

Equipamentos de Imagiologia Médica

2021/2022

Teresa Sousa

Aula 11

Imagem por ressonância magnética

Princípios físicos

MRI

fMRI

Magnetic resonance imaging

MRI

- Conceitos gerais sobre ressonância magnética nuclear
- Funcionalidades

Imagem por ressonância magnética

Princípio geral

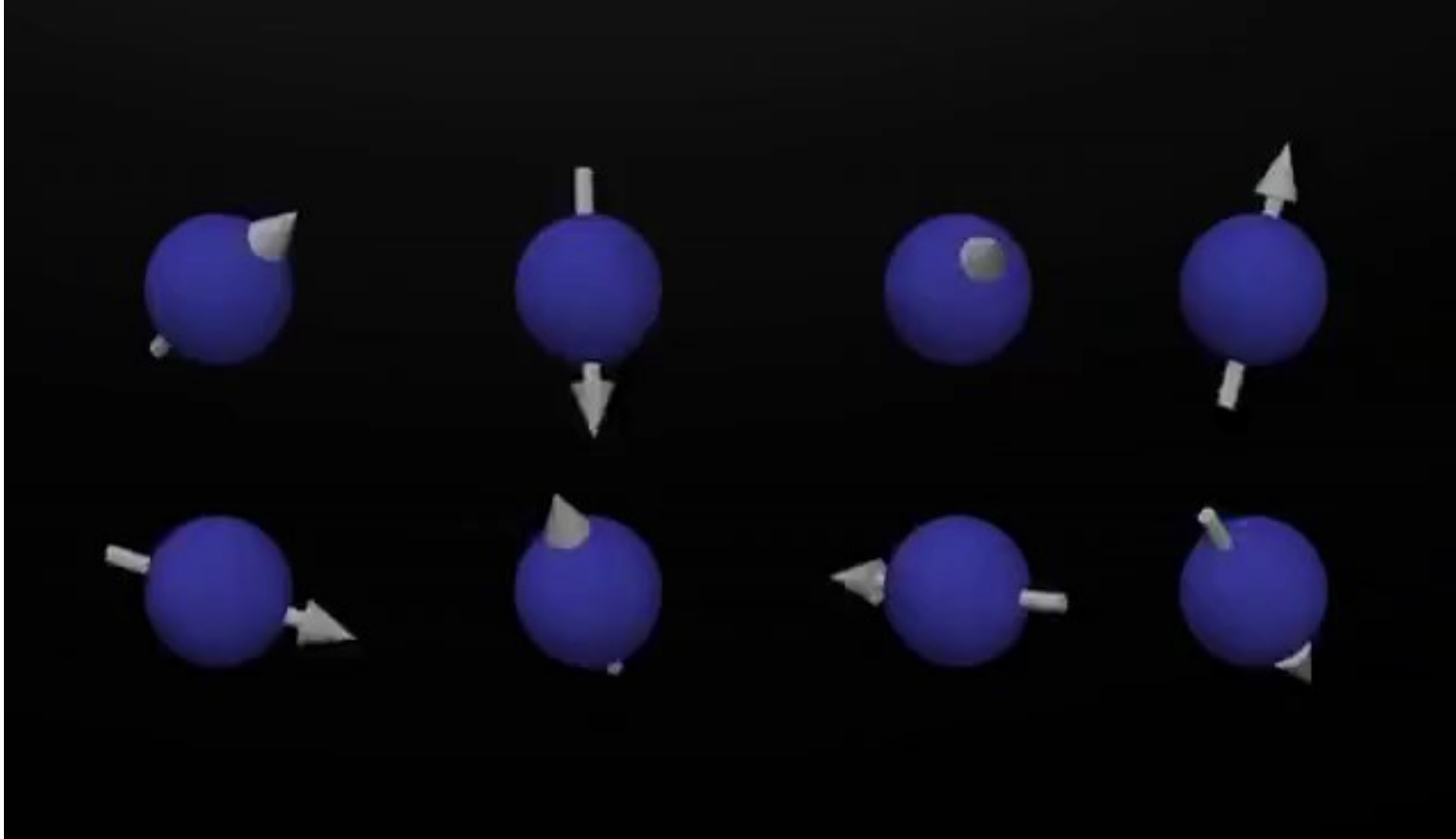


Imagem por ressonância magnética

Princípio geral

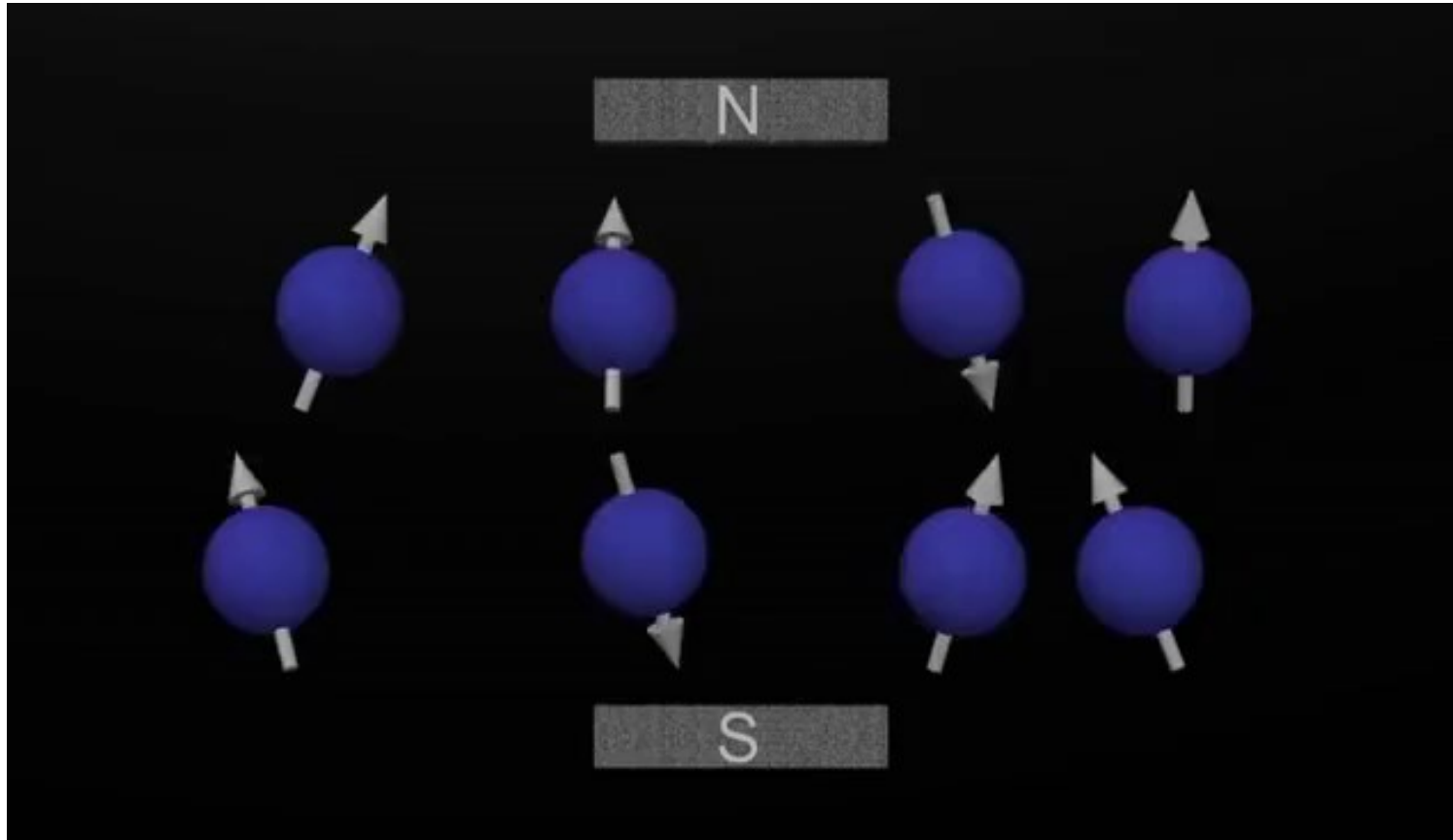


Imagem por ressonância magnética

Princípio geral

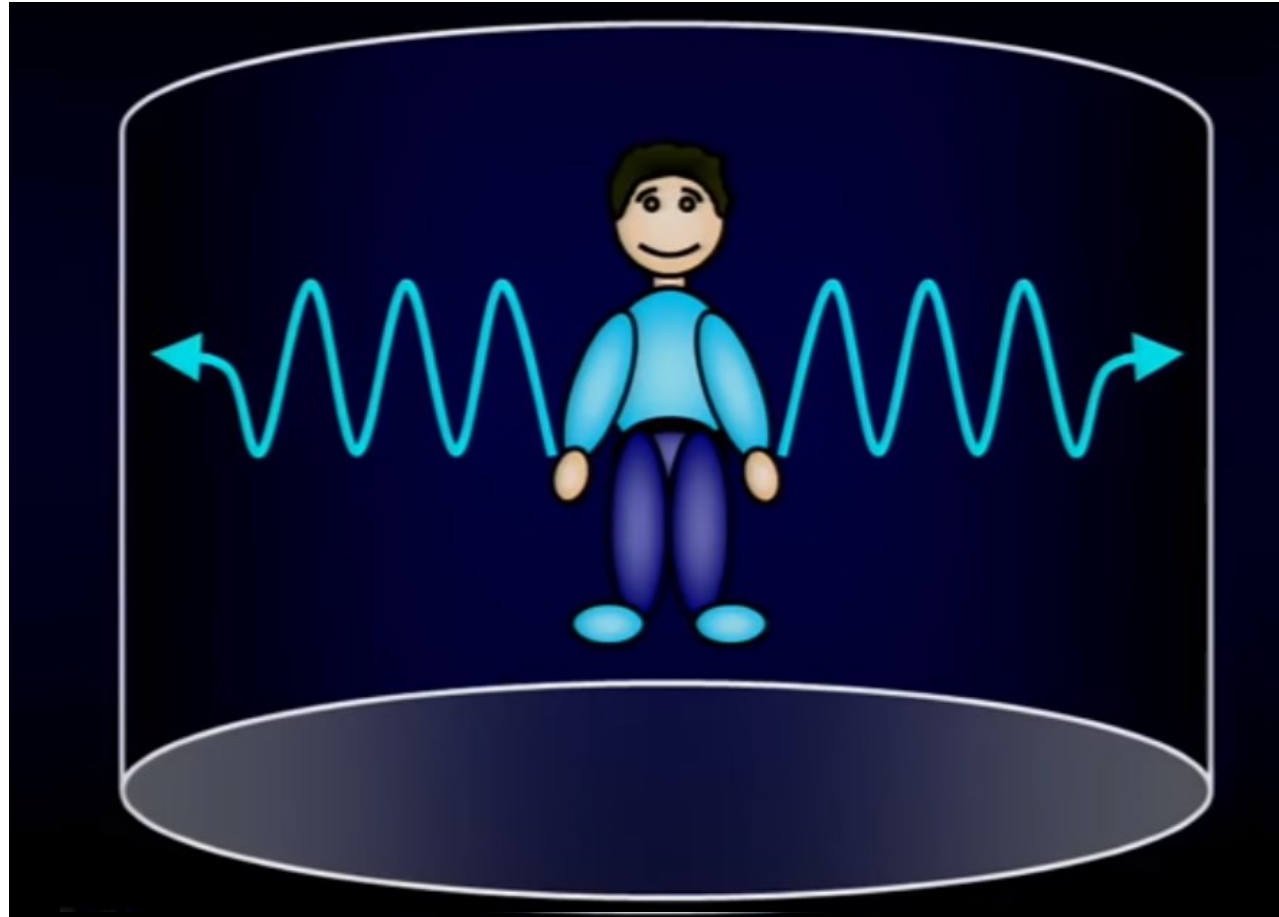


Imagem por ressonância magnética

Princípio geral

	F (Hz)	E (eV)	λ (cm)
	10^{20}	10^6	10^{-10}
X-rays	10^{19}	10^5	10^{-9}
	10^{18}	10^4	10^{-8}
	10^{17}	10^3	10^{-7}
UV	10^{16}	10^2	10^{-6}
Visible light	10^{15}	10^1	10^{-5}
	10^{14}	10^0	10^{-4}
IR	10^{13}	10^{-1}	10^{-3}
	10^{12}	10^{-2}	10^{-2}
Microwaves	10^{11}	10^{-3}	10^{-1}
	10^{10}	10^{-4}	10^0
	10^9	10^{-5}	10^1
Radiowaves and TV	10^8	10^{-6}	10^2
	10^7	10^{-7}	10^3
	10^6	10^{-8}	10^4
	10^5	10^{-9}	10^5

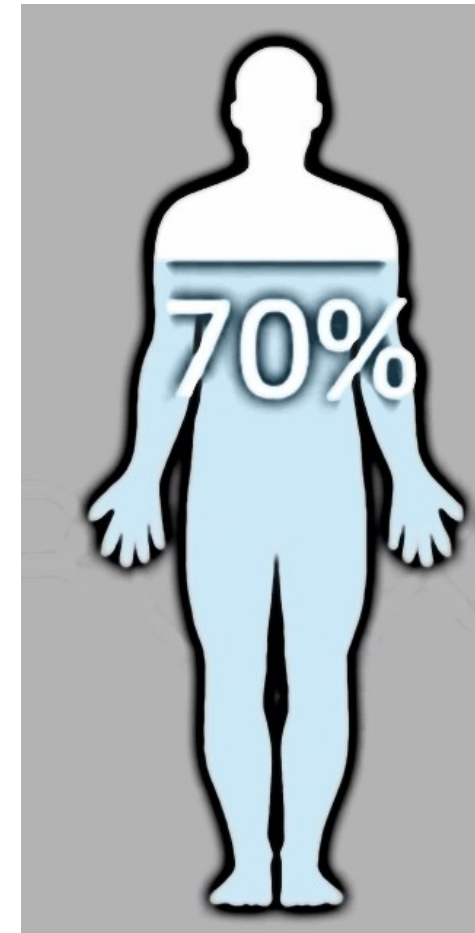
MRI

Imagem por ressonância magnética

Porquê o hidrogénio?

