

PTC2892
Princípios da Formação e Processamento
de Imagens Médicas

Ressonância Magnética

Prof. S Furuie

Adaptado dos slides do PTC 5892 – M Rebelo, S Furuie

Plano da aula de hoje

- Princípios físicos de Ressonância Magnética
- Formação de imagens em Ressonância Magnética
- As aulas estão no site:
* <http://moodle.stoa.usp.br>

Revisando alguns pontos

MODALIDADE	FORMAS DE ENERGIA	PARÂMETROS FÍSICOS	INFORMAÇÕES
Consulta: Visual, auditivo, tato, movimento, ...	Luz Som Mecânica, ...		História da saúde Sintomas
Radiologia: Convencional Digital Tomográfica	Ondas e.m.	l, μ, ρ	Anatomia Dinâmica Dimensões Volumes
Ultra-sonografia: Modo - A Modo - B Modo - TM Doppler 3 - D	Ondas mecânicas	l, z v, v, f, λ	Anatomia Dimensões Massa Movimento Função Velocidade Fluxo, ...
Medicina Nuclear: Convencional SPECT PET	Ondas e.m.	l, μ	Função Metabolismo Dimensões Volumes Anatomia
Ressonância Magnética Nuclear: Tomográficas Funcionais	Ondas e.m.	Campos magnéticos Momentos magnéticos, T_1, T_2, ρ	Anatomia Alterações na estrutura dos tecidos Dinâmica Função
Microscopia: Óptica Eletrônica	Luz visível Elétrons Luz síncrotron	l Coef. transmissão elet. Coef. reflexão elet.	Histológicas Estruturas celulares Superfície

O quê, por quê, como?

RM: PRINCÍPIOS FÍSICOS QUAL É A MÁGICA?

Histórico

1946	Fenômeno de Ressonância - Bloch & Purcell
1952	Prêmio Nobel Física - Bloch & Purcell
1950	NMR em espectroscopia
1970	
1972	Tomografia Computadorizada
1975	Fourier Imaging - Ernst
1980	Utilização Clínica
1991	Prêmio Nobel - Ernst

Resumindo ...

- 1) Campo magn. estático forte
=> precessão dos spins: ω
- 2) Aplicando energia RF
=> Entra em ressonância e muda config. dos spins
- 3) Desligando RF
=> Libera sinal RF
- 4) Decodificar energia por posição (gradientes de campo magn)

Intensidade do elemento da imagem

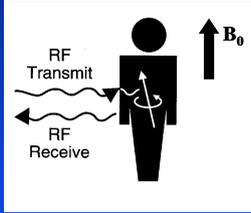
{

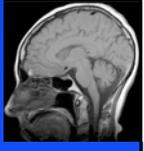
Densidade de prótons

Magnetização Longitudinal - T1

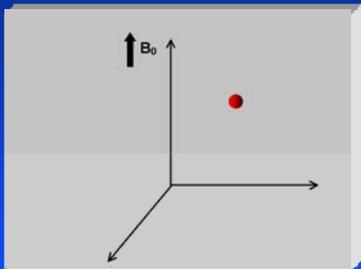
Magnetização Transversal - T2

Fluxo



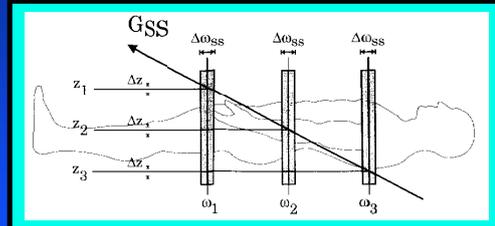


Frequência de Larmor



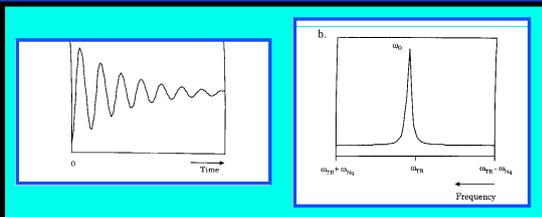
A frequência de precessão, chamada de **frequência de Larmor** é dada por: $\omega_0 = \gamma B_0$
 γ razão giromagnética (prótons de H: 42.6 MHz/Tesla)

Codificando posição em frequência



Transformada de Fourier-FID

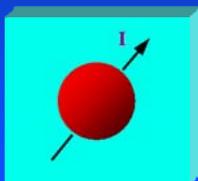
- ♦ A Transformada de Fourier (TF) do FID captado pela bobina é um gráfico de amplitude do sinal recebido em função de sua frequência (posição)



DETALHANDO...

