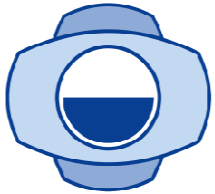
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Instituto de Física de São Carlos



CIERMag
Centro de Imagens e Espectroscopia
In Vivo por Ressonância Magnética

Imagens por Ressonância Magnética: Princípios e Aplicações

Fernando F. Paiva

paiva@ifsc.usp.br

19/07/2012

RM: Linha do Tempo

1974 – Damadian patenteia a idéia de scanner para detecção de tecido maligno.

1924 - Pauli sugere que partículas nucleares possuem momento angular (spin).

1985 – Reembolso por exames de RM começam a ser aprovados pelos convênios.

1937 – Rabi mede o momento angular do núcleo.

1973 – Lauterbur publica o método para gerar imagens utilizando gradientes de NMR.

1944 – Rabi recebe o prêmio Nobel de Física.

Scanners clínicos começam a se tornar prevalentes.

1952 – Purcell e Bloch dividem o prêmio Nobel de Física.

NMR se torna MRI

1946 – Purcell demonstra que a matéria absorve energia na freqüência de ressonância.

1973 – Mansfield, independentemente, publica a abordagem de gradientes para NMR.

1990 – Ogawa e colaboradores propõem o método de fMRI utilizando contraste endógeno baseado na oxigenação sanguínea.

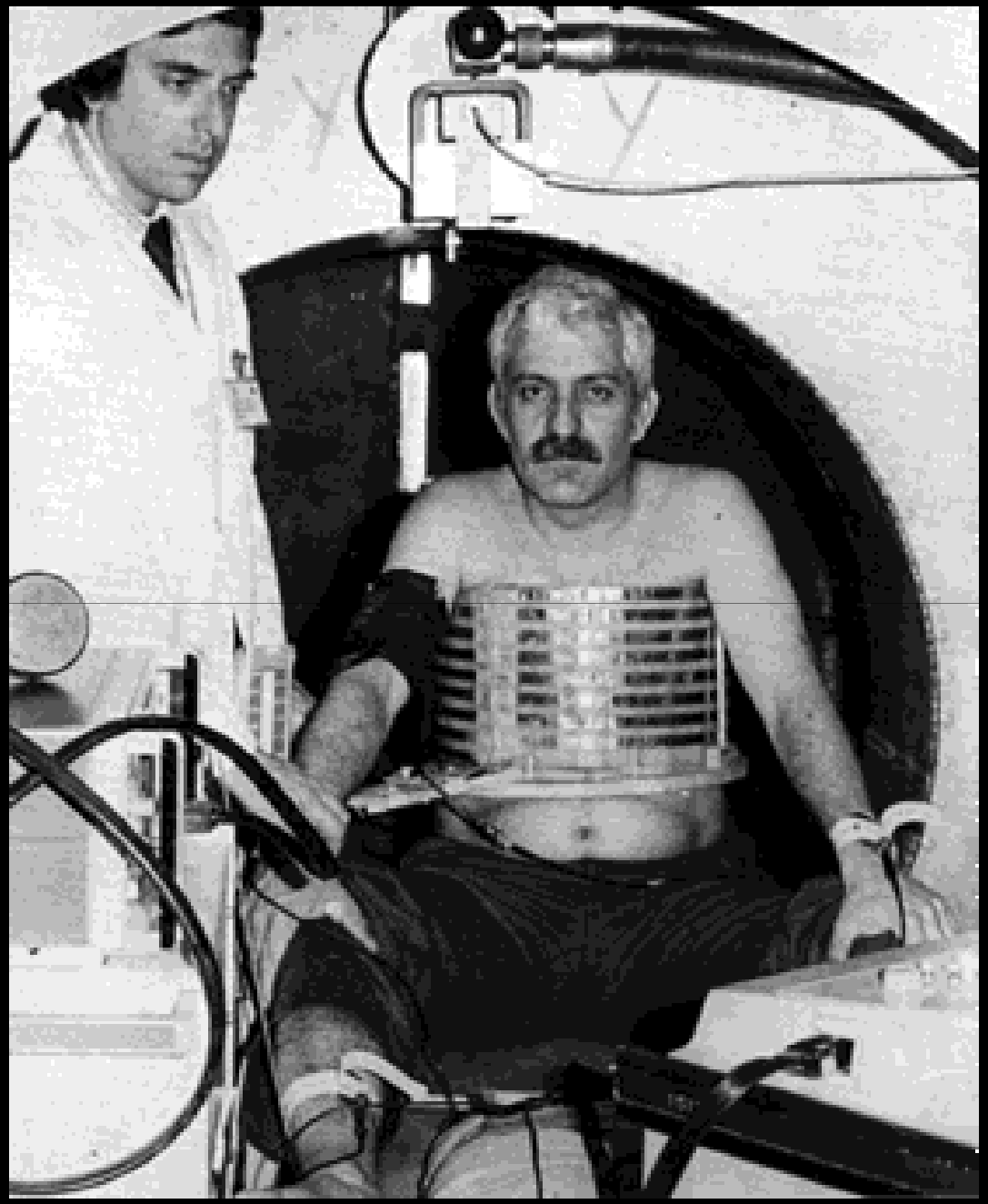
1959 – Singer mede fluxo sanguíneo utilizando NMR (em camundongos).

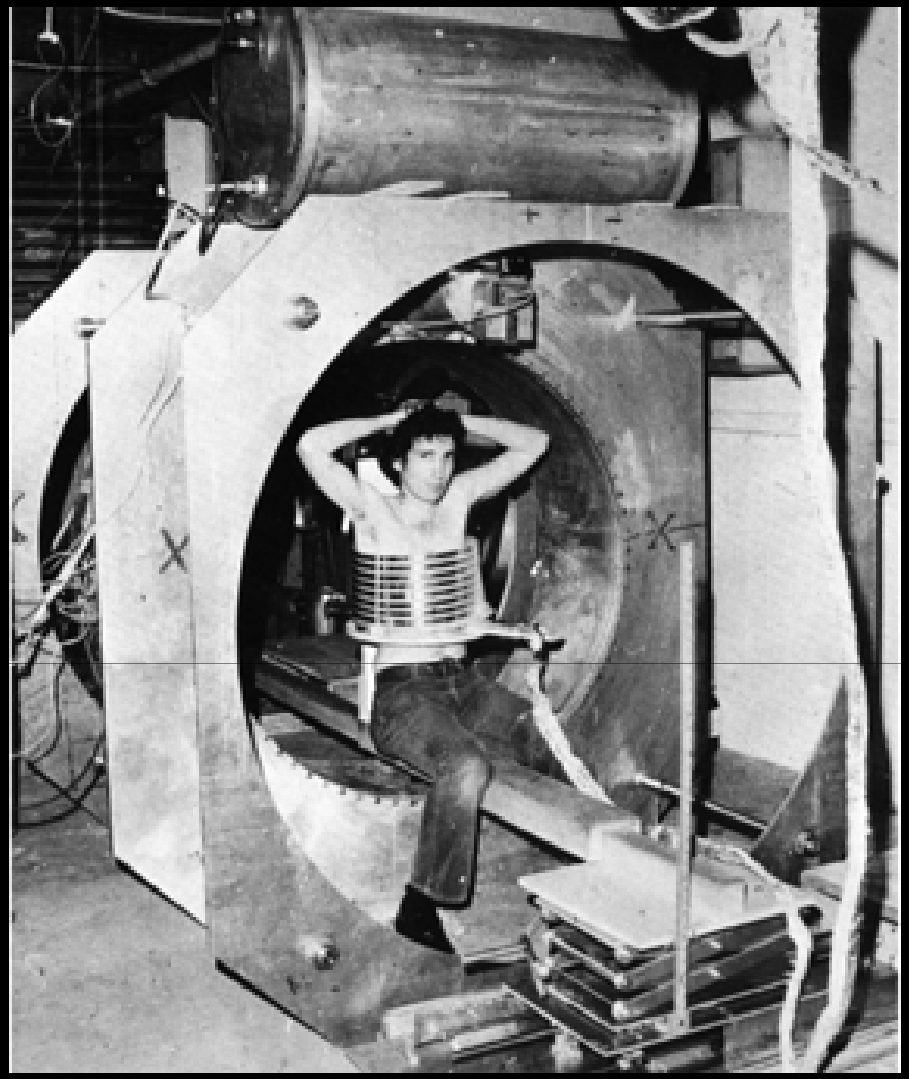
1946 – Bloch mostra que a precessão nuclear pode ser medida por bobinas detectoras.

1975 – Ernst desenvolve a transformada de Fourier 2D para RM.