N	Protons/kg*	Relative %*
^1H	$5.3 \cdot 10^{25}$	100
^{23}Na	$4.8 \cdot 10^{22}$	0.09
^{31}P	$4.5 \cdot 10^{22}$	0.085
^{17}O	$9.6 \cdot 10^{21}$	0.018
^{19}F	$5.3 \cdot 10^{18}$	0.0000045

*in soft tissue



O que distingue a MRI

Vantagens

- > Não usa radiação ionizante
- > Excelente contraste para tecidos moles

Desvantagens

- > Preço e duração elevados
- > Elevada suscetibilidade a movimento do paciente

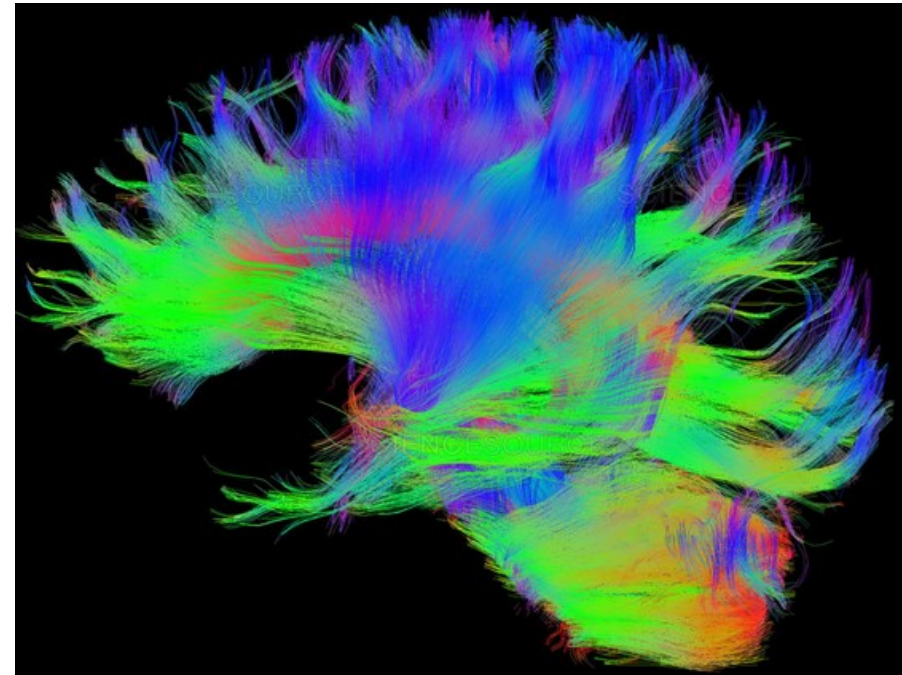
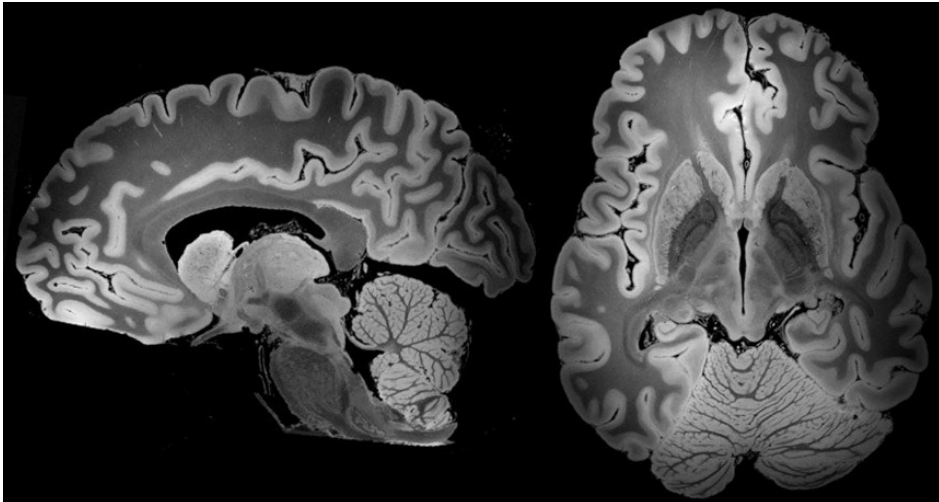
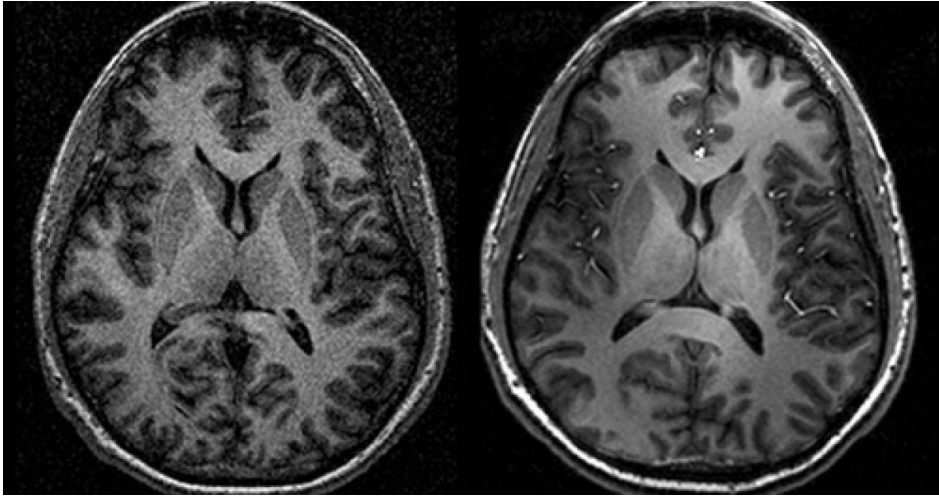
Imagem por ressonância magnética

Campo magnético



Imagem por ressonância magnética

Aplicações



<https://www.statnews.com/2019/08/13/human-brain-in-unprecedented-detail/>

Imagem por ressonância magnética

Aplicações

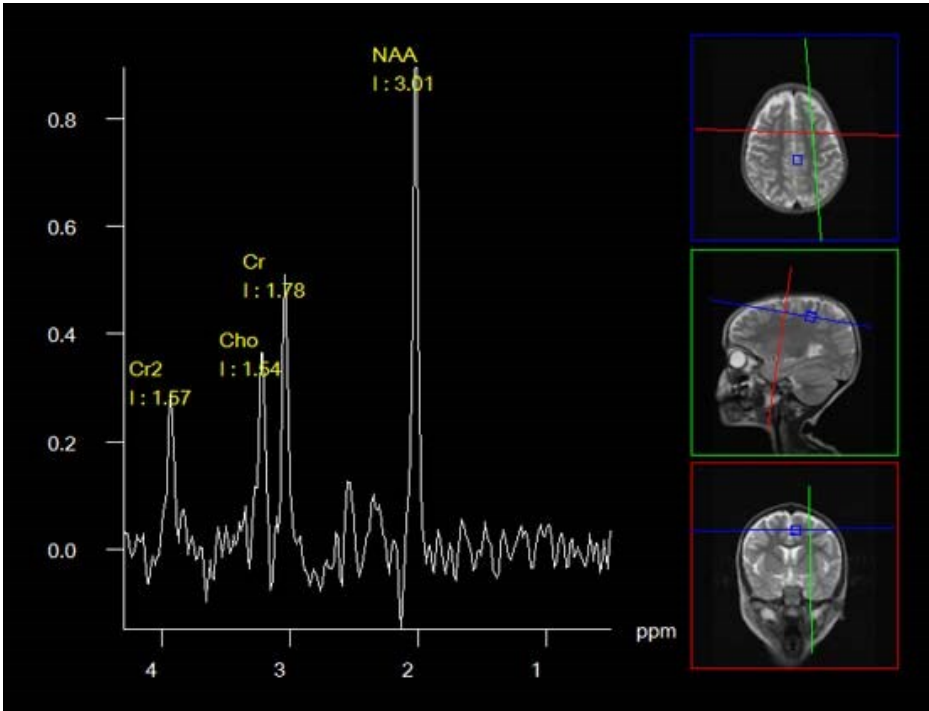
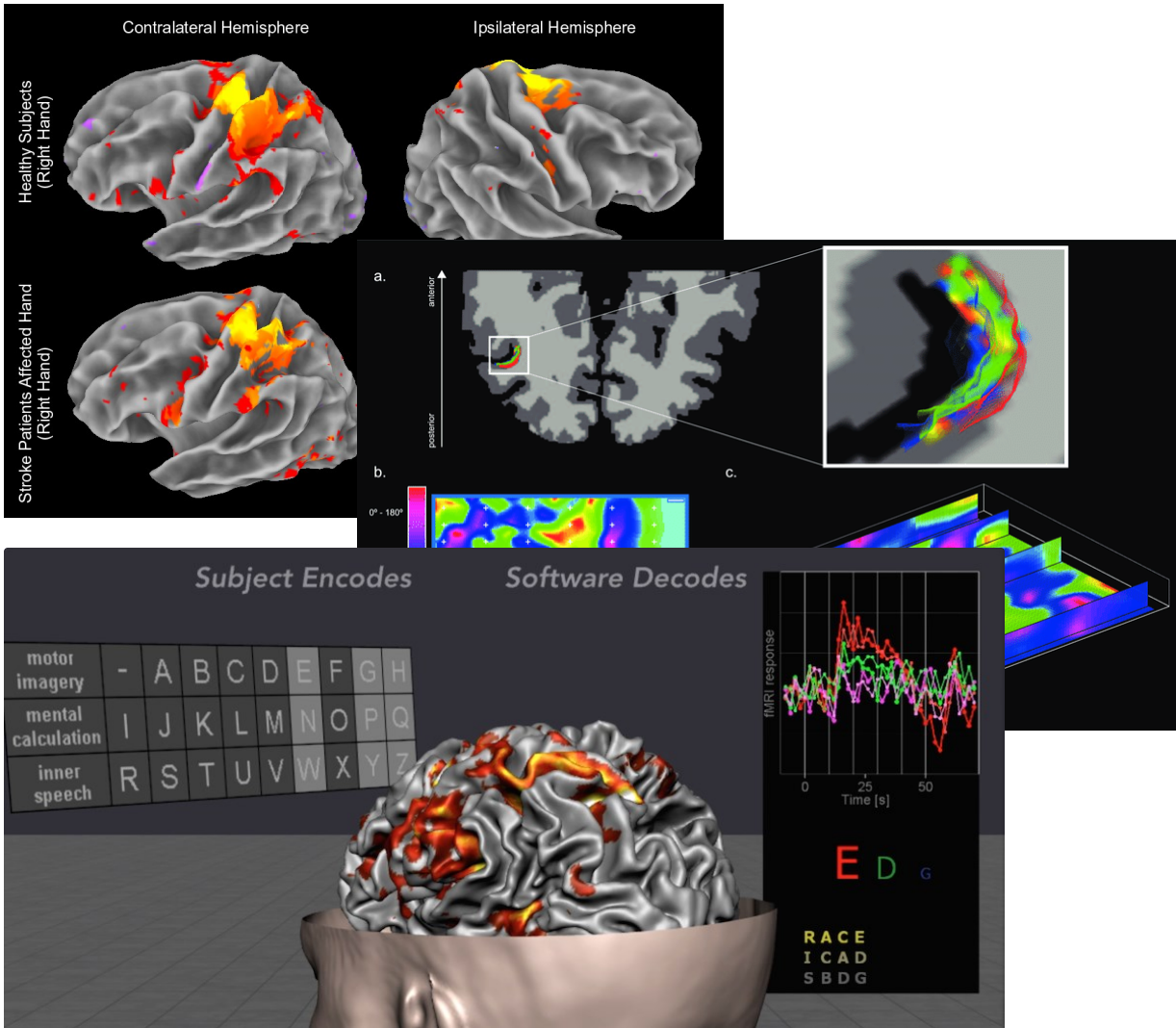
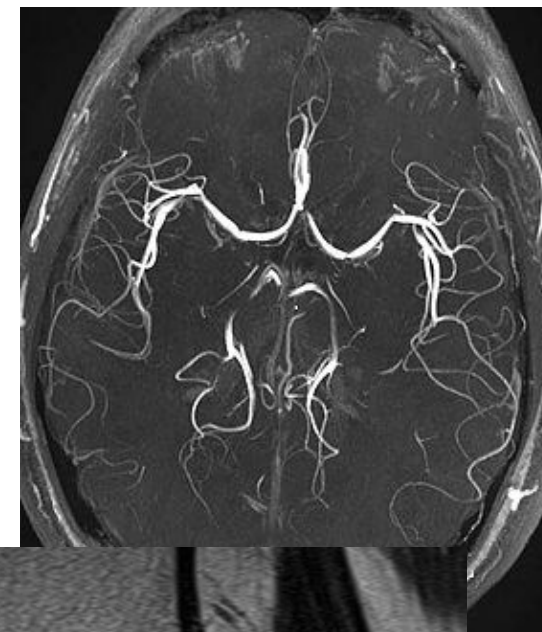
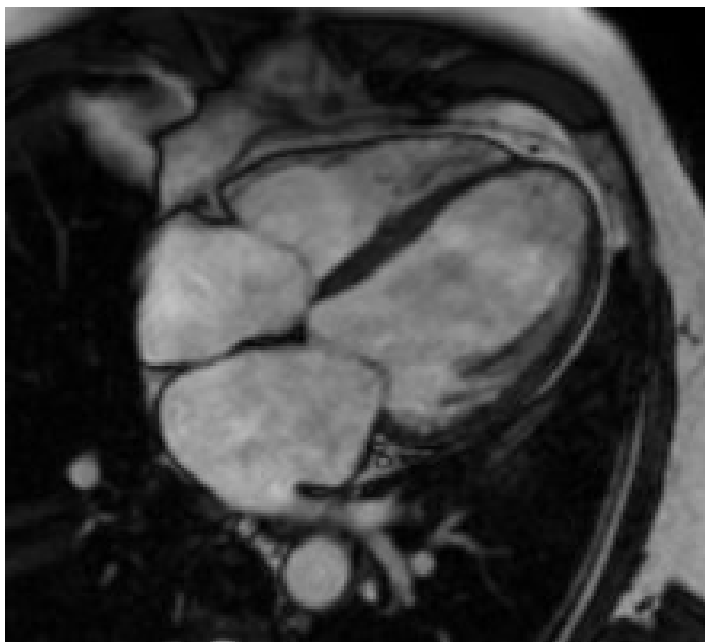