Spin nuclear

- ♦ Núcleos contêm prótons e nêutrons
- ✓ possuem um movimento intrínseco de rotação
=> **momento angular de spin nuclear ou spin**



Momento magnético nuclear

- ♦ 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.
- ✓ geração de um momento magnético de dipolo μ_p , normal ao plano de circulação das cargas.

Momento magnético nuclear

distribuição de carga em movimento de rotação produzindo um campo magnético

o arranjo é análogo a um ímã

o próton visto como um dipolo magnético

Núcleos - momento magnético

- ◆ Em muitos núcleos os prótons e nêutrons estão emparelhados de tal forma que seus spins e momentos magnéticos se cancelam
- ◆ Se o núcleo possui um número ímpar de prótons + nêutrons => exibe spin e momento magnético
- ◆ A teoria desenvolvida nesta apresentação será feita para o núcleo do átomo de hidrogênio (um único próton) : elemento mais abundante no corpo e gera o sinal de NMR mais forte entre os núcleos

Núcleos na ausência de campo magnético

Na ausência de campo magnético externo, os momentos magnéticos nucleares têm direção aleatória

Propriedades do núcleo sob ação de um campo magnético

- ◆ Aplicando-se um campo magnético externo B_0 , o próton vai se comportar como uma pequena bússola e tenderá a se alinhar ao campo.

Aplicação do campo magnético estático

Resultado esperado?

Resultado esperado?

Partículas elementares não apresentam um comportamento tão simples!

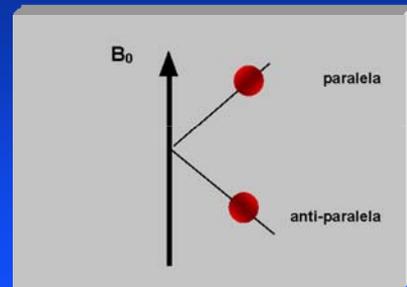


Mecânica quântica

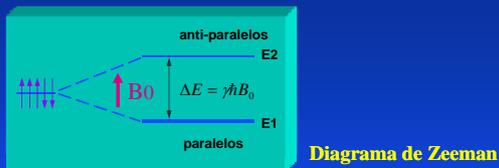
- ◆ Próton => partícula elementar
- √ Obedece às regras de Física Quântica
- √ Sob a ação de B_0 , a direção de I não vai ser paralela ao campo aplicado
- √ A componente z de I é dada por: $m_I \hbar$
- √ m_I é o **número quântico magnético**
- √ estados de energia possíveis: $2I + 1$
- √ **I número quântico de spin**
- √ Próton: $I=1/2 \Rightarrow$ estados possíveis $\pm 1/2$
- √ Spin up e spin down



Alinhamentos do próton



Níveis de Energia



- ◆ Sistemas físicos tendem a ocupar estado de menor energia.
- ◆ Seria esperado que todos os prótons se alinhassem paralelamente ao campo
- ◆ Se $T=$ zero absoluto isso ocorreria



Diferença de população entre os estados

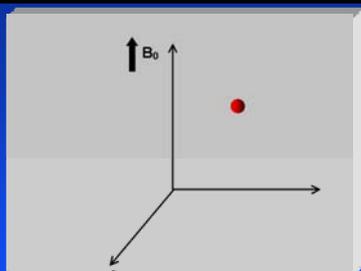
- ◆ A diferença de energia entre os dois estados é muito pequena: a energia térmica em temperaturas mais elevadas faz com que os dois estados estejam quase igualmente ocupados
- ◆ O número de prótons que ocupa o estado de menor energia é ligeiramente maior

$$\frac{n(\text{spin_up}, +\frac{1}{2})}{n(\text{spin_down}, -\frac{1}{2})} = \exp\left(\frac{\Delta E}{kT_s}\right)$$