MARÇO DE 1977

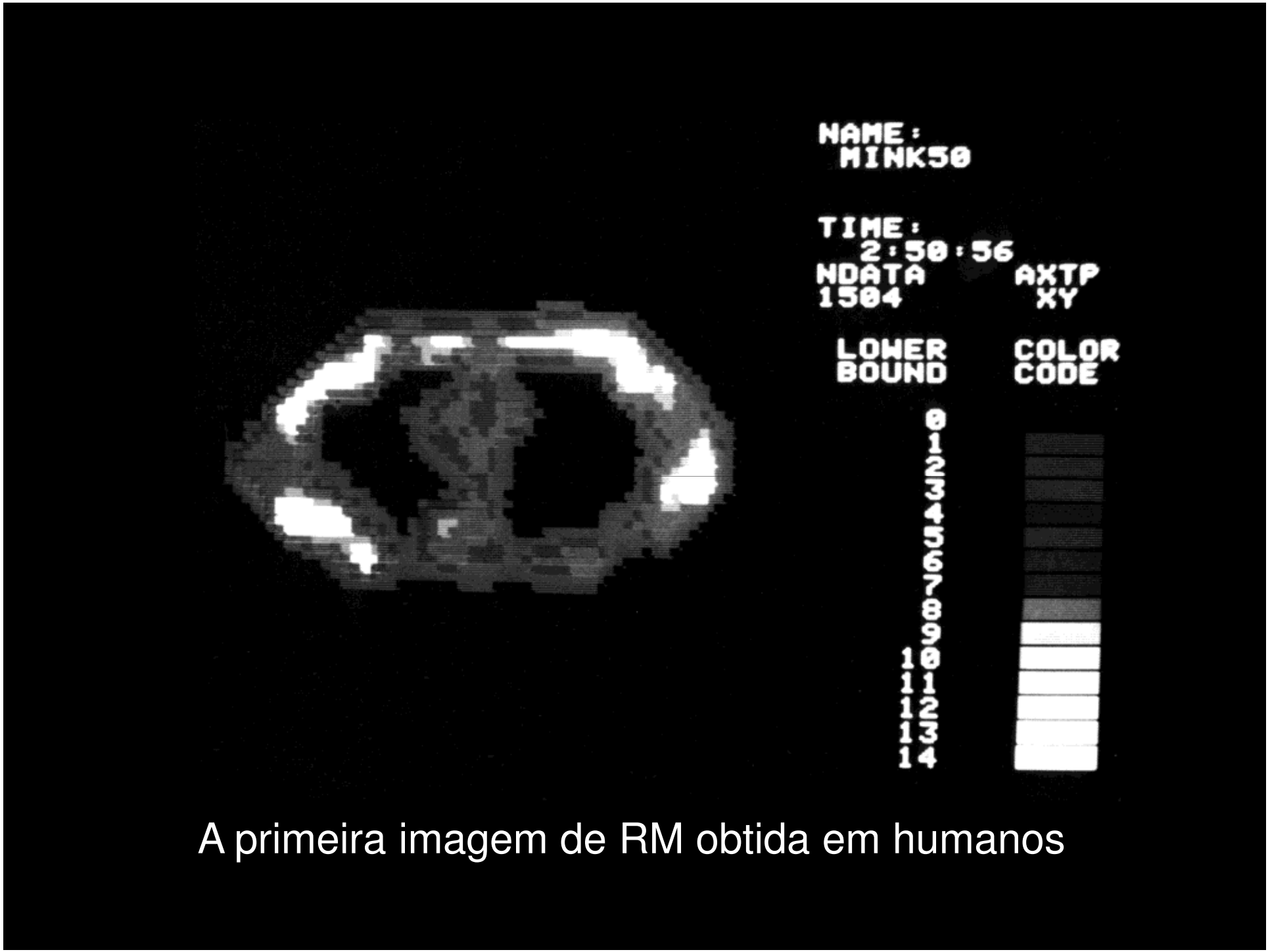
A primeira tentativa de obter uma imagem em humanos. Dr. Raymond Damadian foi o primeiro paciente. Dadas as dúvidas sobre os resultados, ele utilizou um monitor cardíaco e um de pressão.



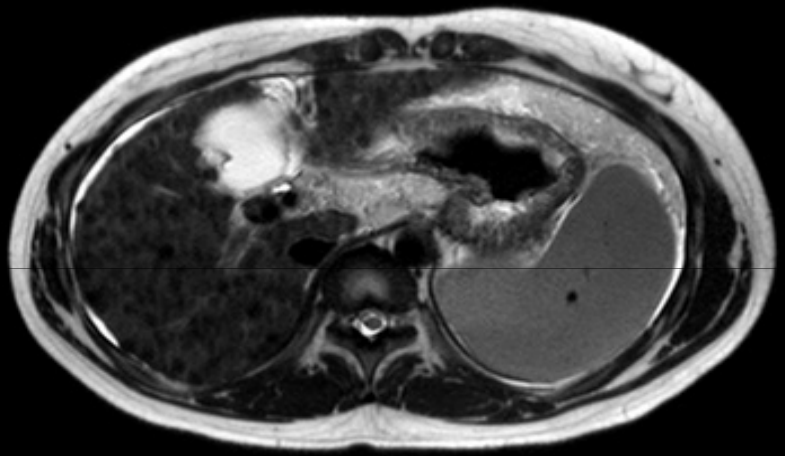


JULHO DE 1977

A primeira tentativa bem sucedida de se obter uma imagem de RM humanos. Dr. Lawrence Minkoff foi o voluntário.



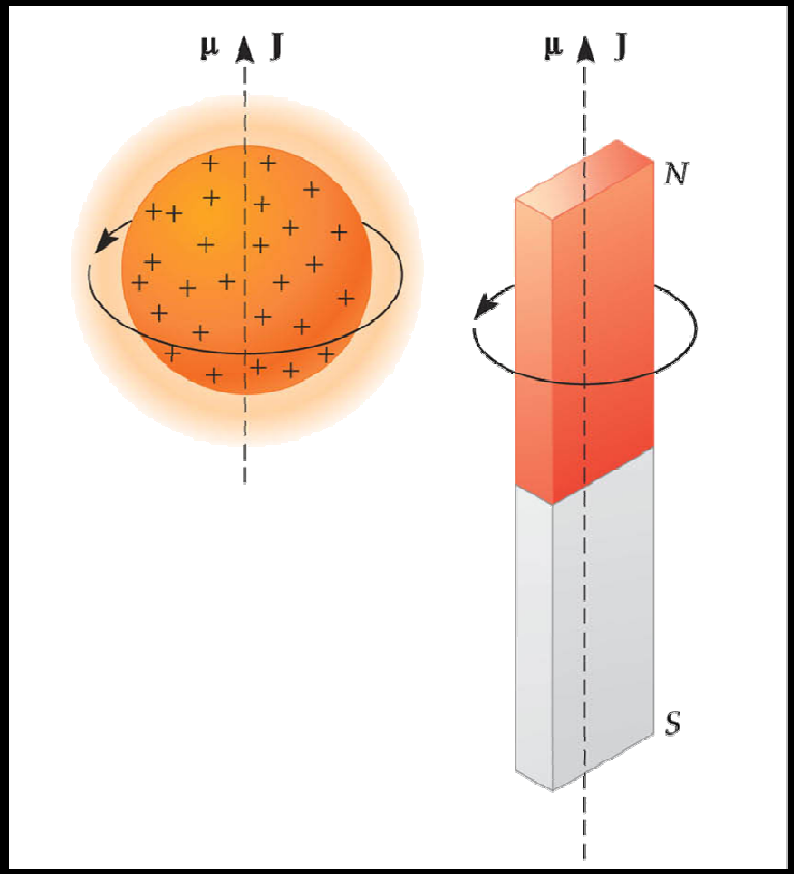
A primeira imagem de RM obtida em humanos



... 35 anos depois

PROPRIEDADES DO NÚCLEO ATÔMICO

A rotação do próton dá origem ao **momento angular (J)**;

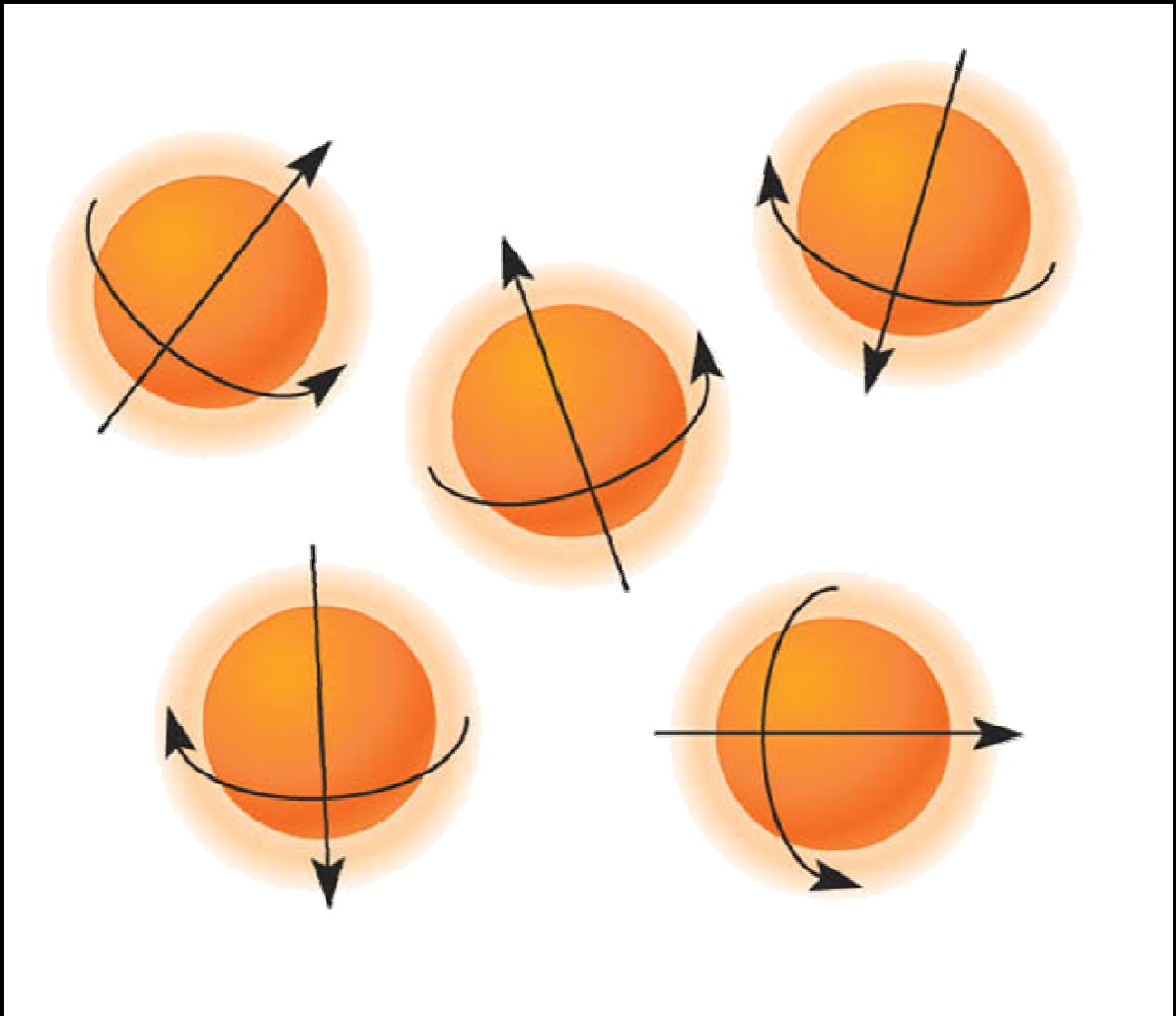


A carga elétrica na superfície do próton cria um pequeno loop de corrente, o que dá origem ao **momento magnético** (μ);

Ambos μ e J são representados por vetores que apontam ao longo do eixo de rotação e cuja direção pode ser determinada pela regra da mão direita;

Um núcleo pode ser observado por RM se tem momento angular e magnético. Tal núcleo possui um número ímpar de prótons ou de nêutrons.