Imagem por ressonância magnética

Aplicações



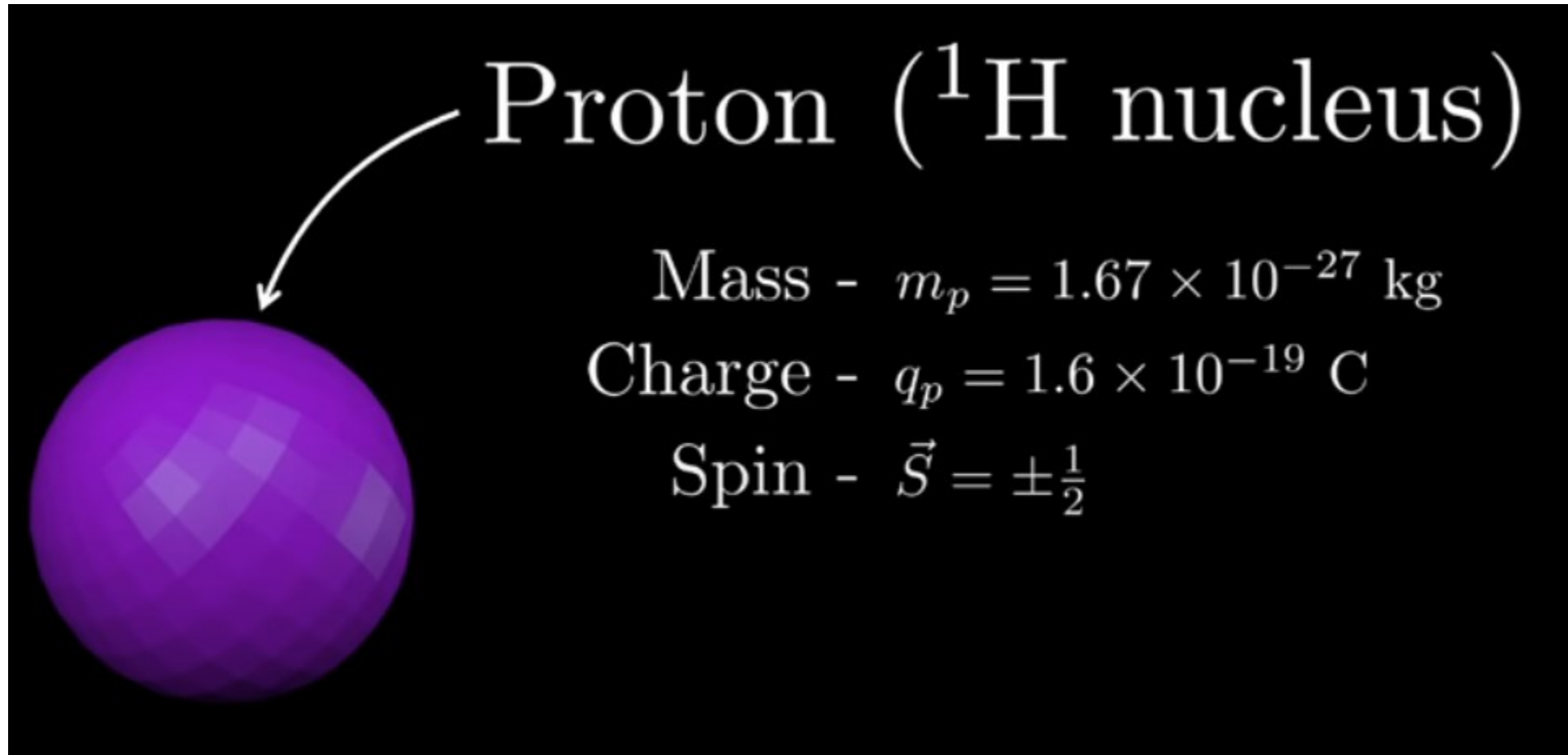
Magnetic resonance imaging

MRI

- Princípios básicos da ressonância magnética nuclear

Imagem por ressonância magnética

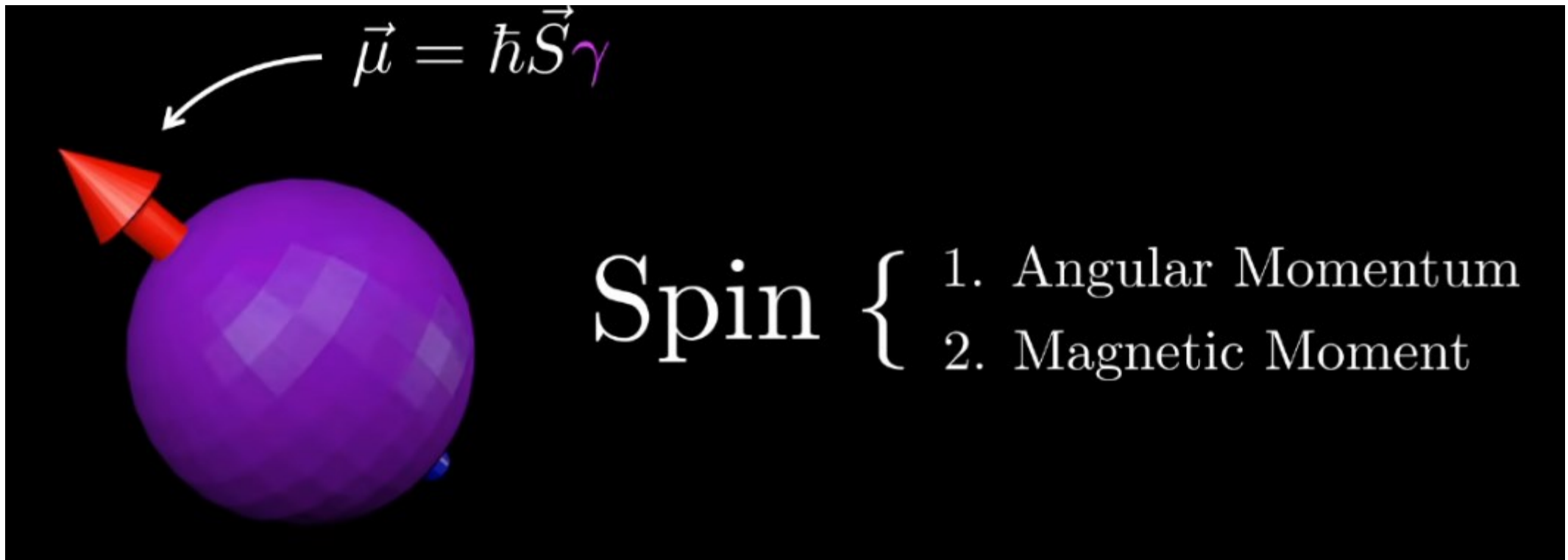
Spin



Em mecânica quântica o spin é visto como uma característica quântica necessária à definição do estado das partículas subatômicas.

Imagem por ressonância magnética

Spin

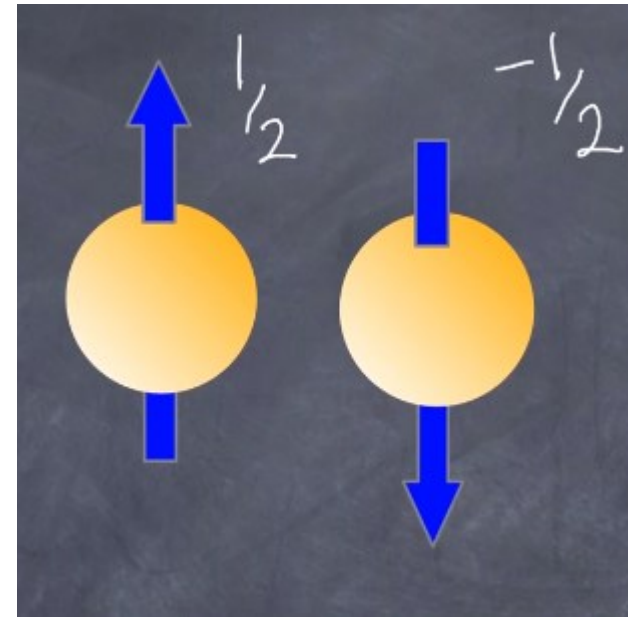
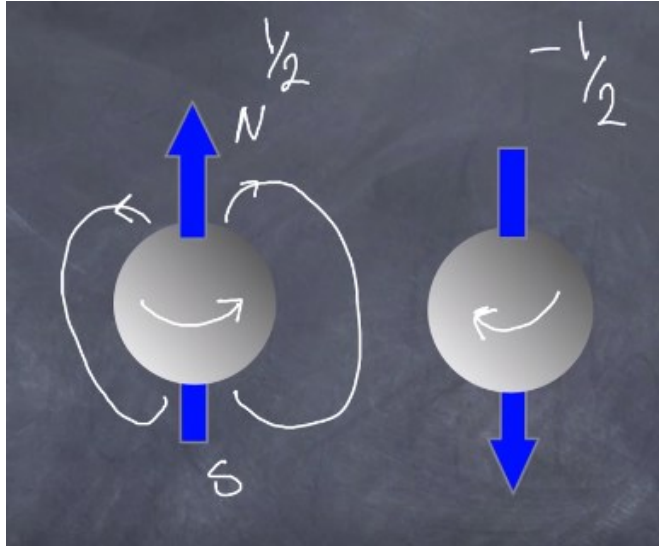


Os momento angular e magnético intrínsecos de uma partícula são acoplados através de um fator giromagnético que depende da carga e do tipo de partícula. Uma partícula que tenha carga e spin não nulos terá um momento magnético não nulo.

Experimentalmente o momento magnético é mais acessível do que o momento angular, pelo que este último acaba muitas vezes por ser inferido a partir do momento magnético associado.

Imagem por ressonância magnética

Spin Nuclear



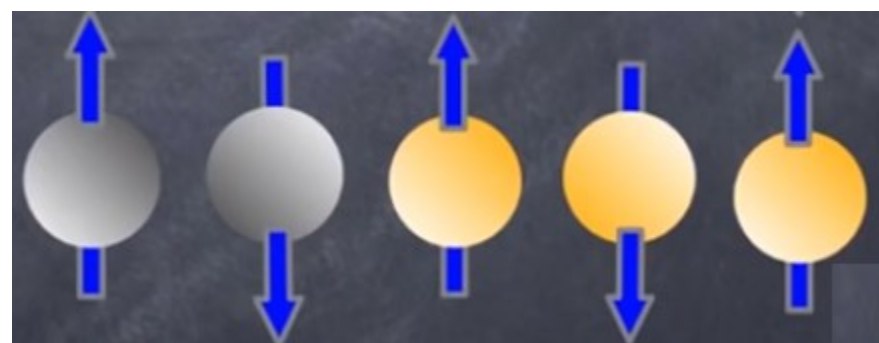
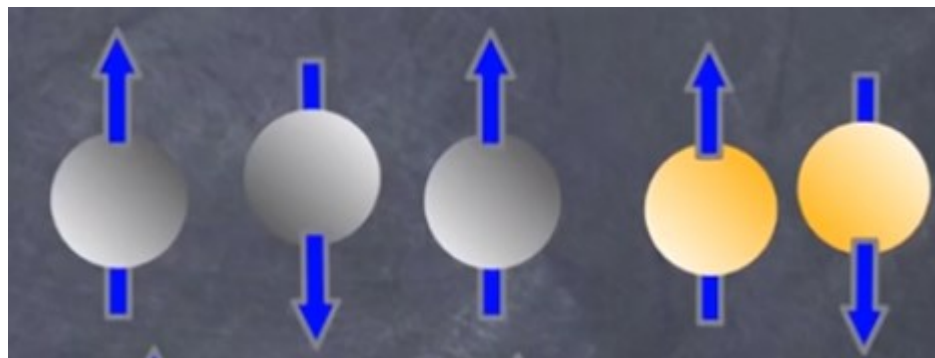
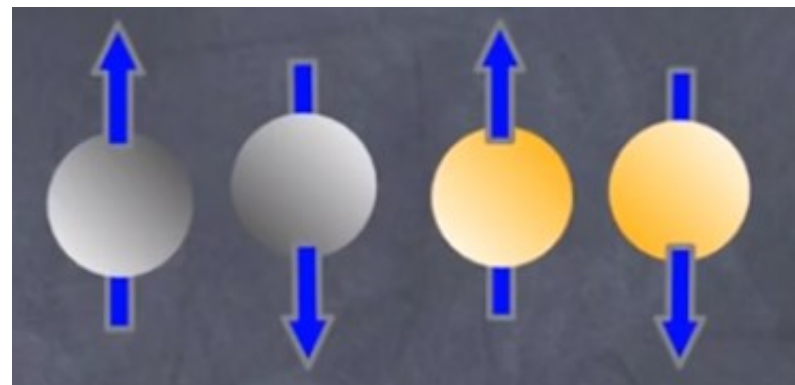
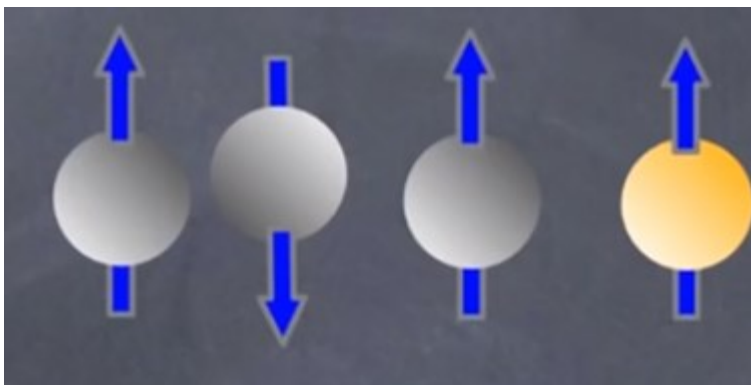
Os núcleos atômicos agem como pequenos ímanes com momento magnético μ , devido ao seu spin.

O spin que partículas elementares, tais como os fótons, os elétrons e os quarks apresentam é uma propriedade física intrínseca, como a propriedade de carga elétrica e massa. O spin de partículas compostas, tais como o próton, depende da soma dos spins das partículas em órbita num determinado momento angular.

O spin de um próton ou neutrão é igual a $\pm 1/2$.

Imagem por ressonância magnética

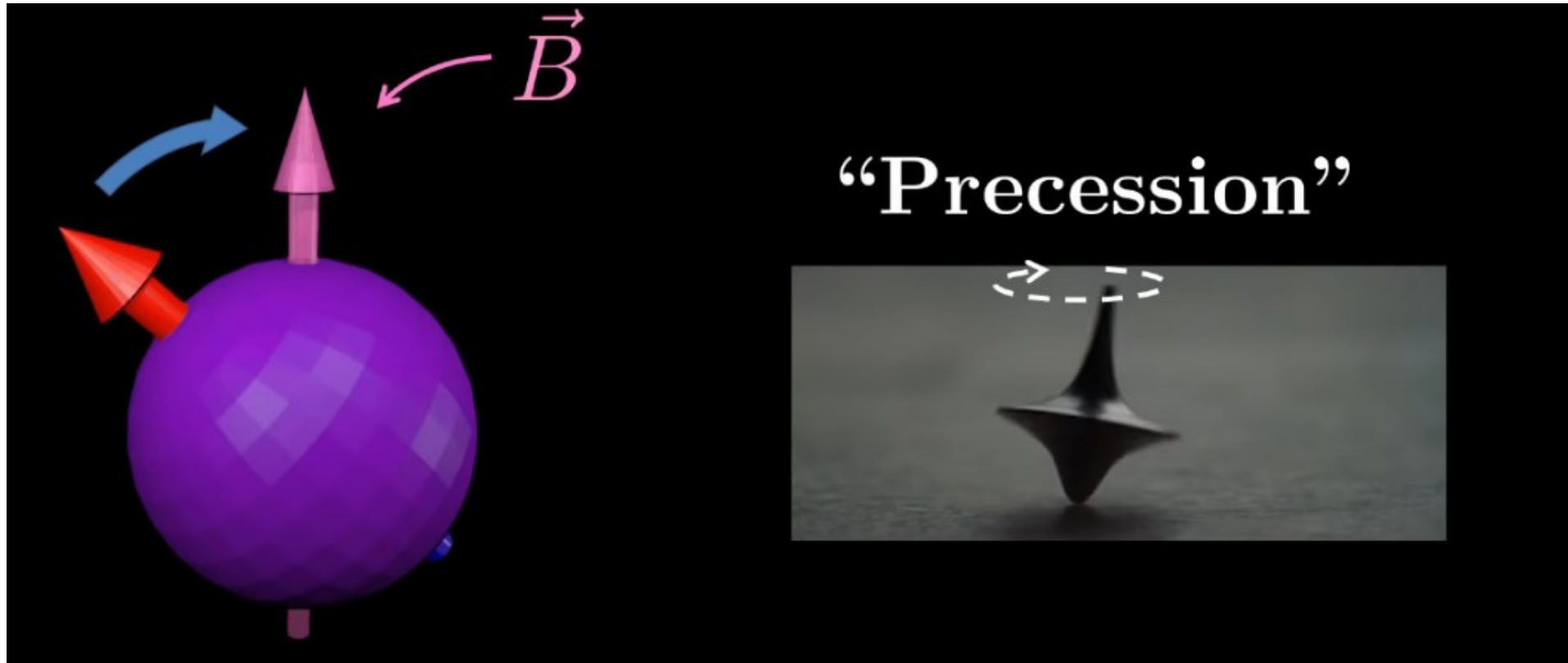
Net Spin



O spin de átomos e moléculas é igual à soma dos spins das partículas constituintes de cada um.