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



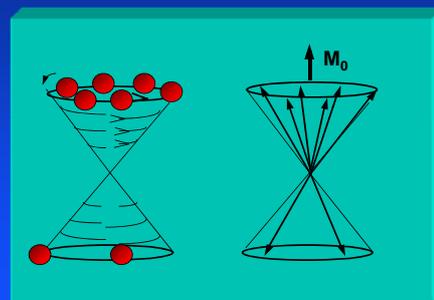
Frequência de Larmor



A frequência de precessão, chamada de **frequência de Larmor** é dada por: $\omega_0 = \gamma B_0$
 γ razão giromagnética (prótons de H: 42.6 MHz/Tesla)



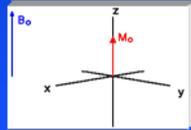
Visão macroscópica da aplicação do campo magnético



Magnetização efetiva

- ◆ 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



Sabemos portanto que a frequência de precessão IDENTIFICA o átomo. Como tornar este fenômeno útil para medir quantidade de matéria?

PROVOCAR RESSONÂNCIA E MEDIR QUANTIDADE DE ÁTOMOS QUE ENTRAM EM RESSONÂNCIA!

Deteção do sinal

- ◆ Campo magnético externo gera magnetização efetiva
- ◆ Para captar um sinal \Rightarrow oscilação
- ◆ É necessário provocar uma perturbação no vetor de magnetização de tal forma a torná-lo mensurável
- ◆ Modificar a configuração do sistema

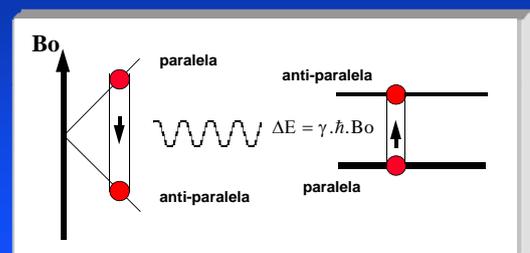
Deteção do sinal

- ◆ Provocar a transição dos prótons entre os estados energéticos
- ◆ Condição de ressonância tem que ser atingida
- ◆ Ressonância: absorção e posterior emissão de energia do sistema
- ◆ A diferença de energia entre os estados paralelo e anti-paralelo está na faixa de radio-freqüência

O efeito do campo de radio-freqüência

- ◆ 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
- ◆ A volta ao estado paralelo é acompanhada da emissão de energia equivalente à diferença entre os dois níveis.

O efeito do campo de radio-freqüência



O efeito do campo de radio-freqüência

- Aplicação do pulso de RF com freqüência igual à freqüência dos prótons faz com que estes precessionem em fase, produzindo um sinal magnético coerente que pode ser medido

Modelo macroscópico

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

B_0 campo externo (~ 1.5 T)
 B_1 campo magnético fraco (~50 mT)

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

Referencial giratório

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

Movimento da magnetização

- O movimento de rotação de M_0 ao redor de B_1 tem freqüência 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

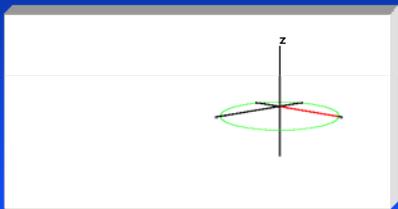
$\alpha = \frac{\pi}{2}$ pulso de 90°
 $\alpha = \pi$ pulso de 180°

SINAL CAPTADO PELA BOBINA

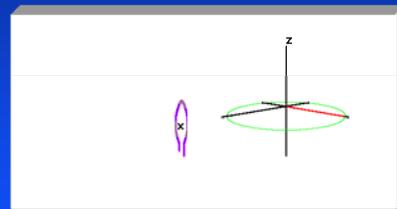
O sinal de ressonância "Free induction decay" - FID

- ◆ Após a aplicação de um pulso de 90° , 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
- ◆ Se uma bobina for colocada, 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)".