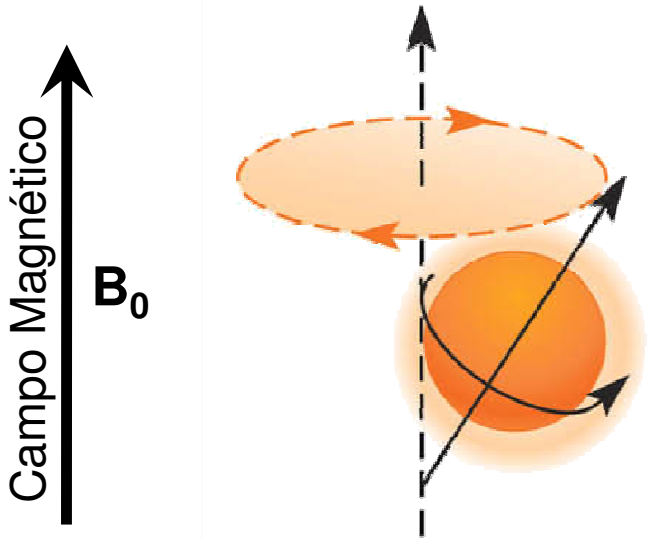
PRÓTONS NA AUSÊNCIA DE CAMPO MAGNÉTICO



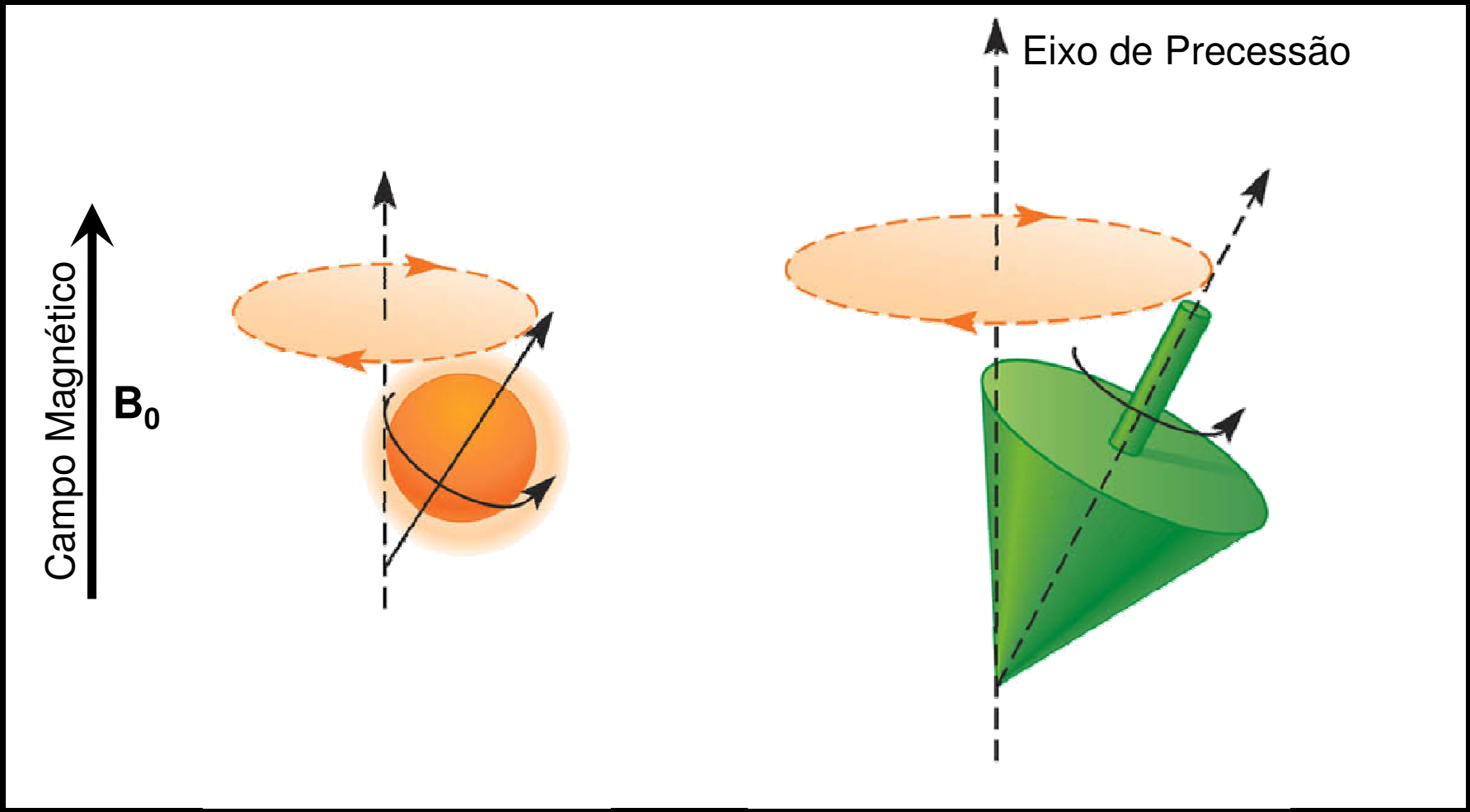
- Na ausência de um campo magnético intenso, os *spins* ficam randomicamente orientados.

- Neste caso, a magnetização (M) do sistema é nula.

PRÓTONS SE ALINHAM AO CAMPO MAGNÉTICO...



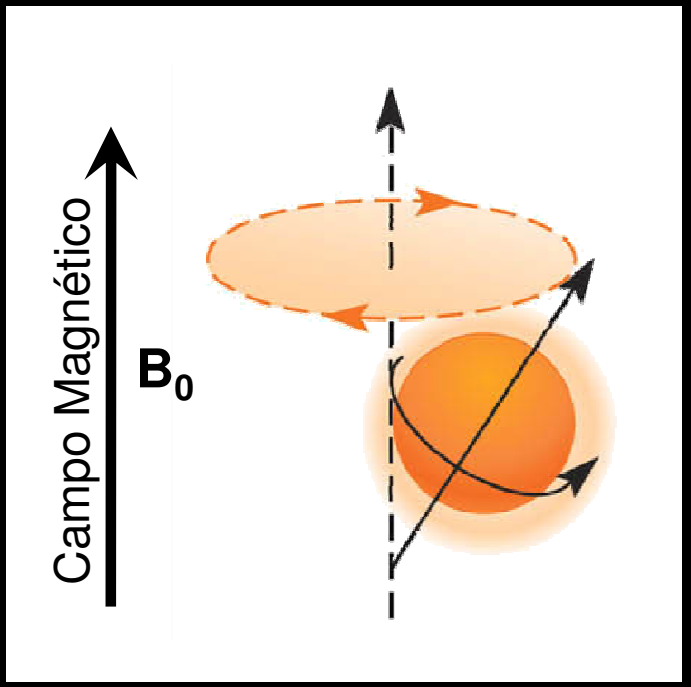
... MAS SE MOVEM AO REDOR DO EIXO DO CAMPO PRINCIPAL EM UM MOVIMENTO CONHECIDO POR *PRECESSÃO*



FREQUÊNCIA DE *LARMOR*

A precessão dos núcleos em torno do campo principal ocorre em uma freqüência específica dada pela equação de ***Larmor***

$$\omega = \gamma B_0$$



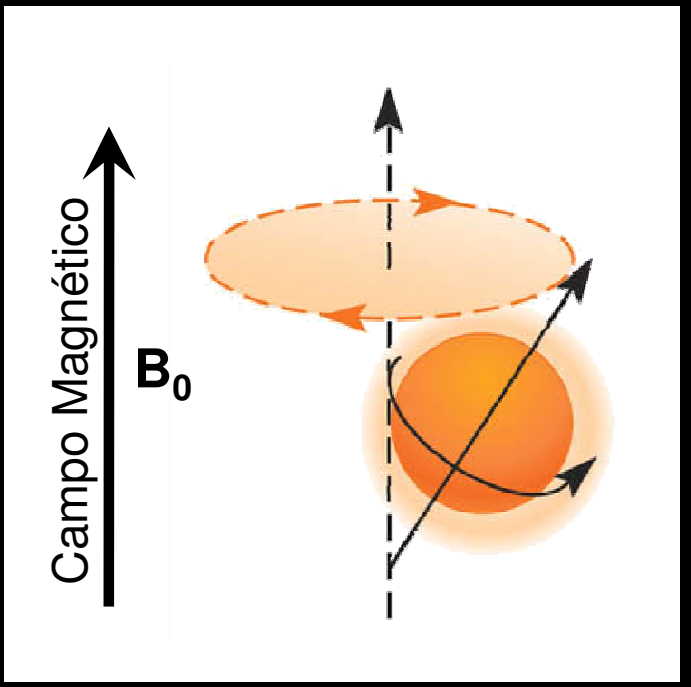
onde:

- ω: freqüência de Larmor
- γ: constante giromagnética
- B_0: campo magnético principal

Núcleo	Constante Giromagnética (MHz/T)
^{1}H	42.58
^{13}C	10.71
^{15}N	4.31
^{19}F	40.05
^{31}P	17.23

FREQUÊNCIA DE *LARMOR*

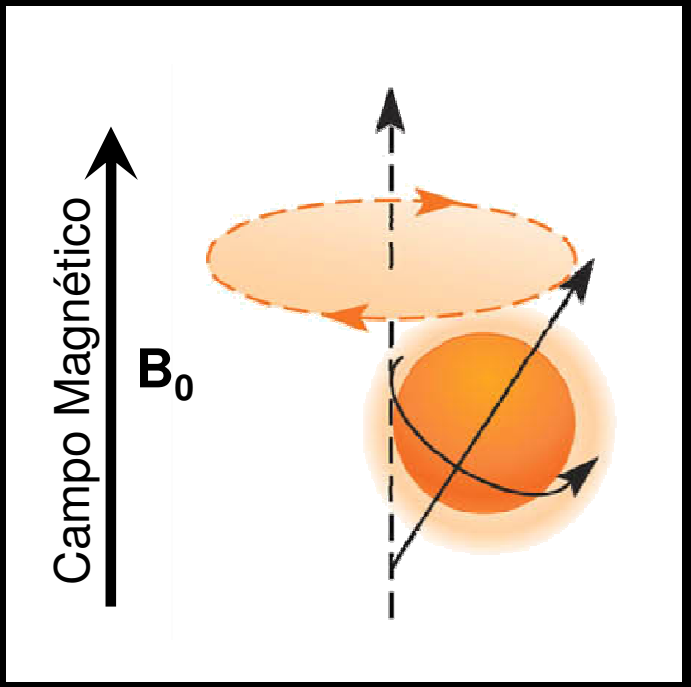
- Hidrogênio (^{1}H) em 1.5T:
  - ω = 42.58 MHz/T x 1.5 T
    = **63.87 MHz**
- Hidrogênio (^{1}H) em 3.0T:
  - ω = 42.58 MHz/T x 3.0 T
    = **127.74 MHz**
- Fósforo (^{31}P) em 1.5T:
  - ω = 17.23 MHz/T x 1.5 T
    = **25.85 MHz**