Imagem por ressonância magnética

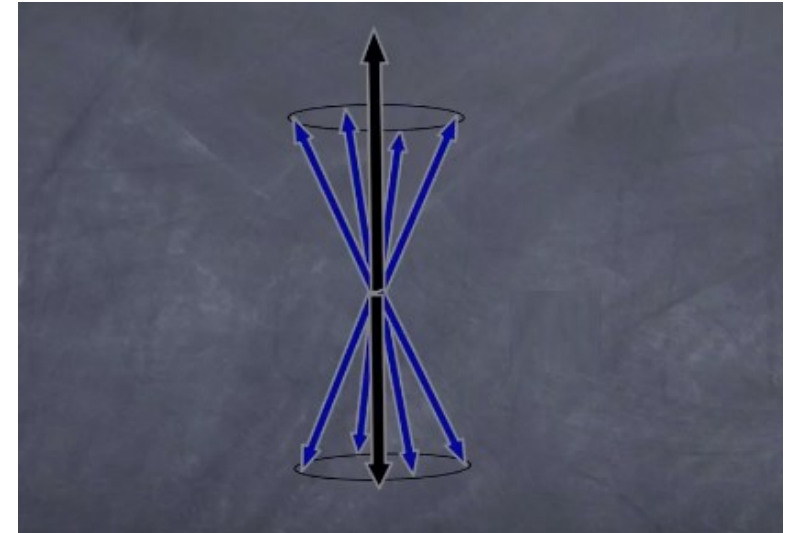
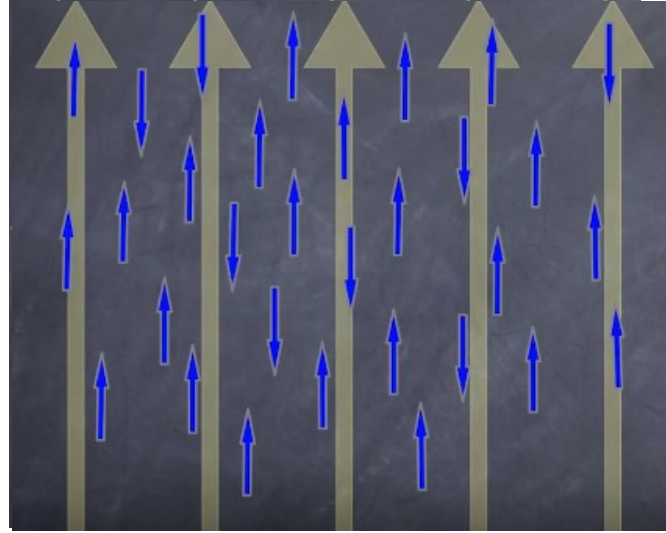
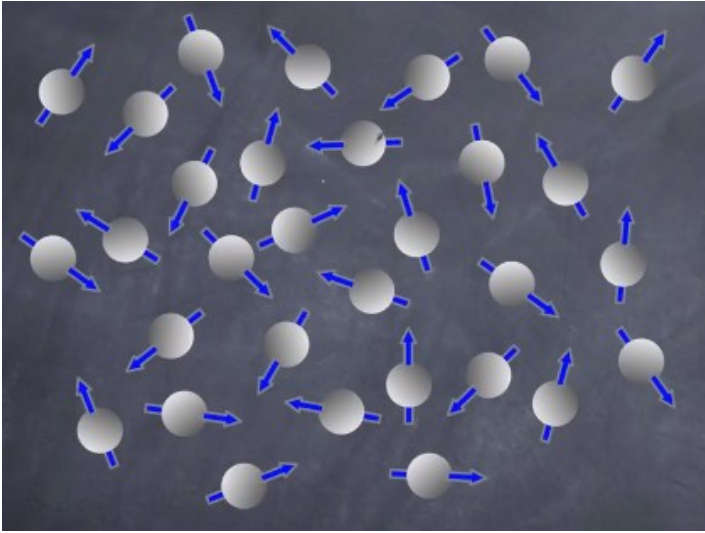
Precessão



Quando na presença de um campo magnético forte (B) o momento magnético do próton tende a alinhar com esse campo magnético levando à precessão do próton.

Imagem por ressonância magnética

Precessão



Quando um momento magnético μ é colocado num campo magnético exterior B_0 , este tende a alinhar com B_0 .

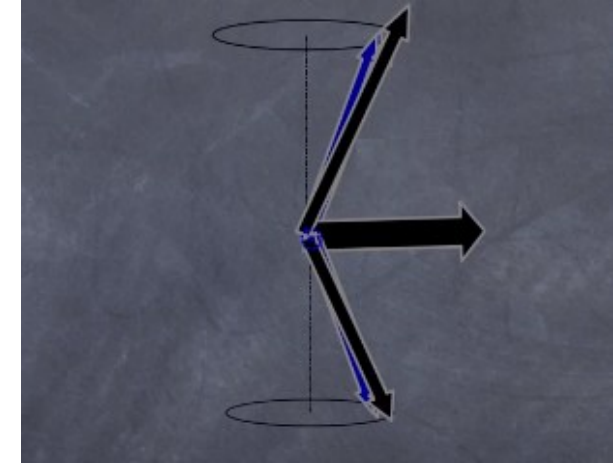
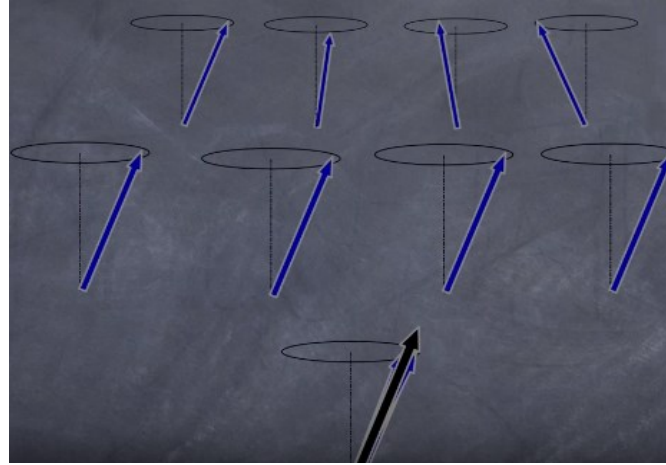
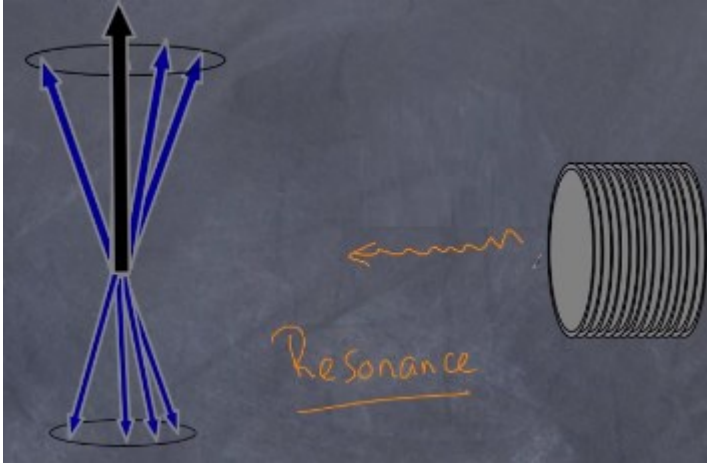
No entanto, o alinhamento não é perfeito levando à precessão.

Frequência de precessão (de Larmor):

$$\omega_0 = \gamma |\vec{B}_0|$$

Imagem por ressonância magnética

Ressonância Nuclear



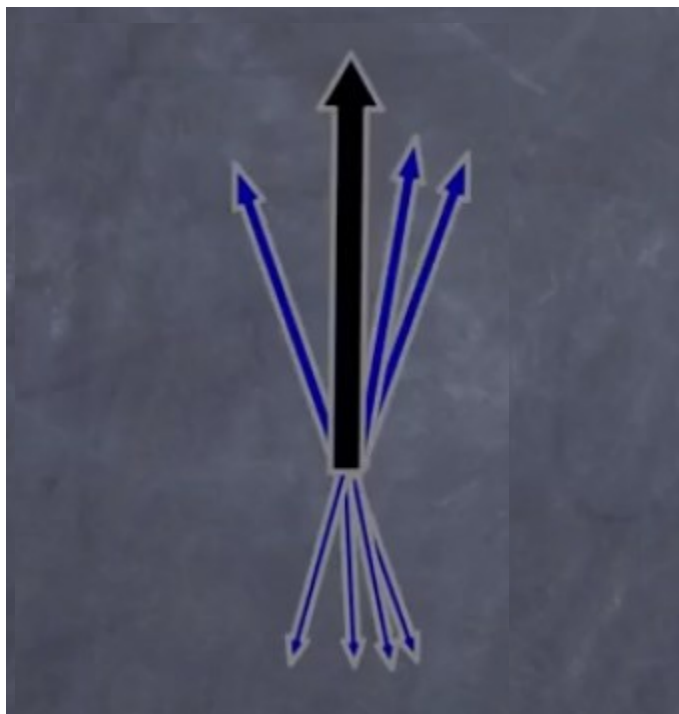
Se for aplicado um campo magnético B_1 com a frequência de precessão ω_0 , os átomos absorvem essa energia ($hf = \Delta E$) o que dará origem a uma segunda precessão em fase que os afasta do eixo z com frequência:

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

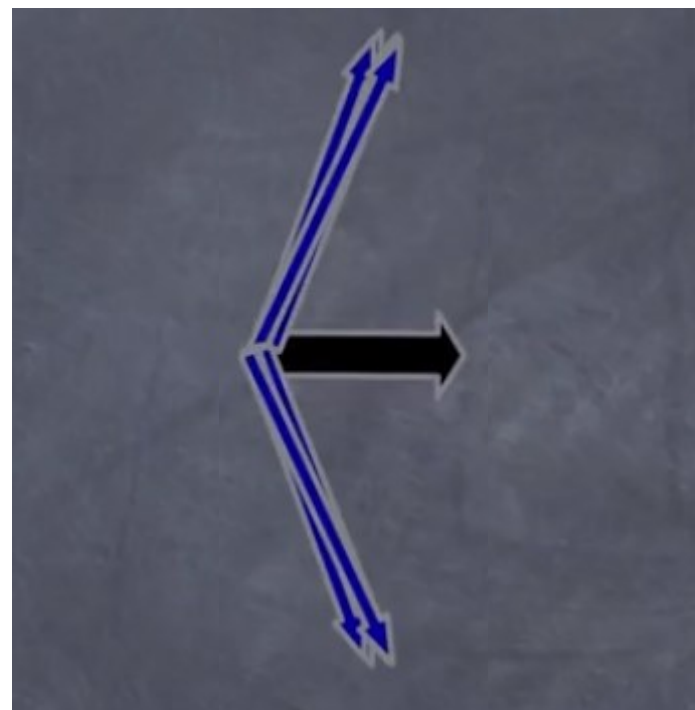
<https://www.youtube.com/watch?v=BE827gwnnk4>

Imagem por ressonância magnética

Precessão, ressonância e vetor de magnetização



Alinhamento paralelo e antiparalelo



Precessão em fase por absorção de energia

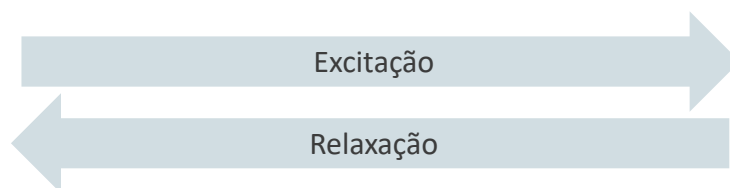
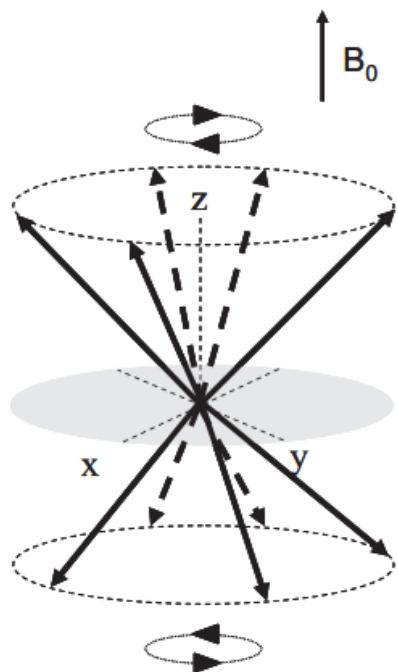


Imagem por ressonância magnética

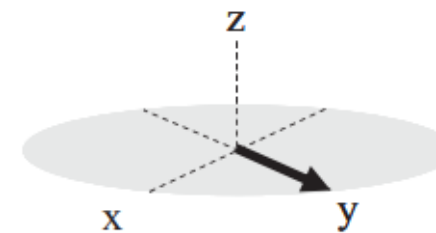
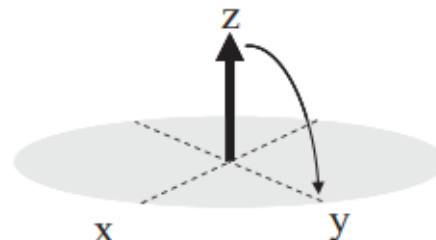
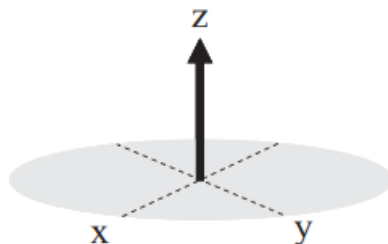
Precessão, ressonância e vetor de magnetização



$$f = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

Frequência de precessão
(de Larmor)