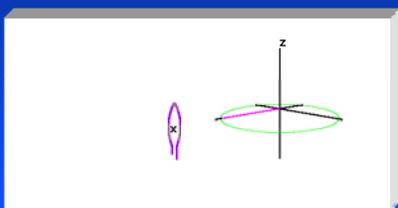
O sinal de ressonância "Free induction decay" - FID



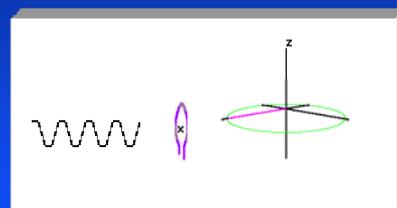
O sinal de ressonância "Free induction decay" - FID



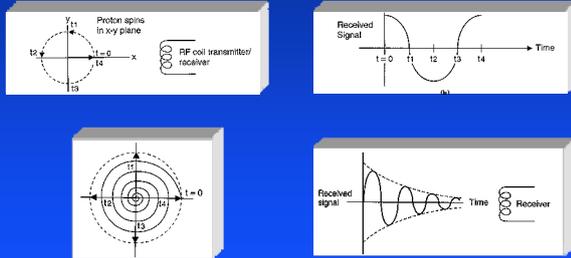
O sinal de ressonância "Free induction decay" - FID



O sinal de ressonância "Free induction decay" - FID



O sinal de ressonância "Free induction decay" - FID

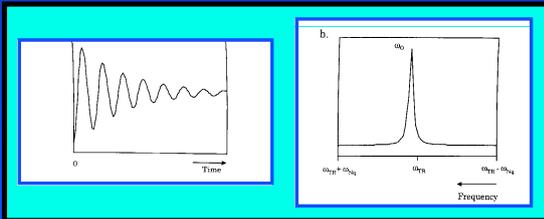


"Free induction decay" - FID

- ◆ "Free" refere-se ao fato de que o sinal é obtido sem a presença do campo magnético 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
- ◆ "Decay" significa que o sinal decresce com o tempo em um processo conhecido como relaxação.

Transformada de Fourier-FID

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



O retorno ao equilíbrio

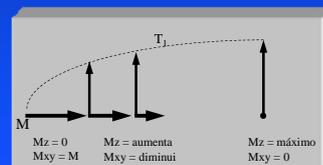
- ◆ A magnetização M_0 perturbada em seu equilíbrio por um pulso de radio frequência de 90° rotaciona no plano x-y, com todos os prótons precessando em fase.
- ◆ Ao fim da aplicação do pulso de RF, dois processos distintos ocorrem com os prótons individuais:
 - ◆ voltarão ao estado de menor energia
 - ◆ seu movimento de precessão será defasado

Sabemos localizar átomos de H e a quantidade deles, mas como diferenciar um átomo de H ligado à gordura de um ligado ao músculo?

CRIANDO CONTRASTE ...

O retorno ao equilíbrio

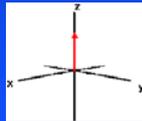
- ◆ Esses eventos provocam dois processos simultâneos - que acontecem separadamente:
 - ◆ A componente M_{xy} do vetor Magnetização diminui muito rapidamente
 - ◆ Sua componente M_z se recupera lentamente





T₁ - relaxação spin-rede ou relaxação longitudinal - I

- ◆ Em equilíbrio térmico existe um excesso de prótons precessionando na orientação paralela
- ◆ Após a aplicação de um pulso de 90°, um número de prótons aproximadamente igual à metade do excesso passa a precessionar na orientação anti-paralela
- ◆ A magnetização fica com componente longitudinal nula

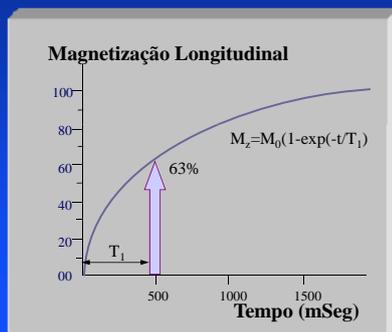
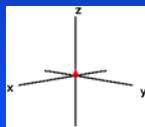


T₁ - relaxação spin-rede ou relaxação longitudinal

- ◆ Após o fim da aplicação da RF, o mesmo número de prótons deve voltar a precessionar na orientação paralela, a fim de restabelecer as condições iniciais:
 - ✓ transição de um estado de maior energia para um estado de menor energia
 - ✓ o sistema deve liberar 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 - relaxação spin-rede ou relaxação longitudinal



