante o processo.
- É necessário um algoritmo rápido, que obtenha pelo menos 5 imagens por segundo.



# Aplicações de fMRI



- Monitoramento da atividade dos motoneurônios
- Monitoramento da atividade do córtex visual
- É examinada a mudança de atividade nos voxels do lado posterior do cérebro. O estímulo dado ao paciente varia de acordo com o que se deseja avaliar.

# Bibliografia

- *Medical Imaging Informatics* - Alex AT Bui, Ricky K. Taira , Ed. Springer
- *Biomedical Signal and Image Processing* – Najarian, Taylor , Ed. Springer
- Wikipedia [http://en.wikipedia.org/wiki/Key-space\\_%28MRI%29](http://en.wikipedia.org/wiki/Key-space_%28MRI%29)
- Curiosidades da Física <http://www.searadaciencia.ufc.br/folclore/folclore150.htm>

# Bibliografia

- Tecnologia Radiológica  
<http://www.tecnologiaradiologica.com/>
- Magnetic Resonance Technology  
IP <http://www.mr-tip.com/serv1.php>
- Trabalho sobre Ressonância - UFRGS  
<http://www.ufrgs.br/biofis/ressonancia.pdf>