γ = razão giromagnética



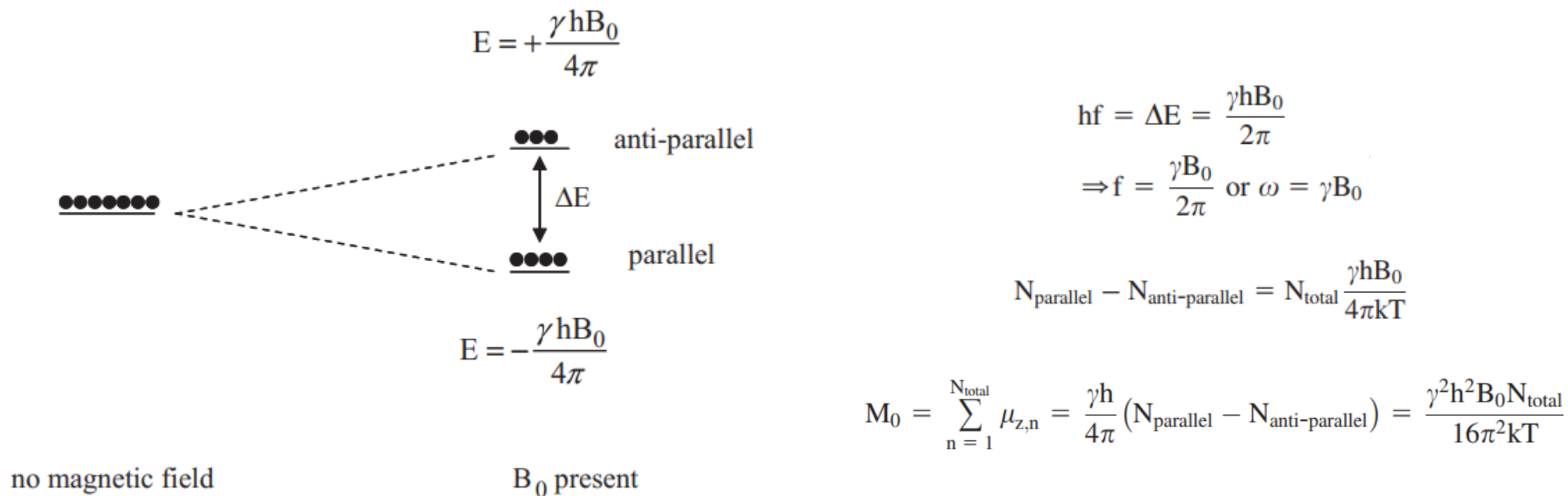
$$\alpha = \gamma B_1 \tau_{B1}$$

ângulo de rotação
("flip angle")

τ_{B1} = duração do pulso

Imagem por ressonância magnética

Polarização



γ (índice giromagnético) = 267.5×10^6 rad/s.T ou 42.58 MHz/T

h (constante de Plank) = 6.63×10^{-34} J.s

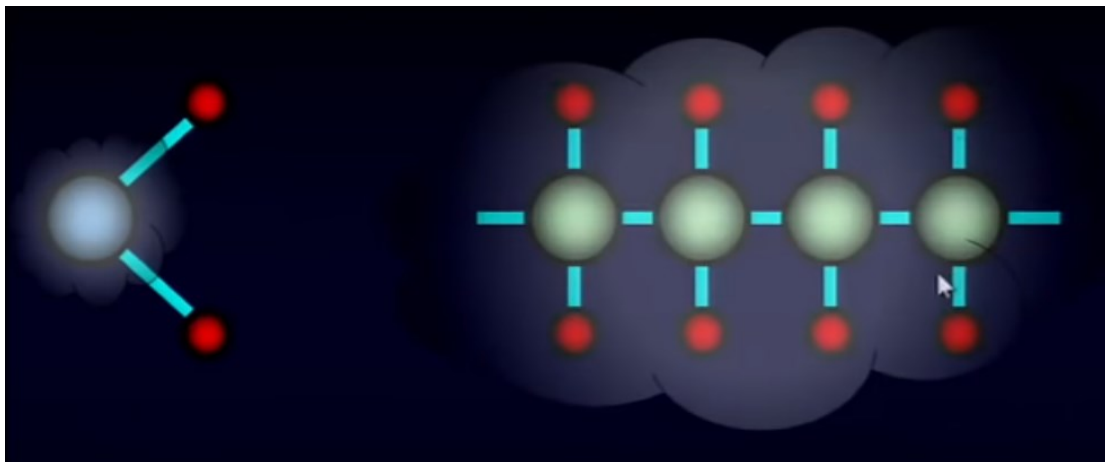
k (constante de Boltzmann) = 1.3807×10^{-23} J/K

$T \rightarrow$ temperature em Kelvin

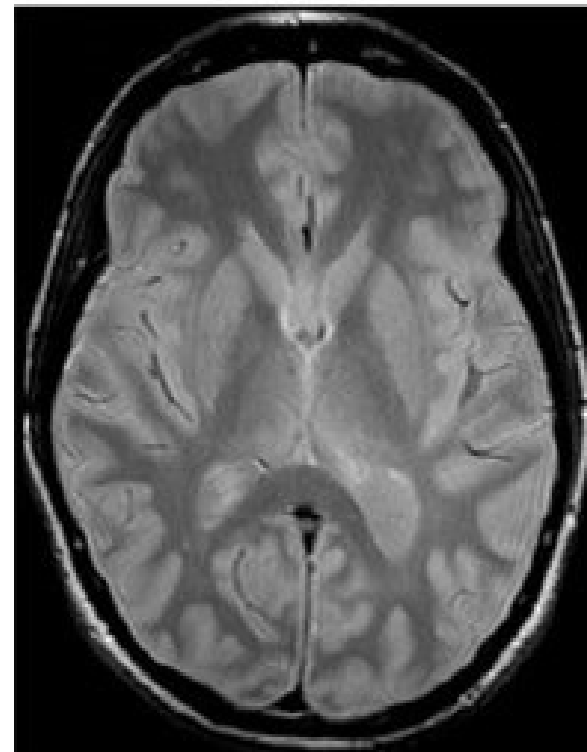
$M_0 \rightarrow$ magnetização de campo

Imagem por ressonância magnética

Relaxação – libertação de energia sob forma de sinal RF



Proton Density (PD) weighted image

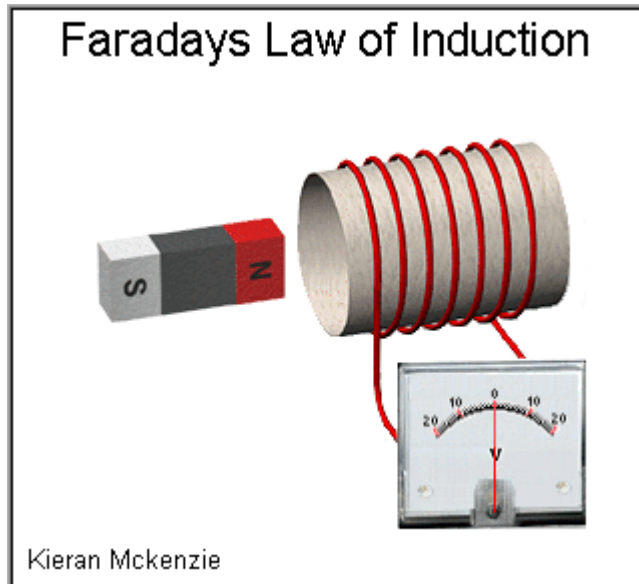


Os núcleos de hidrogénio que integram os tecidos humanos e que consistem apenas num protão, geram um sinal que é processado para formar uma imagem do corpo em termos da densidade desses núcleos numa região específica.

Como medir?

Imagem por ressonância magnética

Relaxação – origem do sinal medido



O sinal medido após a aplicação do pulso RF é chamado de decaimento de indução livre (FID).

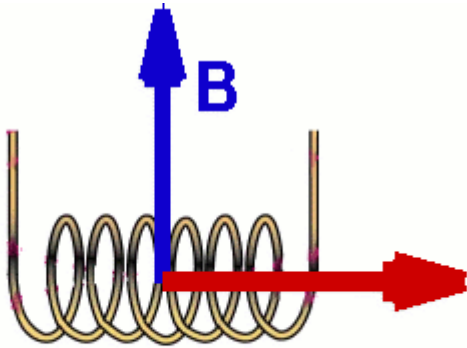
É o sinal de RMN observável gerado pela relaxação dos átomos ao longo do tempo (que leva a uma variação do valor de magnetização de campo).

É detetado por indução eletromagnética e decai para um valor de equilíbrio zero.

****A indução eletromagnética é a produção de sinal como resultado da interação de um campo magnético com um condutor elétrico (Lei de Faraday).**

Imagem por ressonância magnética

Relaxação – origem do sinal medido



O sinal medido após a aplicação do pulso RF é chamado de decaimento de indução livre (FID).

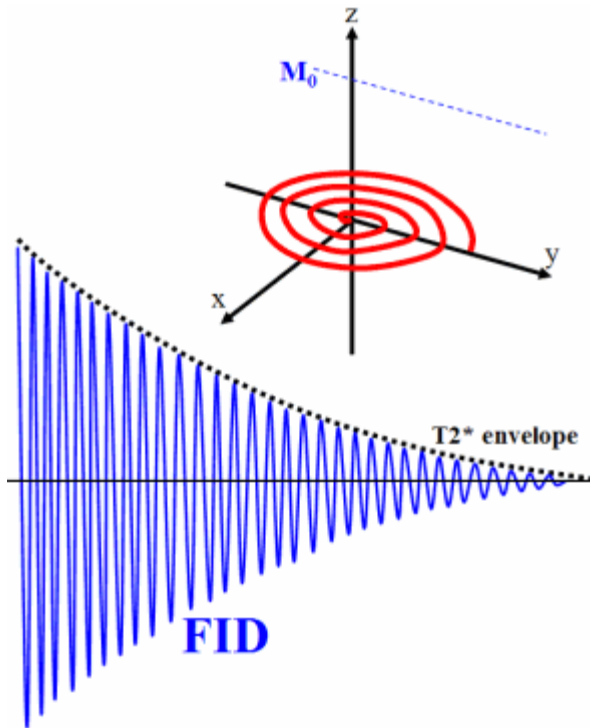
É o sinal de RMN observável gerado pela relaxação dos átomos ao longo do tempo (que leva a uma variação do valor de magnetização de campo).

É detetado por indução eletromagnética e decai para um valor de equilíbrio zero.

**A indução eletromagnética é a produção de sinal como resultado da interação de um campo magnético com um condutor elétrico (Lei de Faraday).

Imagem por ressonância magnética

Relaxação – origem do sinal medido



O sinal medido após a aplicação do pulso RF é chamado de decaimento de indução livre (FID).

É o sinal de RMN observável gerado pela relaxação dos átomos ao longo do tempo (que leva a uma variação do valor de magnetização de campo).

É detetado por indução eletromagnética e decai para um valor de equilíbrio zero.

Qual a razão para apenas ser originado sinal no plano xy?

Imagem por ressonância magnética

Decaimento T1 (relaxação longitudinal ou tempo de relaxação spin-rede)

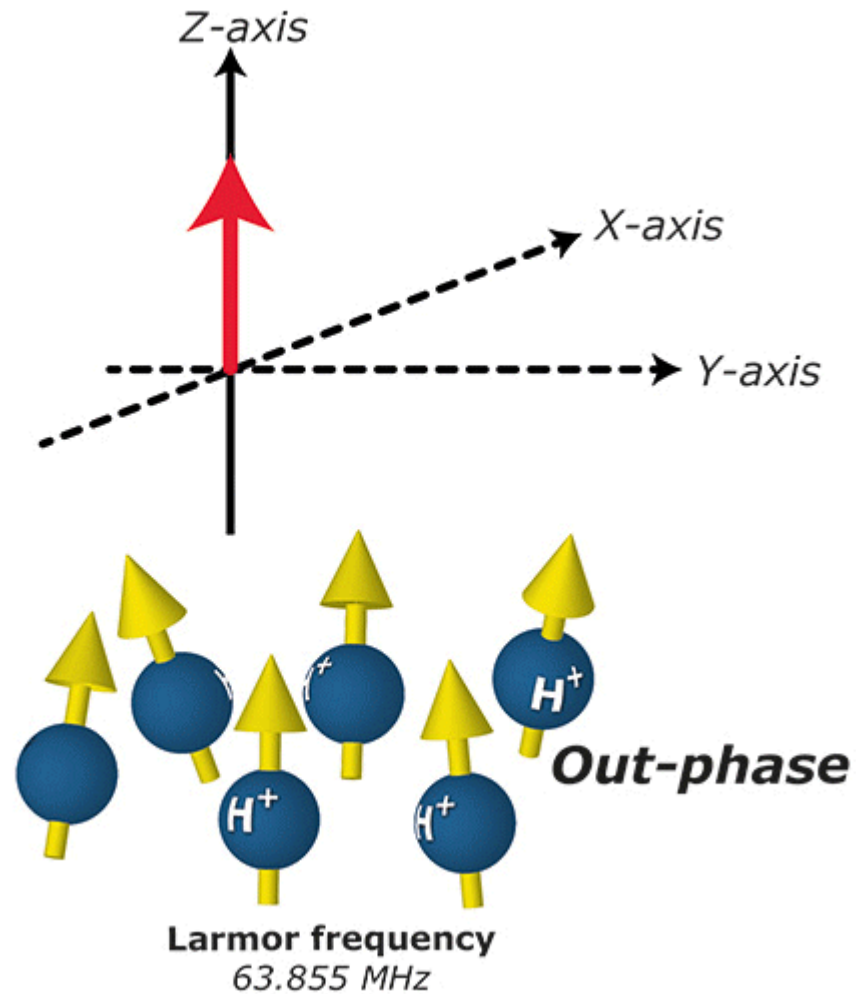
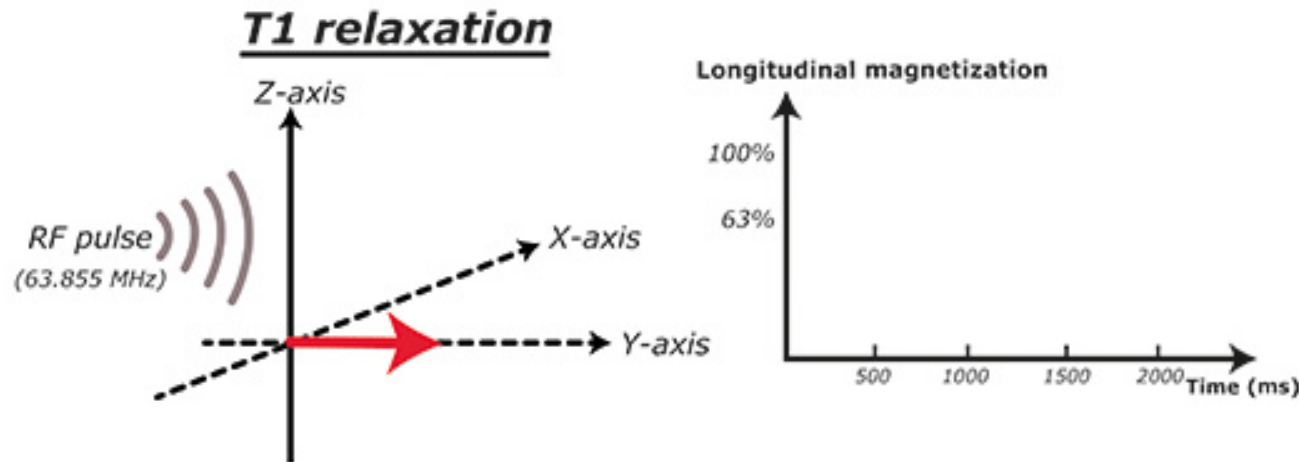