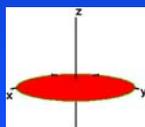
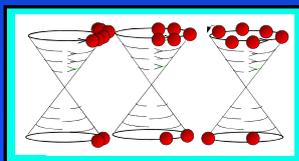
T₂ - relaxação spin-spin ou relaxação transversal - I

- ◆ Imediatamente após a aplicação do pulso de 90°, os prótons precessam em fase e a magnetização transversal é máxima
- ◆ Com o fim do pulso de RF, os prótons começam a experimentar campos magnéticos ligeiramente diferentes
- ◆ Alguns precessionam ligeiramente mais rápido (e outros mais devagar) do que a frequência de Larmor



T₂ - relaxação spin-spin ou relaxação transversal - II

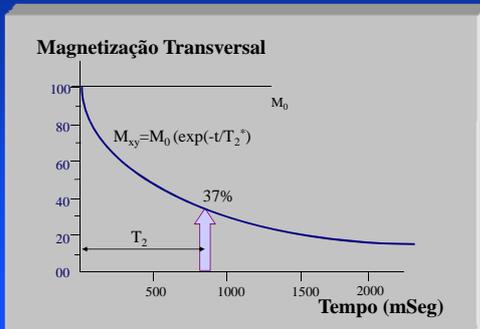
- ◆ O conjunto de prótons começa a precessionar em fases diferentes e a magnetização transversal diminui
- ◆ Após um certo tempo, toda a coerência de fase é perdida e a magnetização efetiva no plano transversal é nula.



T₂ - relaxação spin-spin ou relaxação transversal - III

- ◆ A pequena diferença no campo magnético estático em cada próton é ocasionada por dois fatores: a presença de inhomogeneidades no campo magnético B₀ e os campos magnéticos gerados pelos outros prótons.
- ◆ A magnetização transversal decai exponencialmente em função em T₂*

T₂ - relaxação spin-spin ou relaxação transversal - III



T₂ - relaxação spin-spin ou relaxação transversal - IV

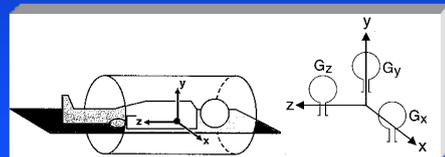
- ◆ O tempo que reflete a perda de coerência devido apenas à presença de outros prótons é conhecido como T₂, que depende do meio em que o próton está inserido e varia de acordo com o órgão e se o tecido é normal ou patológico.
- ◆ O FID reflete a diminuição da magnetização transversal, e é função de T₂*
- ◆ O parâmetro de interesse na formação de imagens médicas é T₂, pois o que interessa observar é a diferença entre os tecidos.

FORMAÇÃO DAS IMAGENS

Formação de imagens em ressonância magnética

- ◆ Formação de imagens
- √ variações espaciais no campo magnético

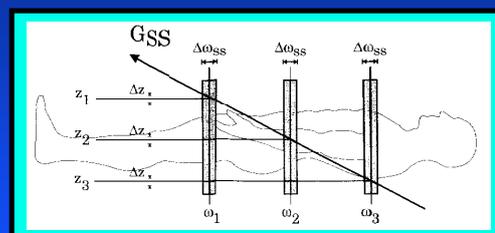
$$\omega_i = \gamma(B_0 + \vec{G} \cdot \vec{r}_i)$$



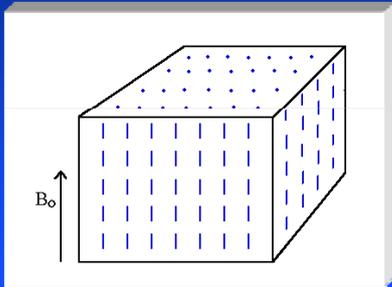
Formação de imagens em ressonância magnética

- ◆ Aplicação de gradientes de campo
- √ cada região vai oscilar com uma frequência
- √ Aplicam-se gradientes lineares de campo.
- √ provocam pequenas perturbações em B₀
- √ aplicados por curtos períodos de tempo
- √ *pulsos de gradiente*
- √ Aplicados nas direções x,y e z