Núcleo	Constante Giromagnética (MHz/T)
^{1}H	42.58
^{13}C	10.71
^{15}N	4.31
^{19}F	40.05
^{31}P	17.23

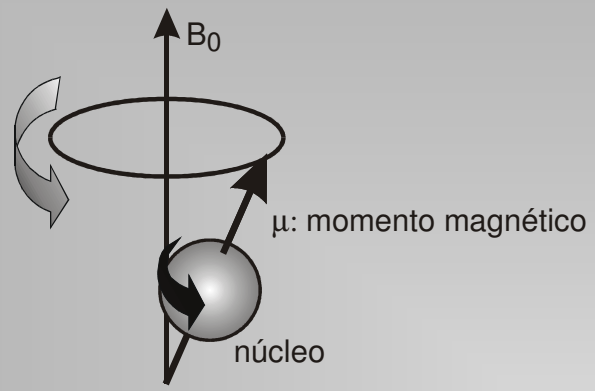
FREQUÊNCIA DE *LARMOR*

- Hidrogênio (^{1}H) em 1.5T:
  - ω = 42.58 MHz/T x 1.5 T
    = **63.87 MHz**
- Hidrogênio (^{1}H) em 3.0T:
  - ω = 42.58 MHz/T x 3.0 T
    = **127.74 MHz**
- Fósforo (^{31}P) em 1.5T:
  - ω = 17.23 MHz/T x 1.5 T
    = **25.85 MHz**



Radiofrequência (RF)

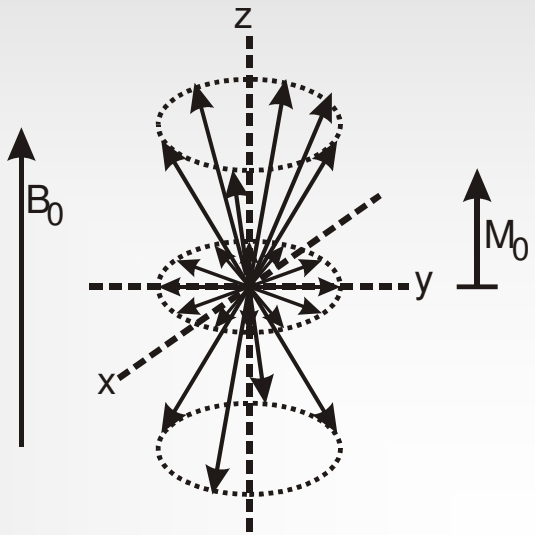
Magnetização



$$\frac{d\boldsymbol{\mu}}{dt} = \boldsymbol{\mu} \times (\gamma \cdot \boldsymbol{B})$$

$$\boldsymbol{M} = \frac{1}{V} \sum_i \boldsymbol{\mu}_i \quad \Rightarrow \quad \frac{d\boldsymbol{M}}{dt} = \boldsymbol{M} \times (\gamma \cdot \boldsymbol{B})$$

(Prótons não interagentes)



Magnetização

$$\frac{d\boldsymbol{M}}{dt} = \boldsymbol{M} \times (\gamma \cdot \boldsymbol{B})$$ (Prótons não interagentes)

Campo Externo: $\boldsymbol{B} = B_0 \hat{\boldsymbol{z}}$

Prótons interagentes?

$$\begin{cases} \boldsymbol{M}_{//} = M_z \hat{\boldsymbol{z}} \Rightarrow \dfrac{dM_z}{dt} = 0 \; + \; ? \\ \boldsymbol{M}_{\perp} = M_x \hat{\boldsymbol{x}} + M_y \hat{\boldsymbol{y}} \Rightarrow \dfrac{d\boldsymbol{M}_{\perp}}{dt} = \boldsymbol{M}_{\perp} \times (\gamma \cdot \boldsymbol{B}) \; + \; ? \end{cases}$$

Relaxação Longitudinal

Interação dos prótons com a rede: $\frac{dM_z}{dt} = \frac{1}{T_1}(M_0 - M_z)$

Determinado Empiricamente

T_1: Tempo de Relaxação Longitudinal (Spin-Rede)

$$M_z(t) = M_z(t_0)e^{-(t-t_0)/T_1} + M_0(1 - e^{-(t-t_0)/T_1})$$

Tecido	T_1 (ms)	T_2 (ms)
matéria cinzenta	950	100
matéria branca	600	80
músculo	900	50
fluido cérebro-espinhal	4500	2200
gordura	250	60
sangue	1200	100-200

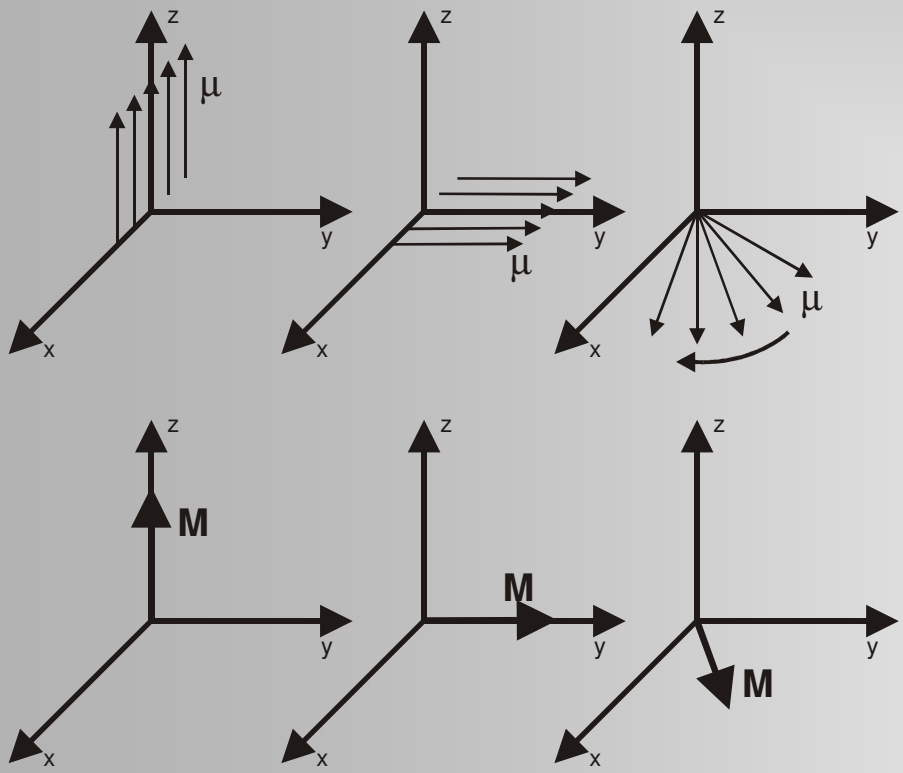
Valores típicos de tempos de relaxação, T_1 e T_2, de hidrogênio em diferentes tecidos humanos medidos em 1.5T e 37ºC

Relaxação Transversal

Campo Local = campo externo + campos gerados pelos *"vizinhos"*

Variação no Campo Local ⇒ Variação na Freq. Precessão

$$(\omega_0 = \gamma \cdot B_0)$$



$$\frac{d\boldsymbol{M}_\perp}{dt} = \boldsymbol{M}_\perp \times (\gamma \cdot \boldsymbol{B}) - \frac{1}{T_2}\boldsymbol{M}_\perp$$

T_2: Tempo de Relaxação Transversal (Spin-Spin)

$$\left(\frac{d\boldsymbol{M}_\perp}{dt}\right)' = -\frac{1}{T_2}\boldsymbol{M}_\perp \quad \text{(RG)}$$

$$\boldsymbol{M}_\perp(t) = \boldsymbol{M}_\perp(0)e^{-t/T_2}$$

Equação de Bloch

$$\frac{d\mathbf{M}_{\perp}}{dt} = \mathbf{M}_{\perp} \times (\gamma \cdot \mathbf{B}) + \frac{1}{T_1}(M_0 - M_z) - \frac{1}{T_2}\mathbf{M}_{\perp}$$

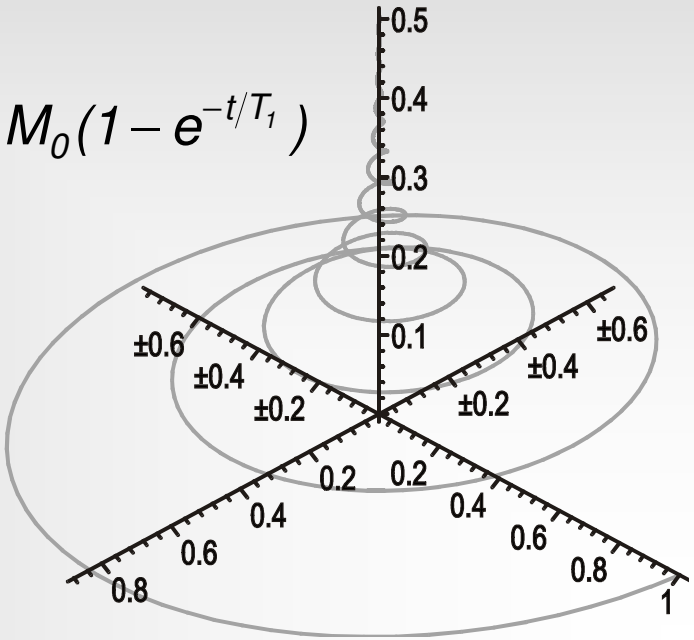
$$\frac{dM_x}{dt} = \omega_0 M_y - \frac{M_x}{T_2} \Rightarrow M_x(t) = e^{-t/T_2}(M_x(0)\cos(\omega_0 t) + M_y(0)\mathrm{sen}(\omega_0 t))$$

$$\frac{dM_y}{dt} = -\omega_0 M_x - \frac{M_y}{T_2} \Rightarrow M_y(t) = e^{-t/T_2}(M_y(0)\cos(\omega_0 t) - M_x(0)\mathrm{sen}(\omega_0 t))$$