Imagem por ressonância magnética

Decaimento T1 (relaxação longitudinal ou tempo de relaxação spin-rede)



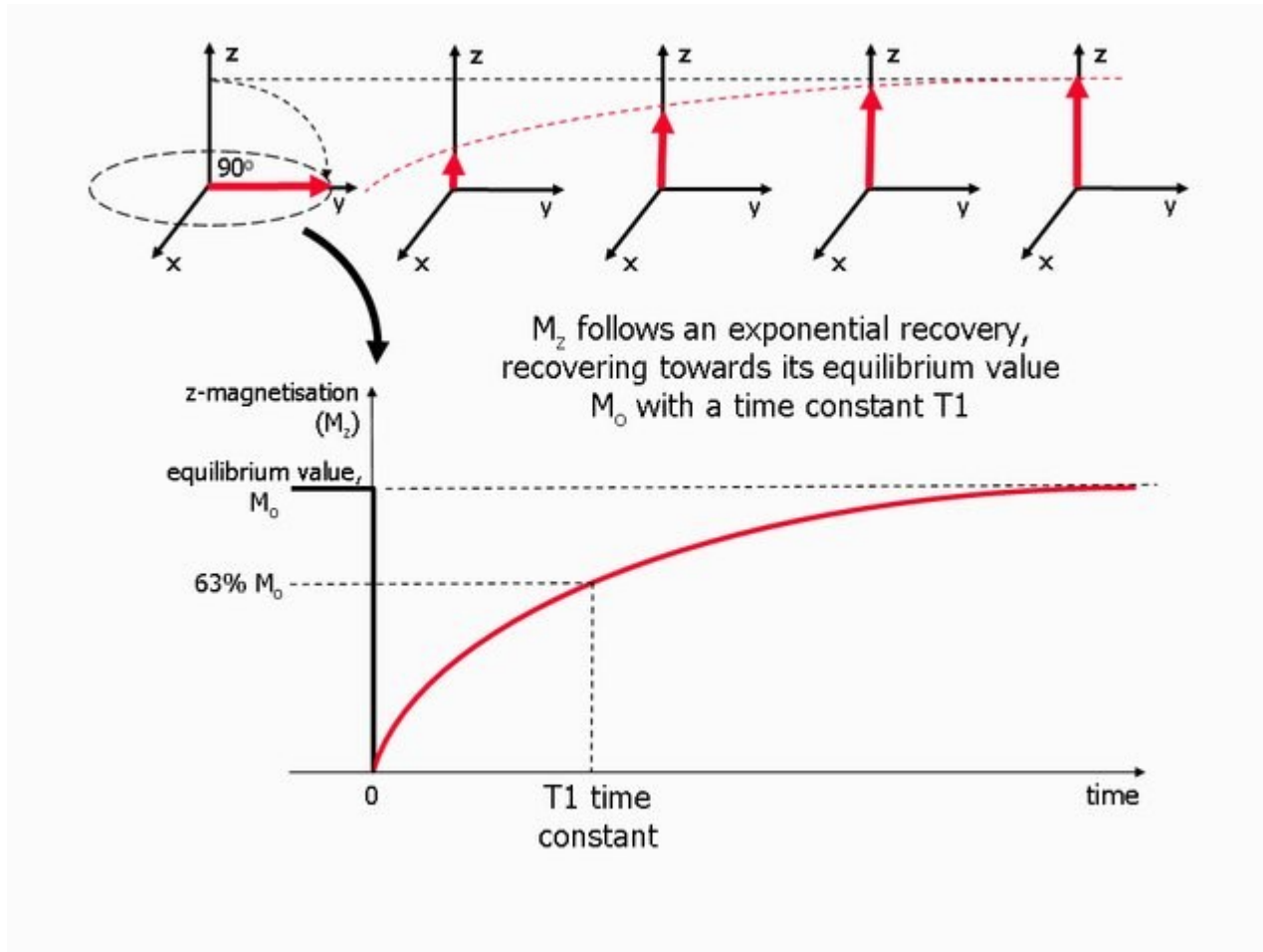
O sistema perturbado está em desequilíbrio e deve regressar progressivamente ao estado inicial ($M_{x,y} = 0$).

Os prótons retornam à sua posição original e a energia recebida do pulso RF é transferida para o ambiente. O decaimento T1 descreve o que acontece no eixo Z.

O tempo T1 é definido como o tempo necessário para atingir 63% da magnetização longitudinal original (no eixo Z).

Imagem por ressonância magnética

Decaimento T1 (relaxação longitudinal ou tempo de relaxação spin-rede)



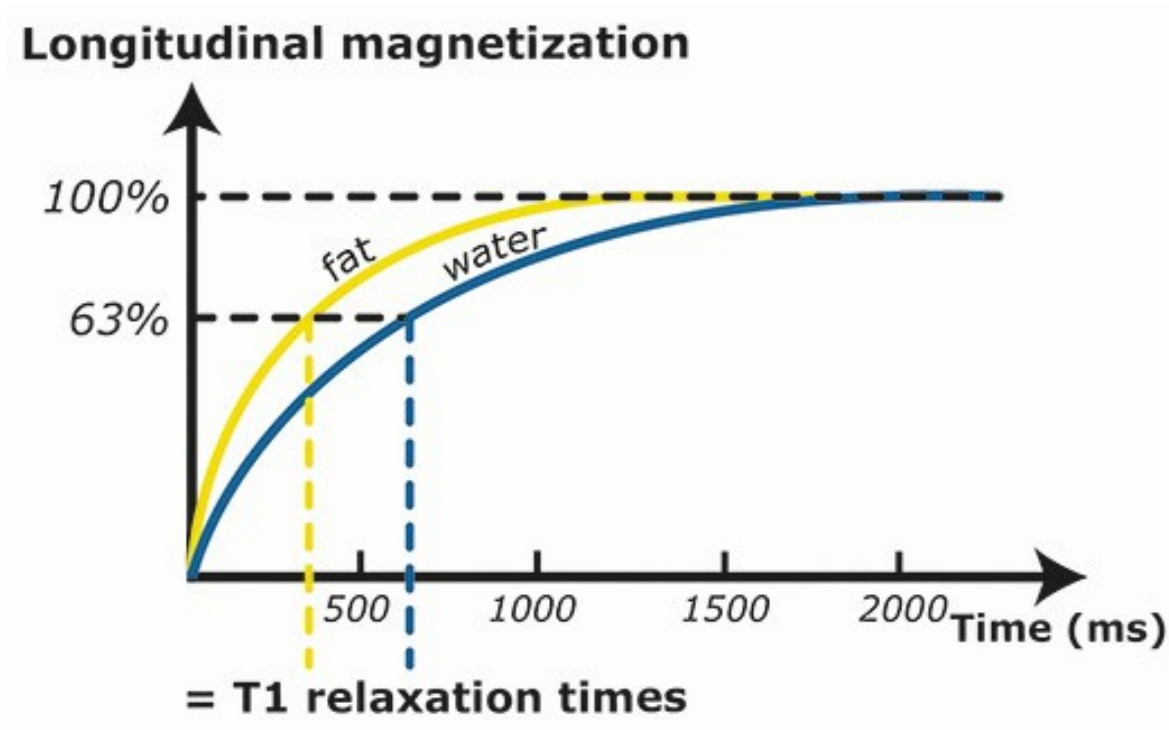
O sistema perturbado está em desequilíbrio e deve regressar progressivamente ao estado inicial ($M_{x,y} = 0$).

Os prótons retornam à sua posição original e a energia recebida do pulso RF é transferida para o ambiente. O decaimento T1 descreve o que acontece no eixo Z.

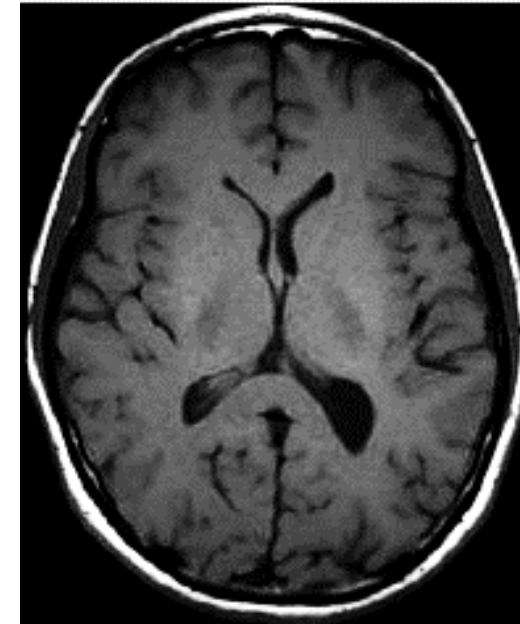
O tempo T1 é definido como o tempo necessário para atingir 63% da magnetização longitudinal original (no eixo Z).

Imagem por ressonância magnética

Decaimento T1 (relaxação longitudinal ou tempo de relaxação spin-rede)



T1-weighted image

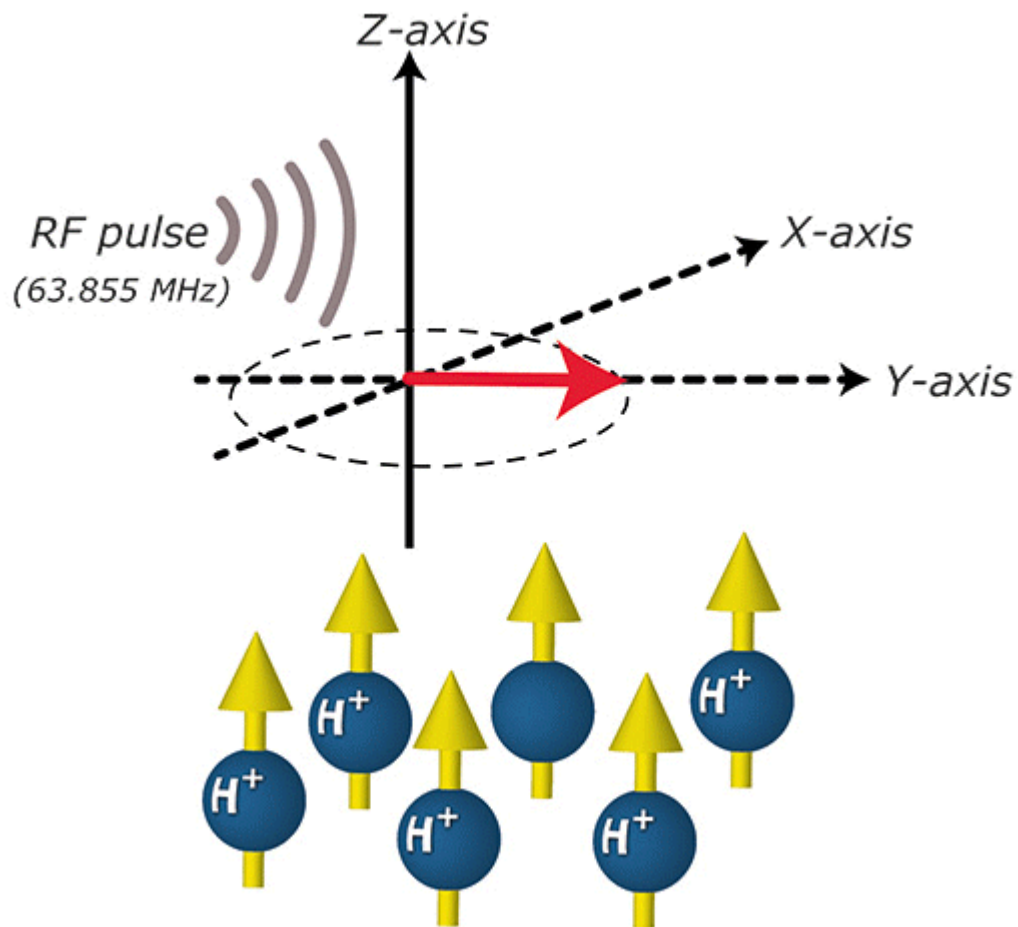


Dado que os prótons são afetados por campos de outros átomos aos quais estão ligados, é possível separar as respostas do hidrogénio em compostos específicos.

Cada tecido tem seu próprio tempo de relaxação e curva T1 que dependem essencialmente da interação do spin dos prótons com o meio.

Imagem por ressonância magnética

Decaimento T2 (relaxação transversal ou tempo de relaxação spin-spin)



Os prótons que giravam de forma síncrona (em fase) deixam de o fazer assim que o pulso RF é desligado.

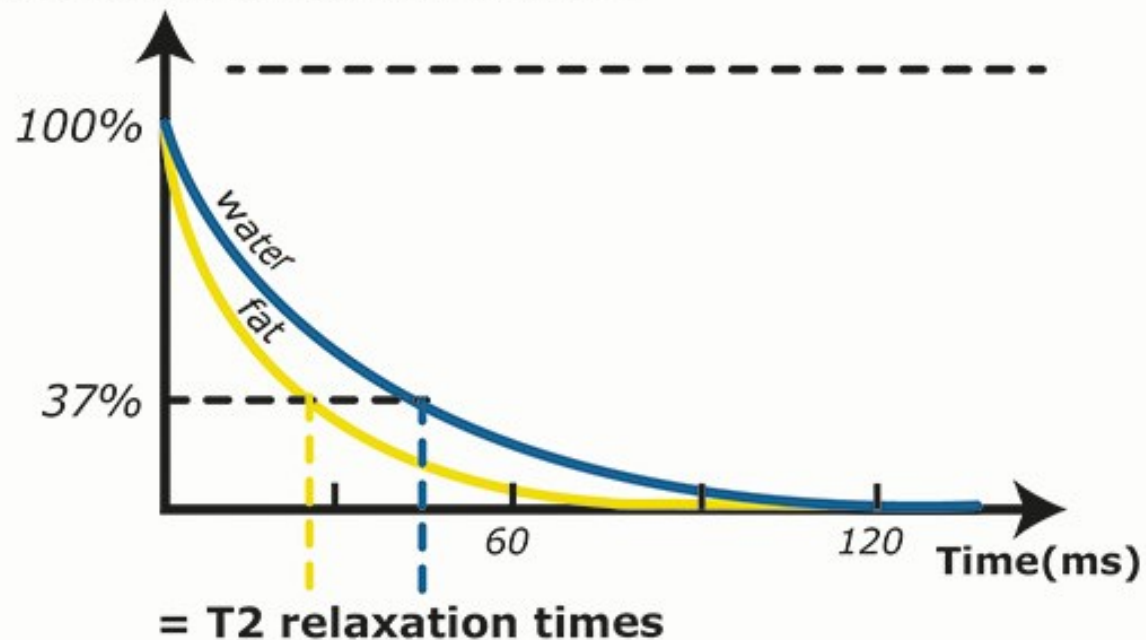
Como resultado o campo de magnetização transversal vai diminuir ao longo do tempo – o decaimento T2 descreve o que acontece no eixo XY.