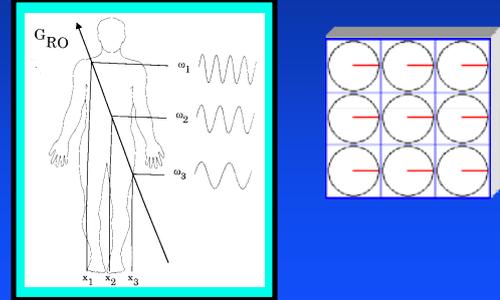
Slice selection gradient - G_{SS}



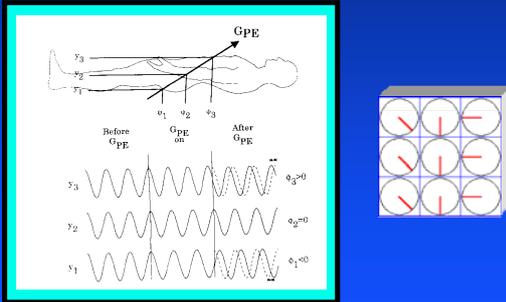
Slice selection gradient - G_{SS}



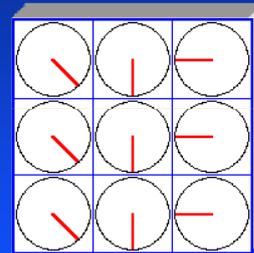
Readout gradient - G_{RO}



Phase encoding gradient - G_{PE}



Resultado em um slice



Seqüências de pulso

- ◆ São técnicas de medidas através das quais uma imagem de ressonância é obtida.
- ◆ Contêm as instruções de hardware necessárias para a aquisição dos dados da forma desejada
- ◆ A intensidade resultante para cada elemento da imagem é determinada pelos parâmetros de medida selecionados pelo usuário e pelas variáveis dadas pela seqüência de pulsos.

Sinais e imagens: FFT

$$s(t) = KM_0 \iiint \rho(x, y, z) \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} \cdot e^{i(w_x x + w_y y + w_z z)} \cdot dx dy dz$$

- gradiente constante G_x em x . Idem para w_y e w_z .
- $s(t)$ está relacionado à transf. inversa de fourier 3D
- estimativa ponderada pelo T_2

$$w_x = \gamma \cdot x \cdot G_x$$

CONTRASTE NAS IMAGENS (P.EX. ENTRE GORDURA E MÚSCULO)

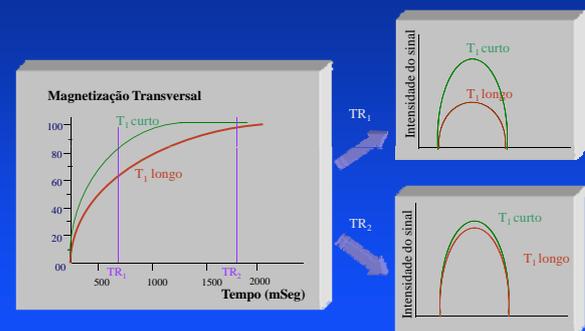
Contraste

- ◆ 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 - T_1

- ◆ T_1 pode ser evidenciado se o tempo de repetição da seqüência 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 seqüência com T_R pequeno, a amplitude do sinal com T_1 mais curto será maior, uma vez que uma quantidade maior de prótons já voltou à condição de equilíbrio

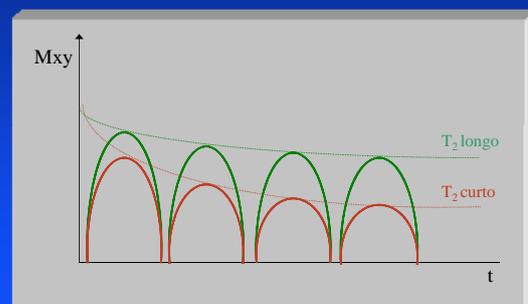
Contraste - T_1



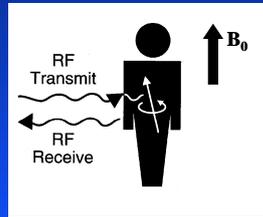
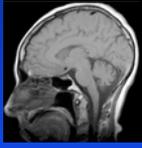
Contraste - T_2

- ◆ 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 - T_2



Resumindo ...



Intensidade do elemento
da imagem

Densidade de prótons
Magnetização Longitudinal - T1
Magnetização Transversal - T2
Fluxo

Site interessante

<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>