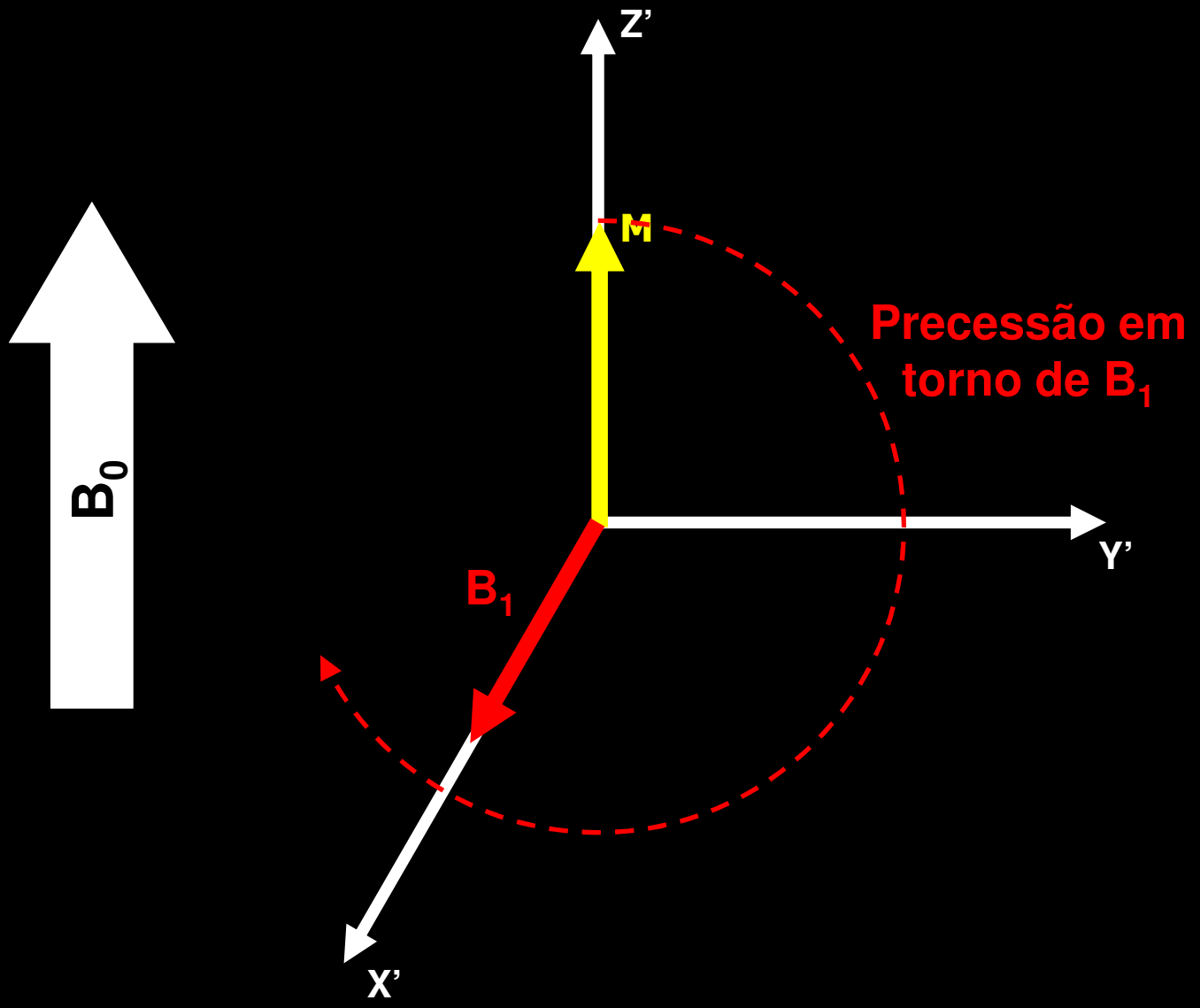
$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{1}{T_1}(M_0 - M_z) \Rightarrow M_z(t) = M_z(0)e^{-t/T_1} + M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

$$M_x(\infty) = M_y(\infty) = 0$$

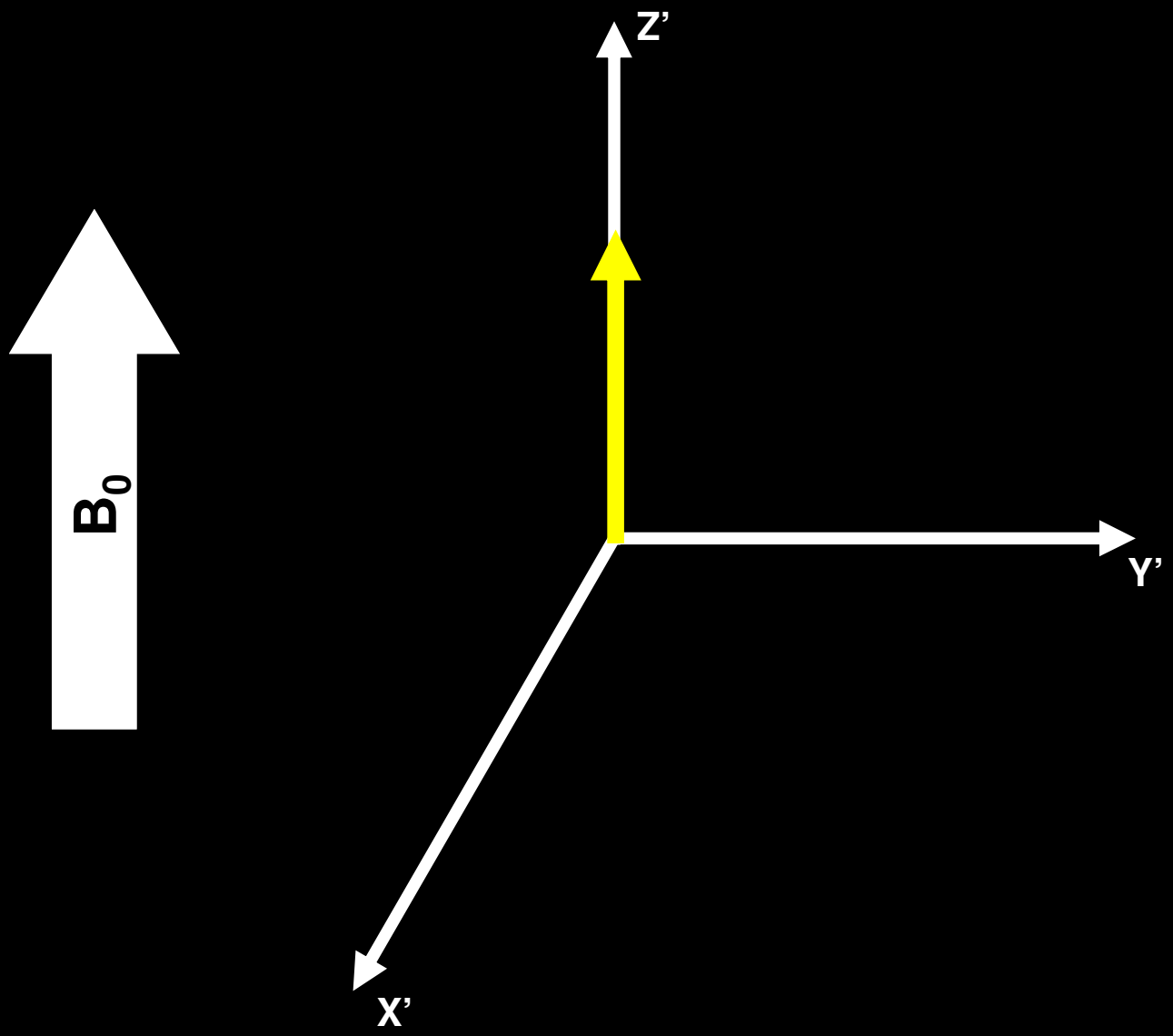
$$M_z(\infty) = M_0$$



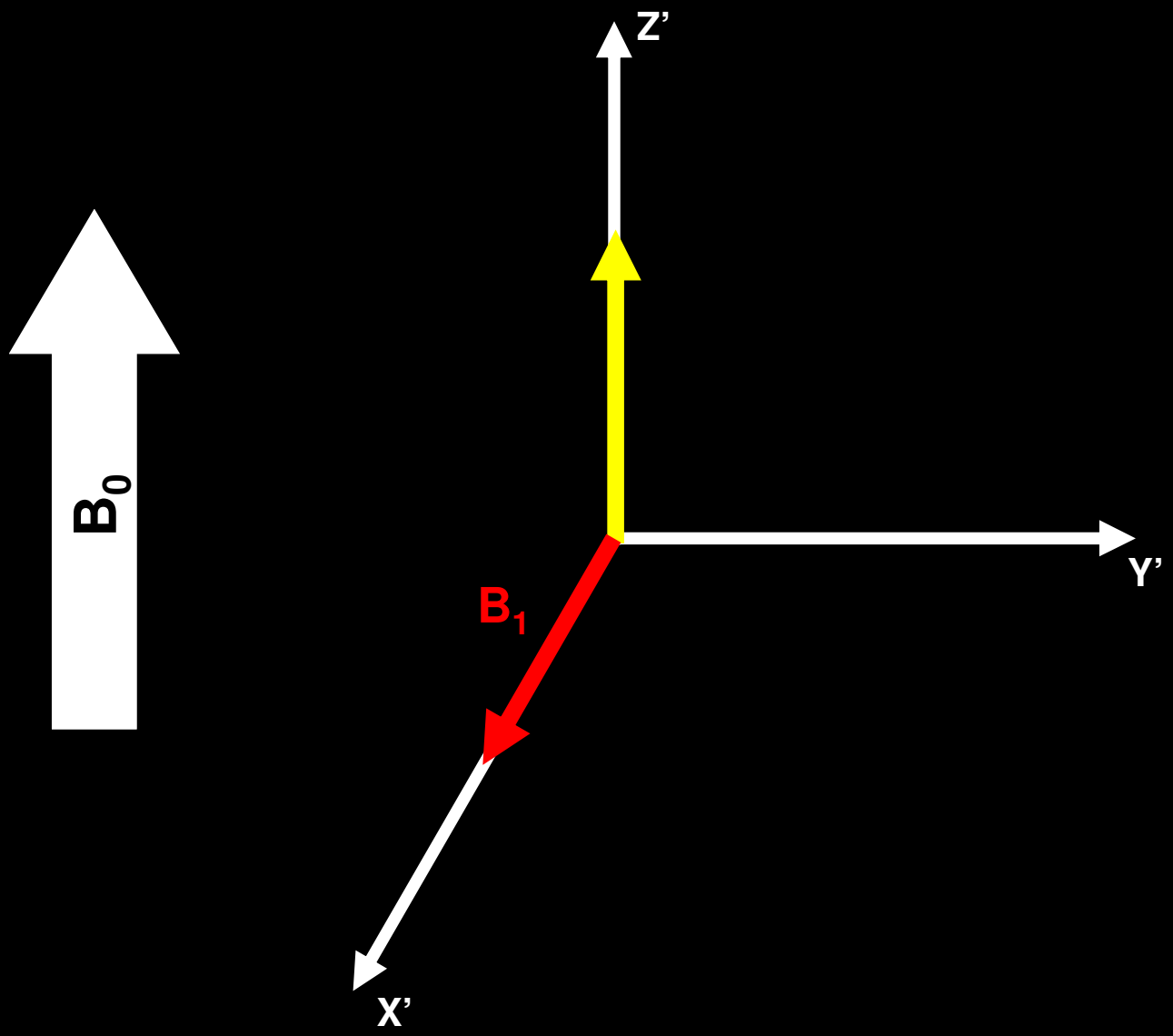
CAMPO DE RF (B_1)