T2 é definido como o tempo necessário para que a magnetização em XY seja reduzida para 37% do seu valor.

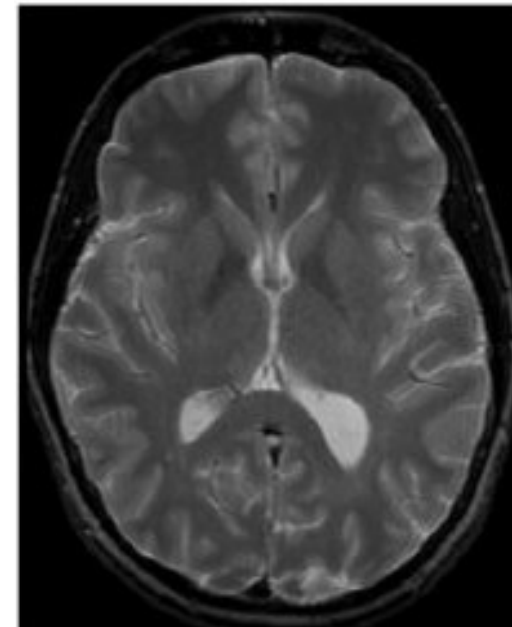
Imagem por ressonância magnética

Decaimento T2 (relaxação transversal ou tempo de relaxação spin-spin)

Transversal magnetization



T2-weighted image



Cada tecido tem um decaimento T2 característico que depende das interações spin-spin.

Em comparação com a água, a gordura tem um T2 mais curto revelando um desfaseamento mais rápido dos prótons em precessão.

Imagem por ressonância magnética

Decaimento T2 – fontes de ruído

Por razões inerentes ao processo, tais como não homogeneidade do campo B_0 e diferente permeabilidade magnética dos tecidos, ocorrem perdas de coerência mais fortes que aquelas devido à interação spin-spin.

Estes processos ruidosos caracterizam-se por $T_2^+ \ll T_2$.

Combinam-se ambos num tempo característico T_2^* .

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2^+} + \frac{1}{T_2}$$

Como o processo que leva a T_2 é sistemático, os erros podem ser corrigidos.

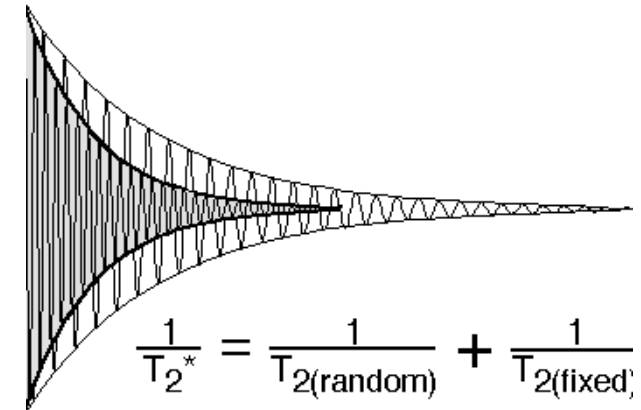
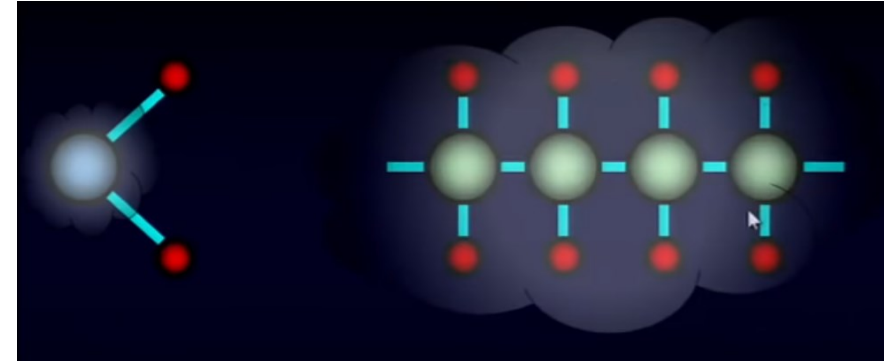
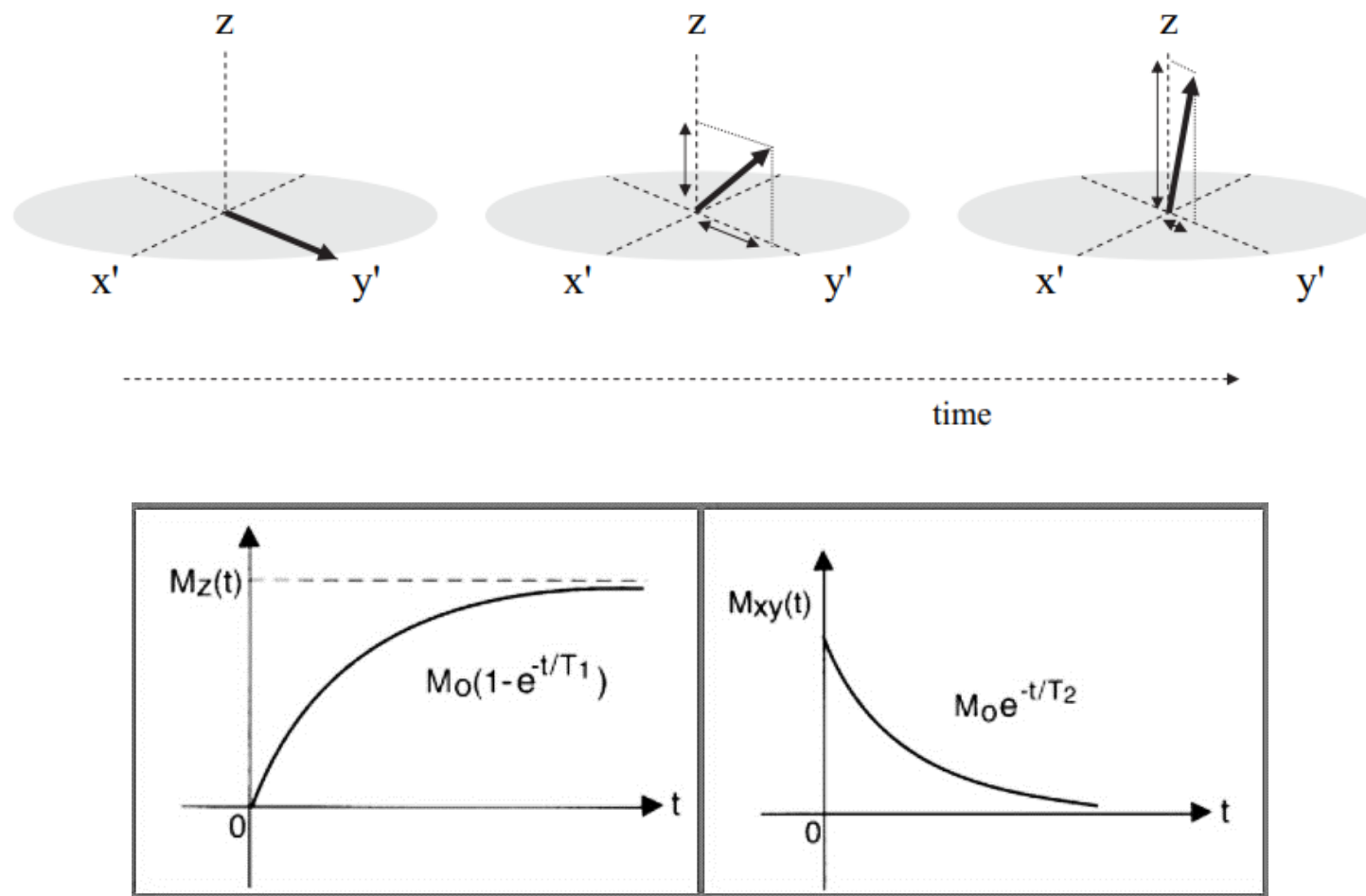


Imagem por ressonância magnética

Decaimento T1 vs. Decaimento T2

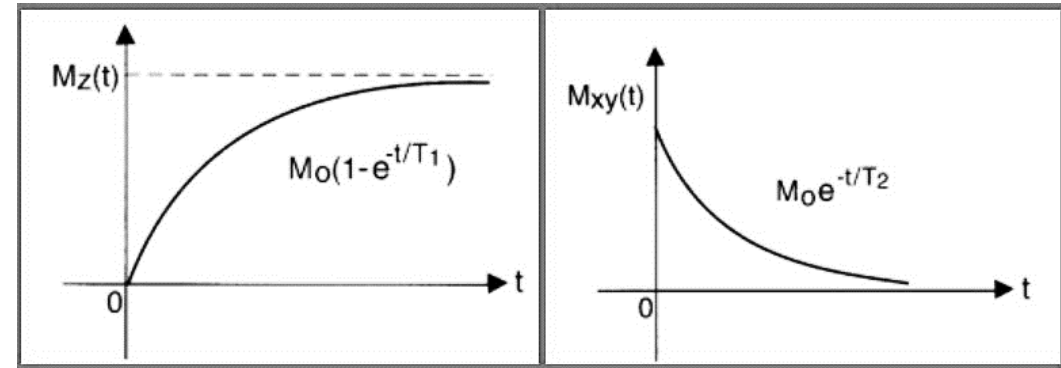


O decaimento T1 é bastante mais longo que o decaimento T2, mas são sobrepostos no tempo.

Imagem por ressonância magnética

Bloch equations - descrevem a contribuição dos fenómenos de relaxação para a magnetização

$$\begin{aligned}\dot{M}_x - \gamma(M_y B_z - M_z B_y) + \frac{1}{T_2} M_x &= 0 \\ \dot{M}_y - \gamma(M_z B_x - M_x B_z) + \frac{1}{T_2} M_y &= 0 \\ \dot{M}_z - \gamma(M_x B_y - M_y B_x) + \frac{1}{T_1} M_z &= 0\end{aligned}$$



after a 90° pulse the value of M_z is given by:

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right)$$

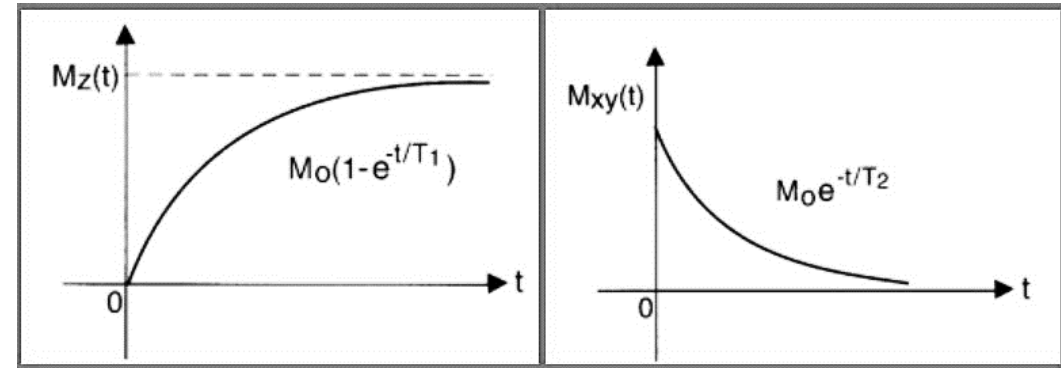
$$M_y(t) = M_0 \sin \alpha \exp - \left(\frac{t}{T_2} \right)$$

Tissue	T_1 (1.5 T)	T_1 (3 T)	T_2 (1.5 T)	T_2 (3 T)
Brain (white matter)	790	1100	90	60
Brain (grey matter)	920	1600	100	80
Liver	500	800	50	40
Skeletal muscle	870	1420	60	30
Lipid (subcutaneous)	290	360	160	130
Cartilage	1060	1240	42	37

Imagem por ressonância magnética

Bloch equations - descrevem a contribuição dos fenômenos de relaxação para a magnetização

$$\begin{aligned}\dot{M}_x - \gamma(M_y B_z - M_z B_y) + \frac{1}{T_2} M_x &= 0 \\ \dot{M}_y - \gamma(M_z B_x - M_x B_z) + \frac{1}{T_2} M_y &= 0 \\ \dot{M}_z - \gamma(M_x B_y - M_y B_x) + \frac{1}{T_1} M_z &= 0\end{aligned}$$



after a 90° pulse the value of M_z is given by:

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right)$$

$$M_y(t) = M_0 \sin \alpha \exp - \left(\frac{t}{T_2}\right)$$

Tissue	T ₁ (1.5 T)	T ₁ (3 T)	T ₁ (4.5 T)	T ₂ (3 T)
Brain (white)				60
Brain (grey)				80
Liver				40
Skeletal muscle				30
Lipid (subcutaneous)				130
Cartilage				37