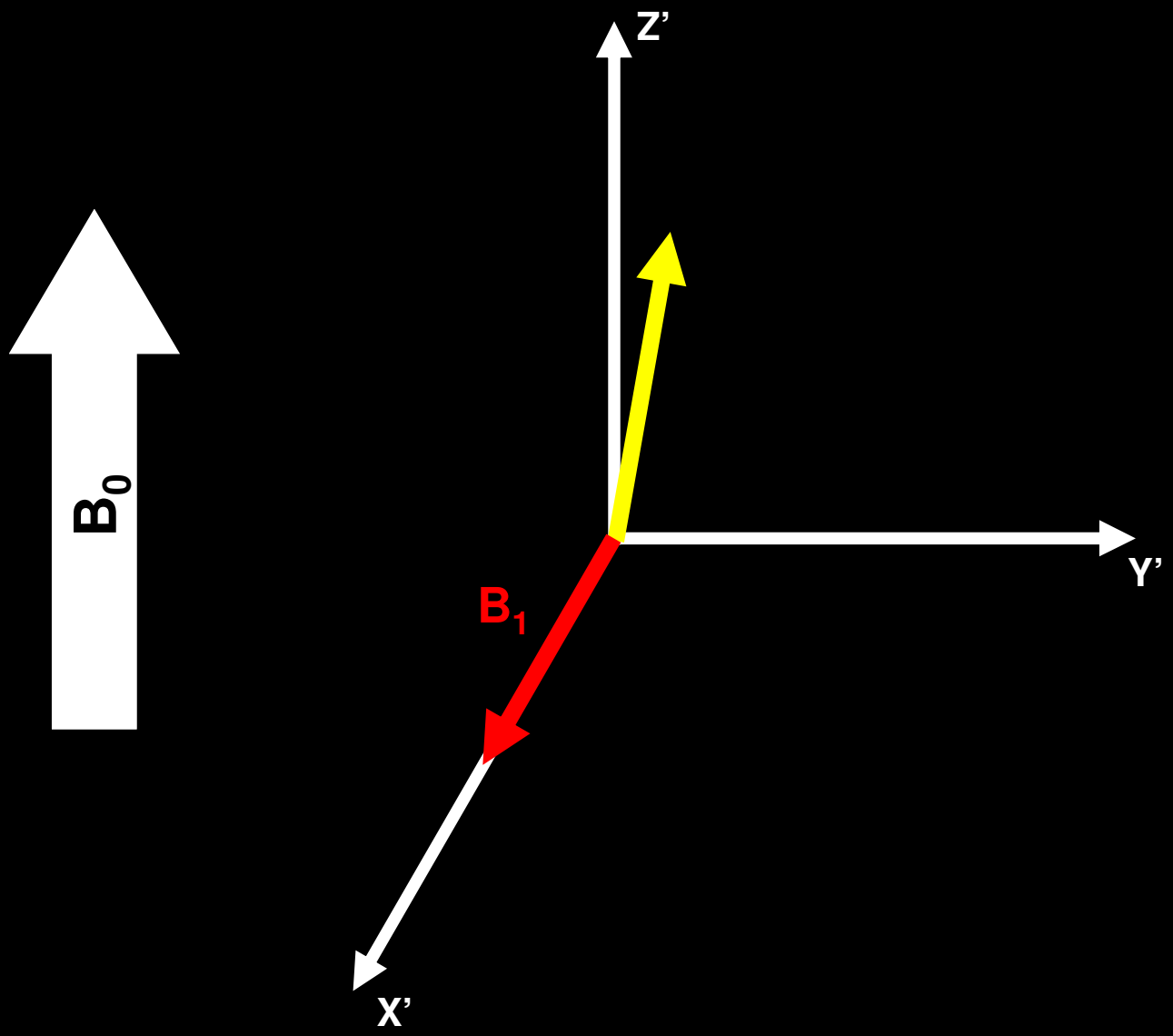
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



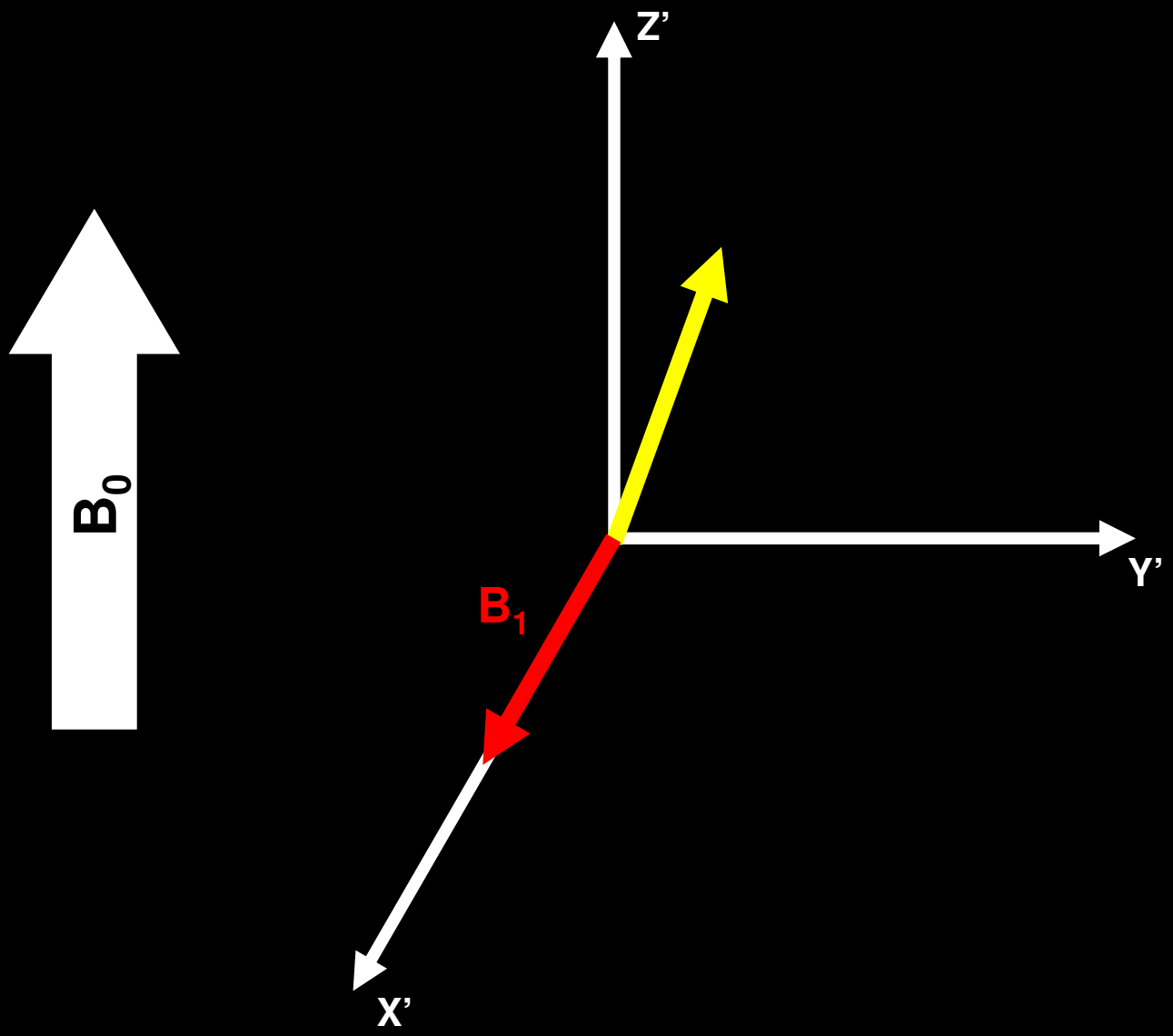
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



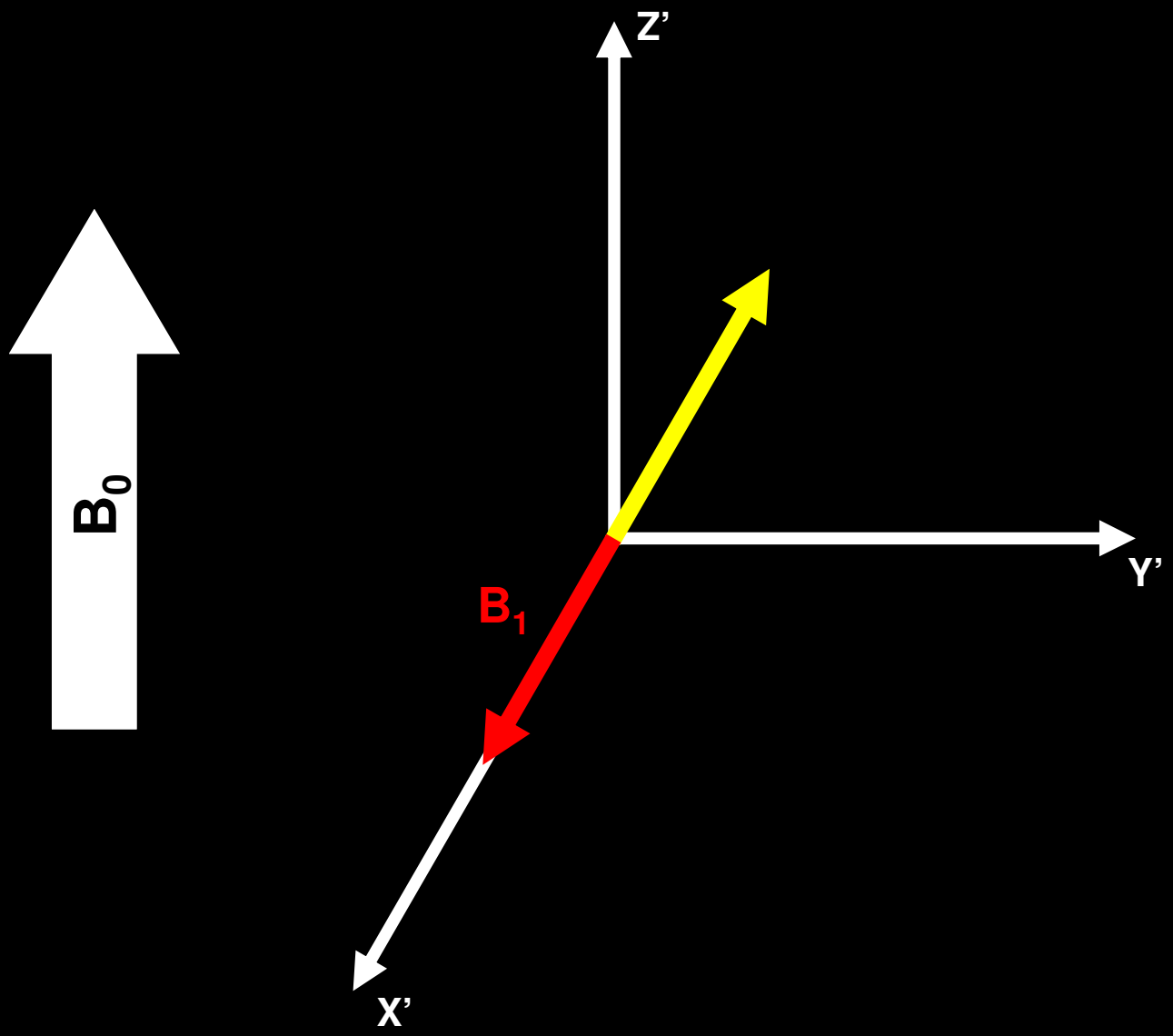
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



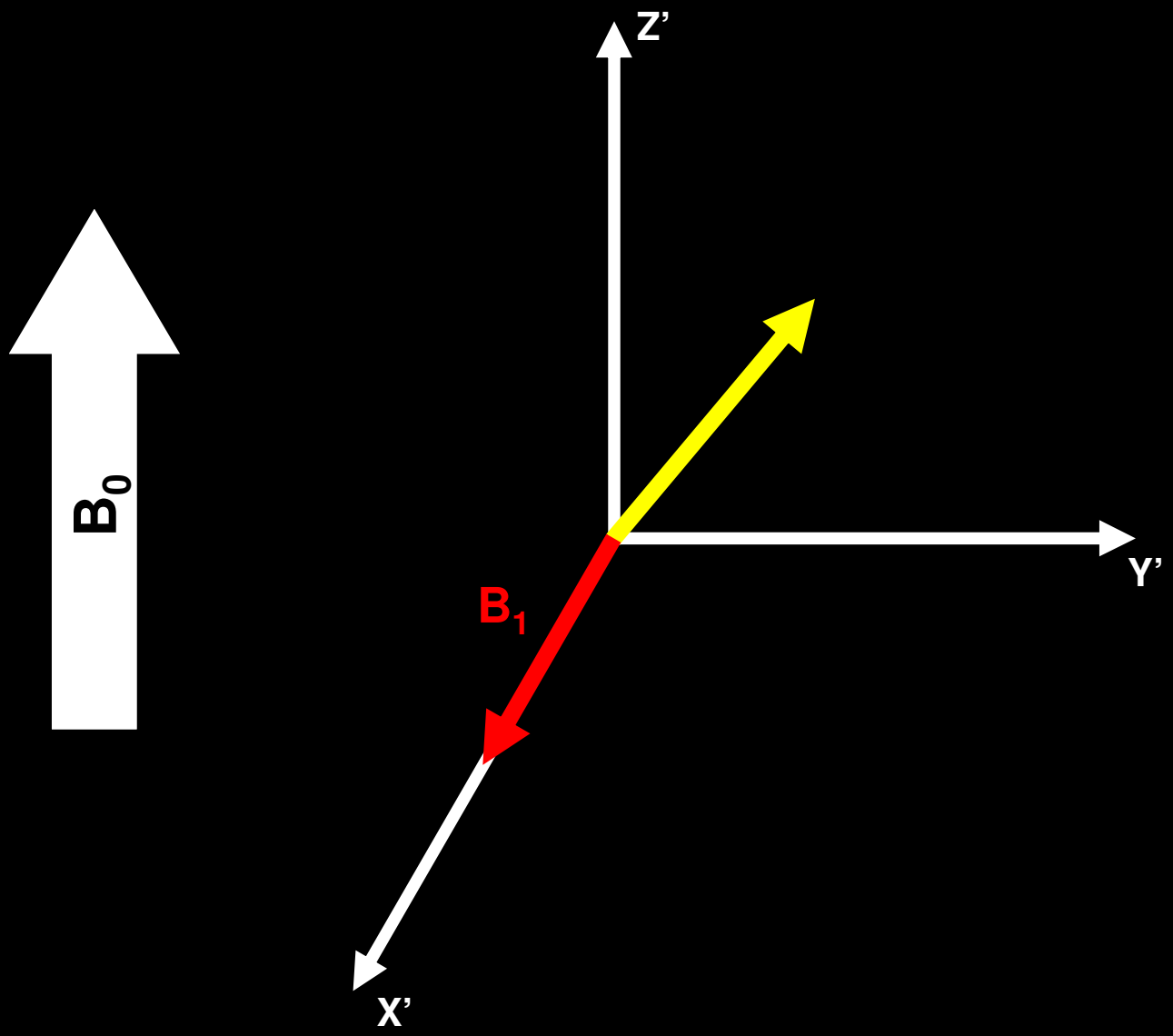
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



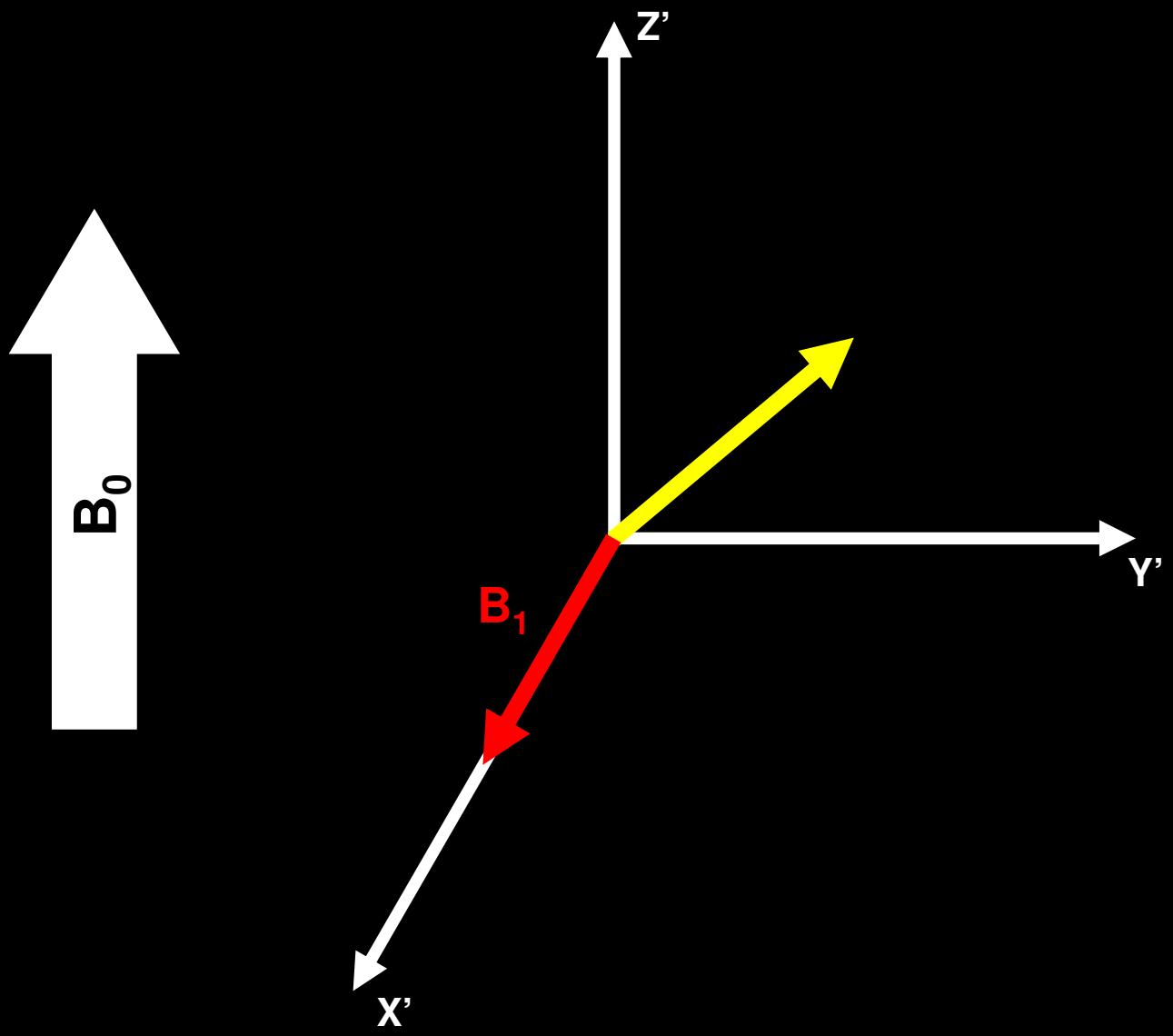
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