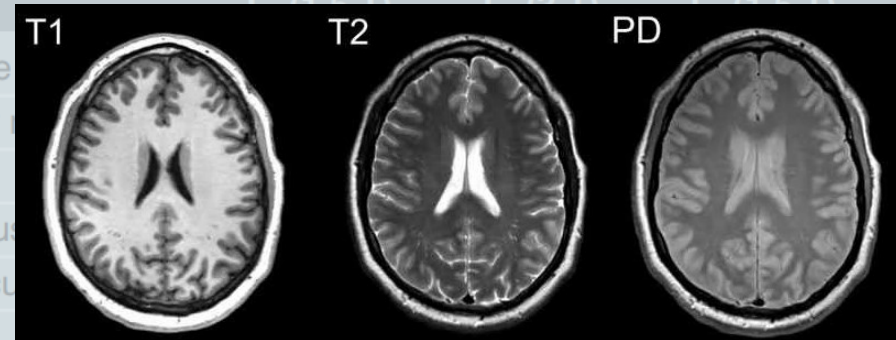
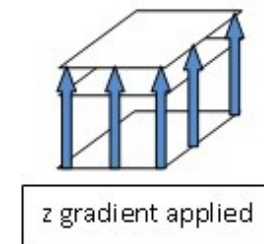
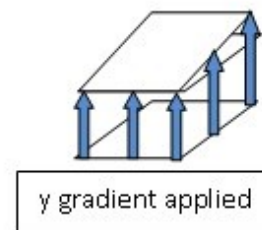
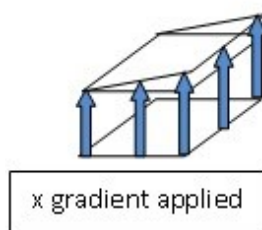
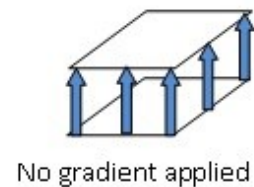
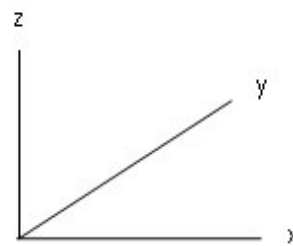
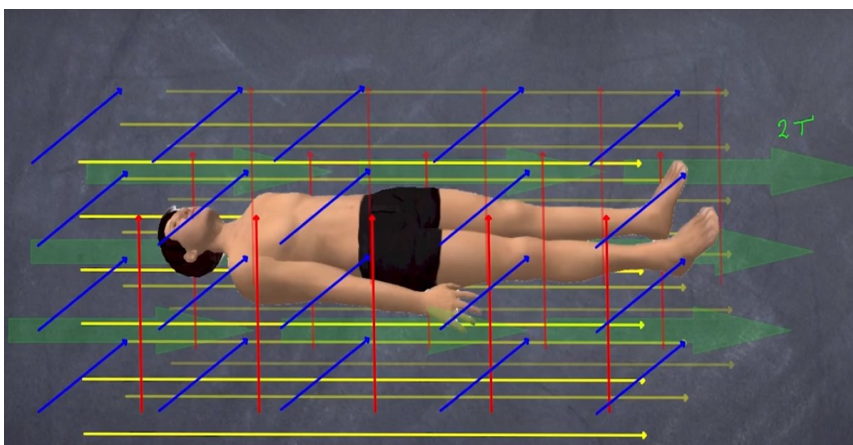
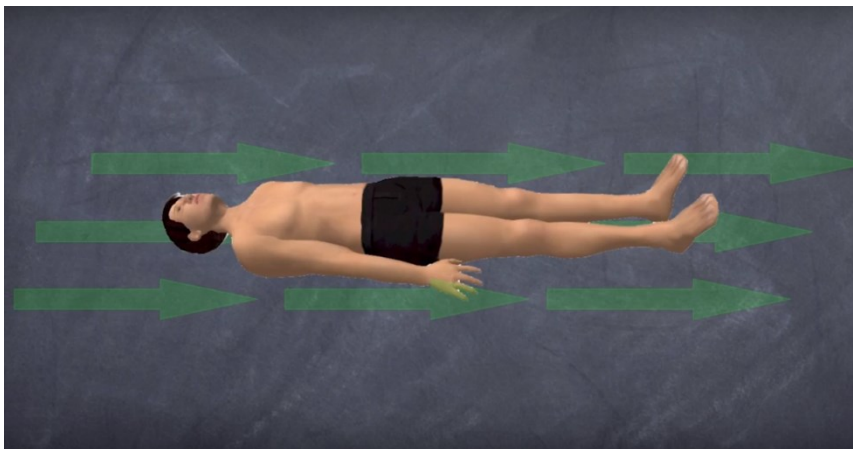


Imagem por ressonância magnética

Localização do sinal no espaço



Resumo de conceitos

MRI

Net Spin

Campo magnético estacionário

- > Polarização
- > Precessão

Ressonância

- > Precessão em fase
- > Rotação do vetor de magnetização

Relaxação

- > Decaimento T1
- > Decaimento T2

Gradientes de campo

Processos envolvidos na imagem por ressonância magnética (MRI)

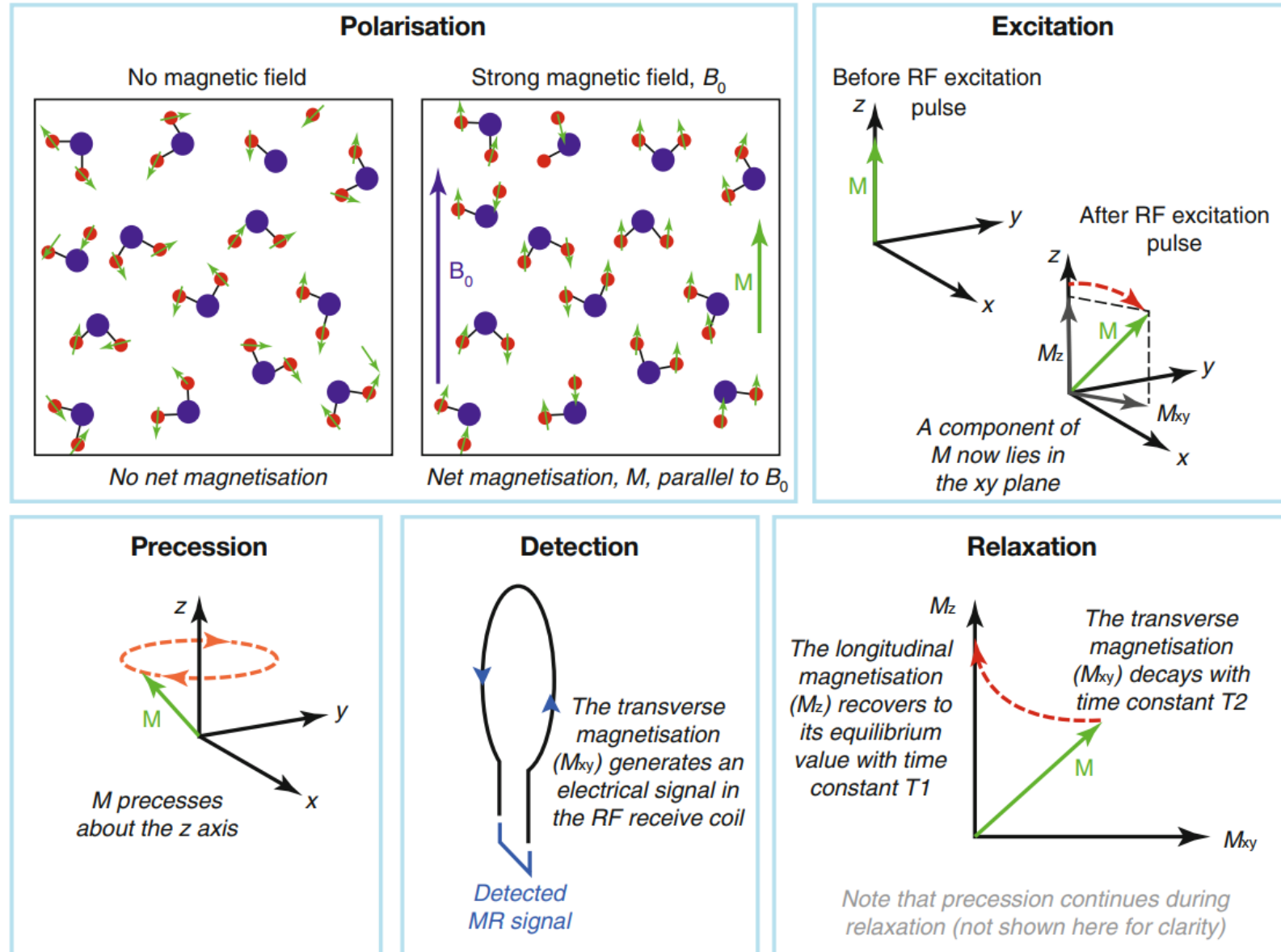


Imagem por ressonância magnética

Novos desenvolvimentos – hiperpolarização

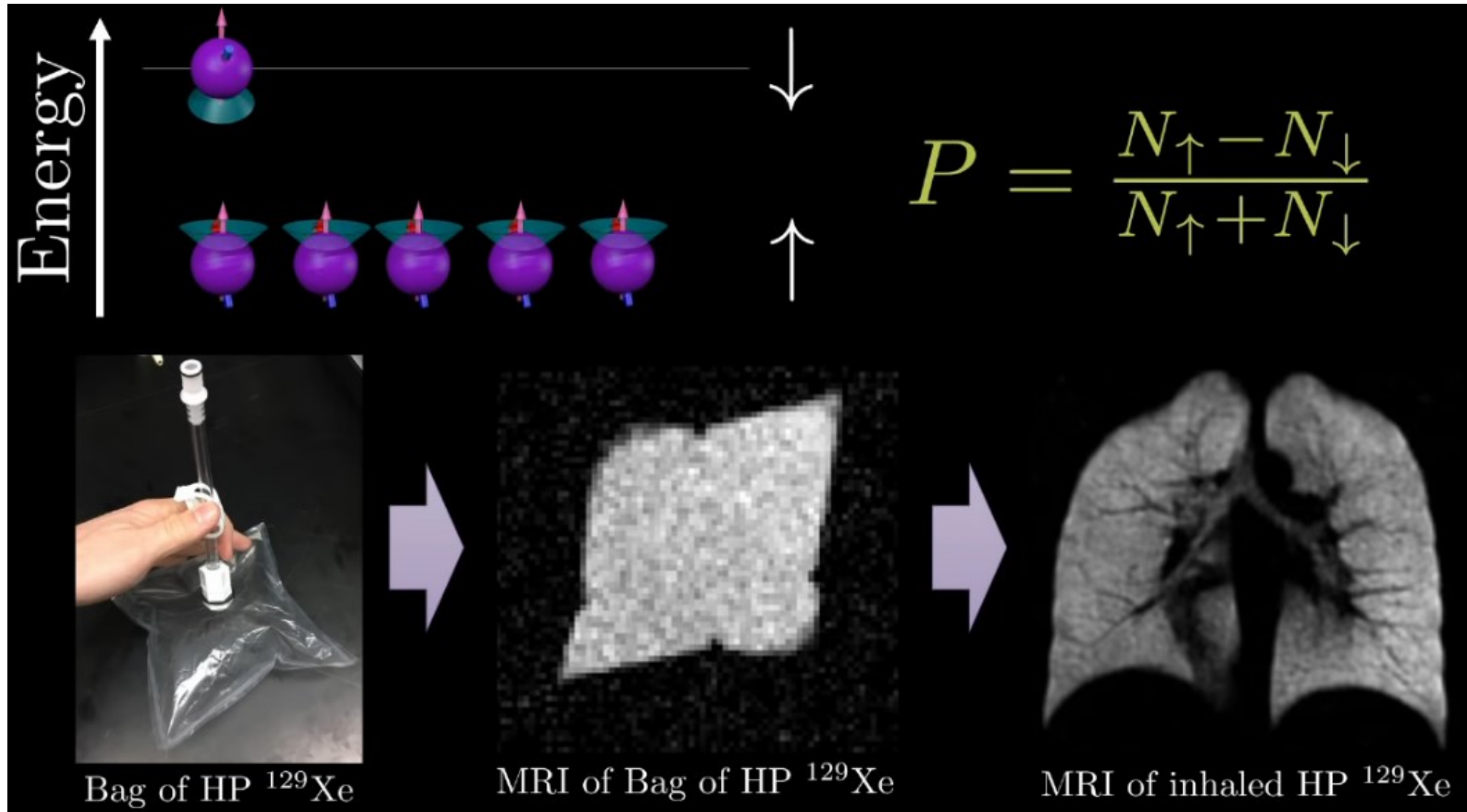
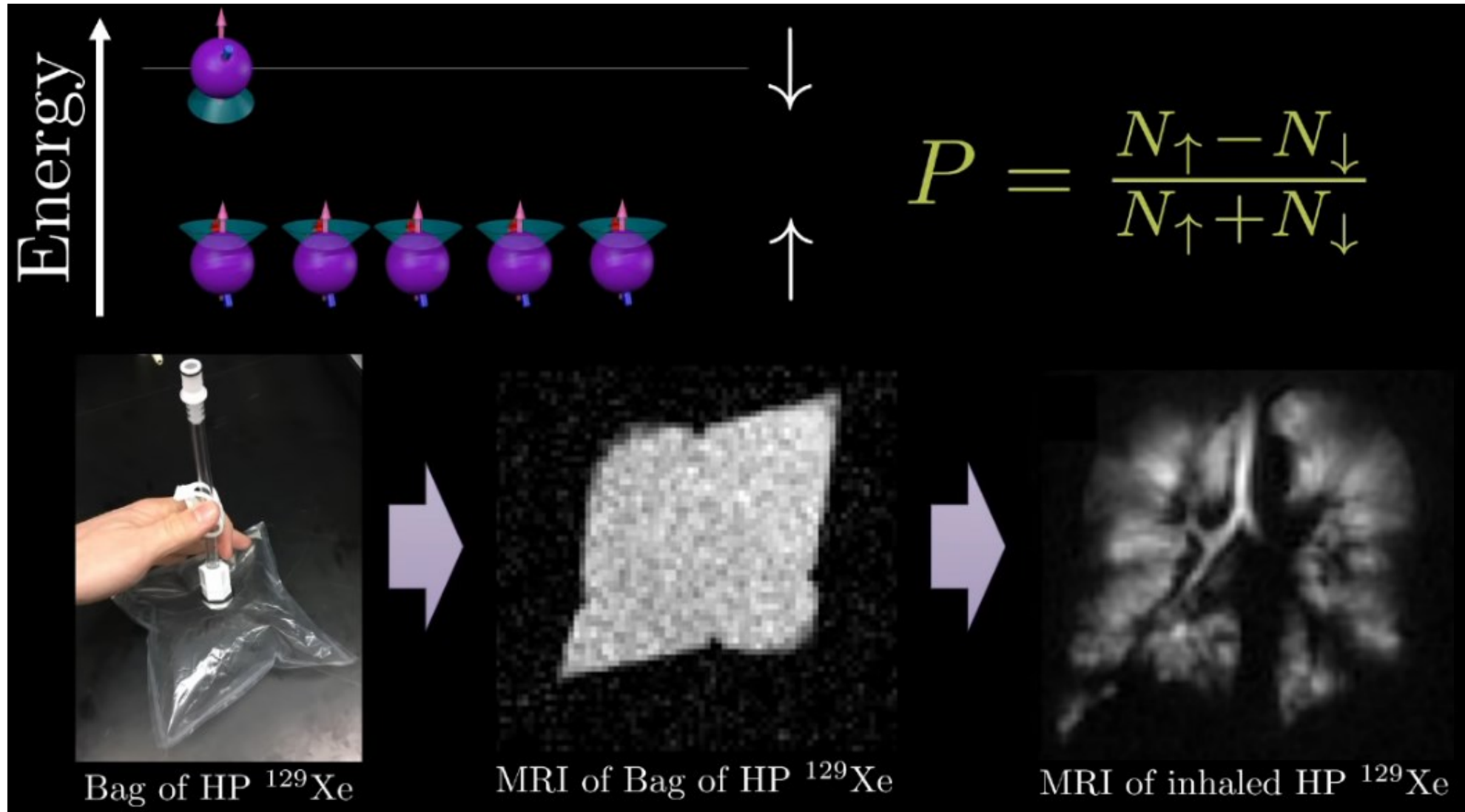


Imagem por ressonância magnética

Novos desenvolvimentos – hiperpolarização



Até sexta!

*Bibliografia disponível na plataforma