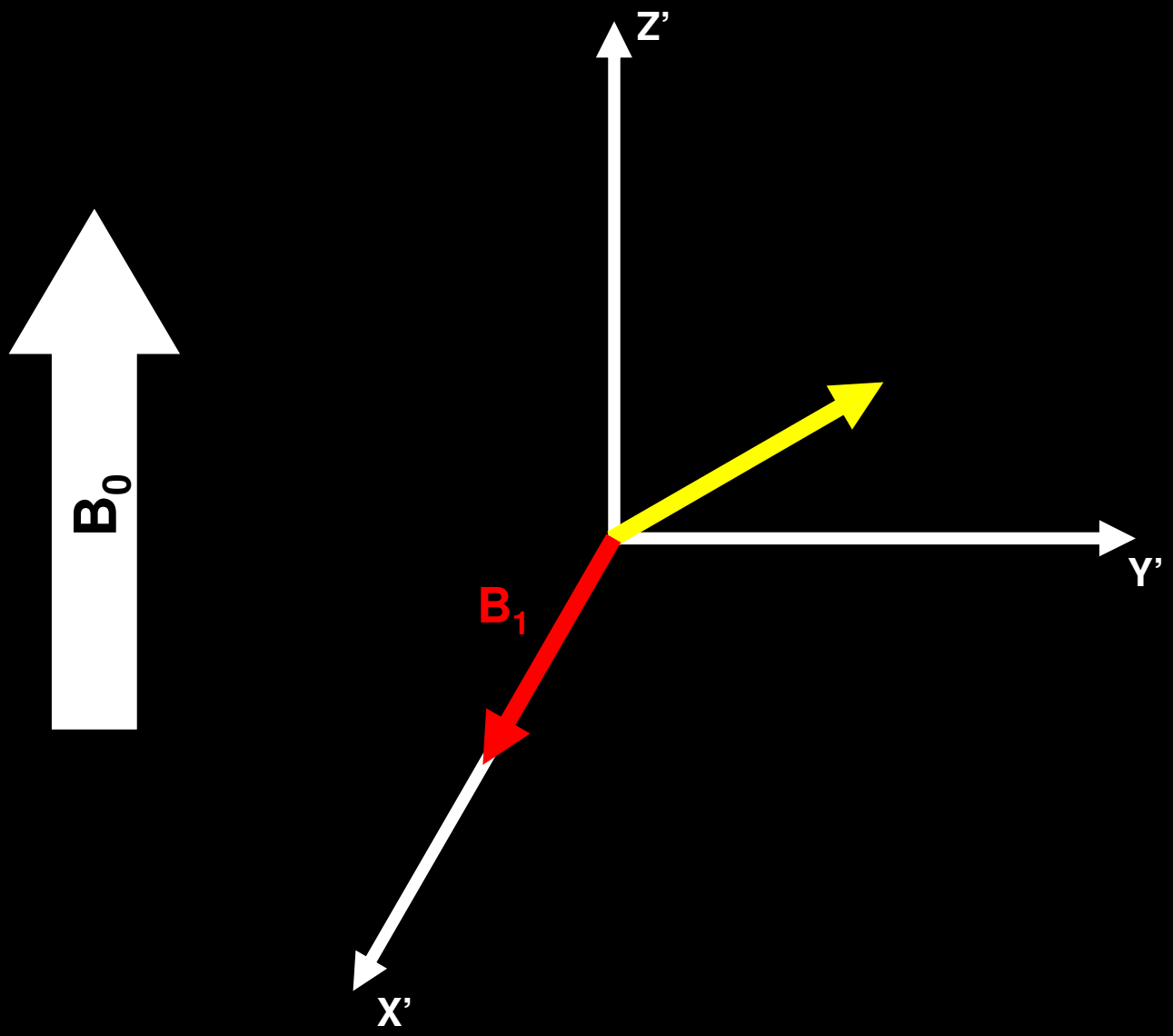
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



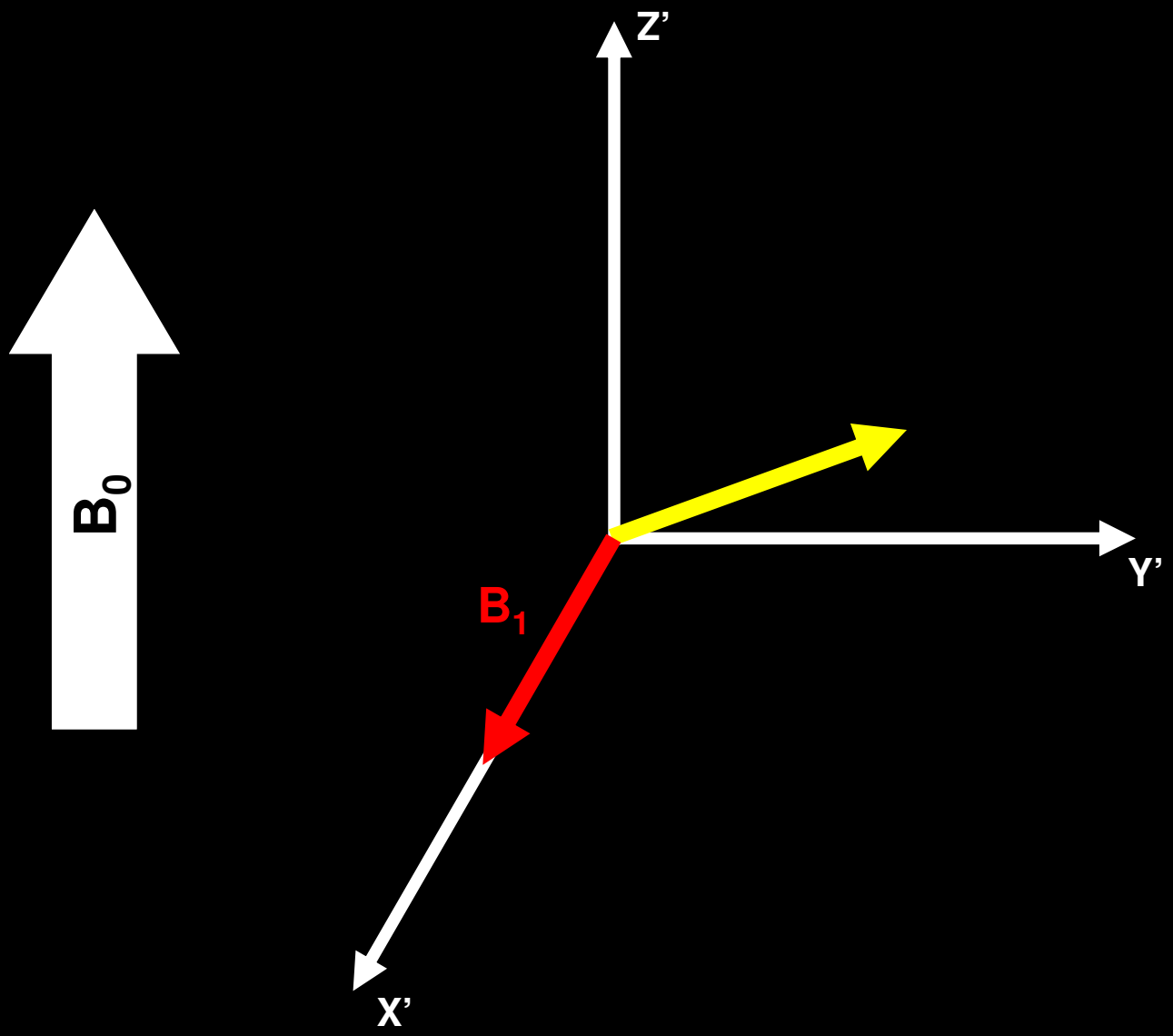
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



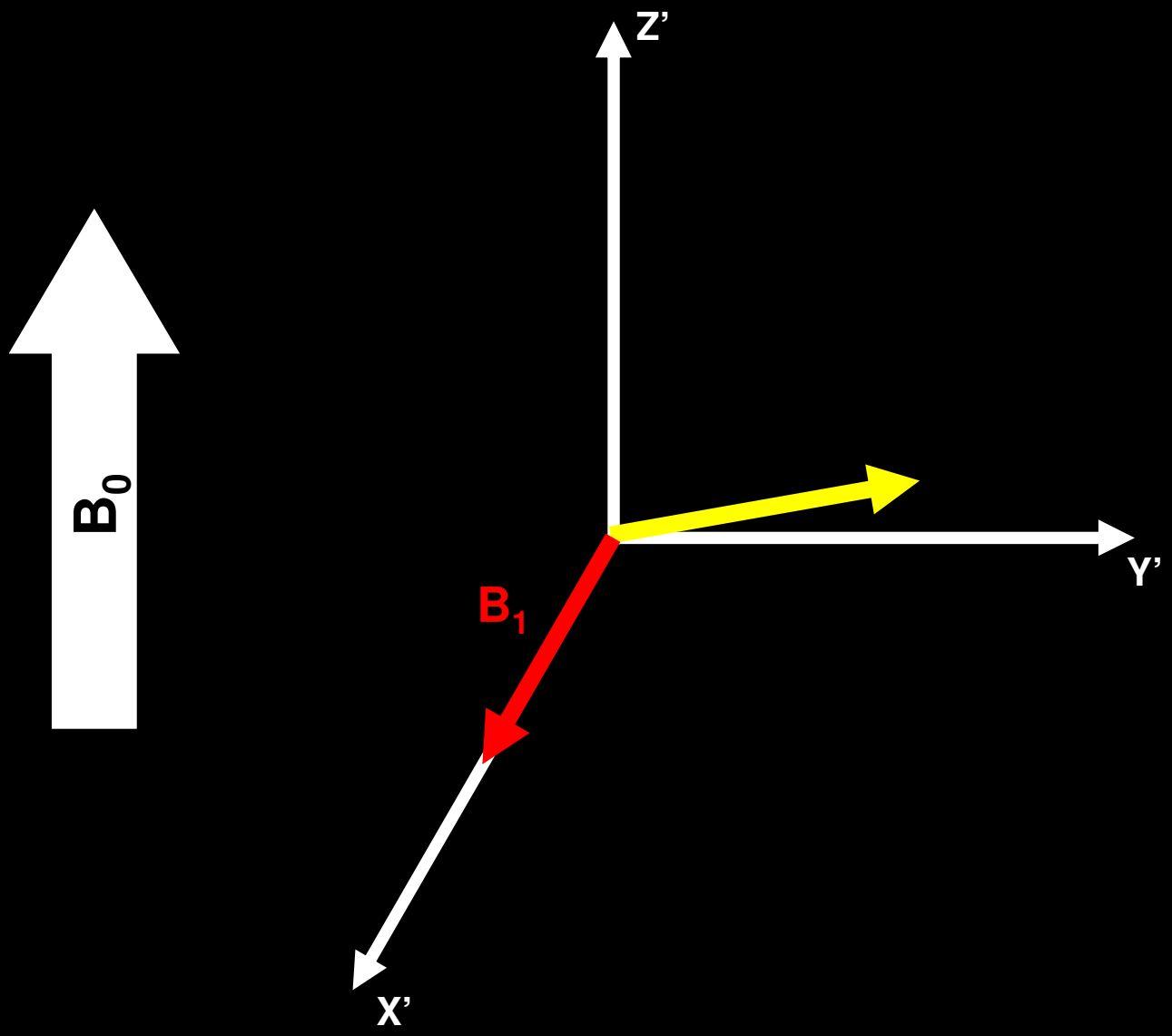
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



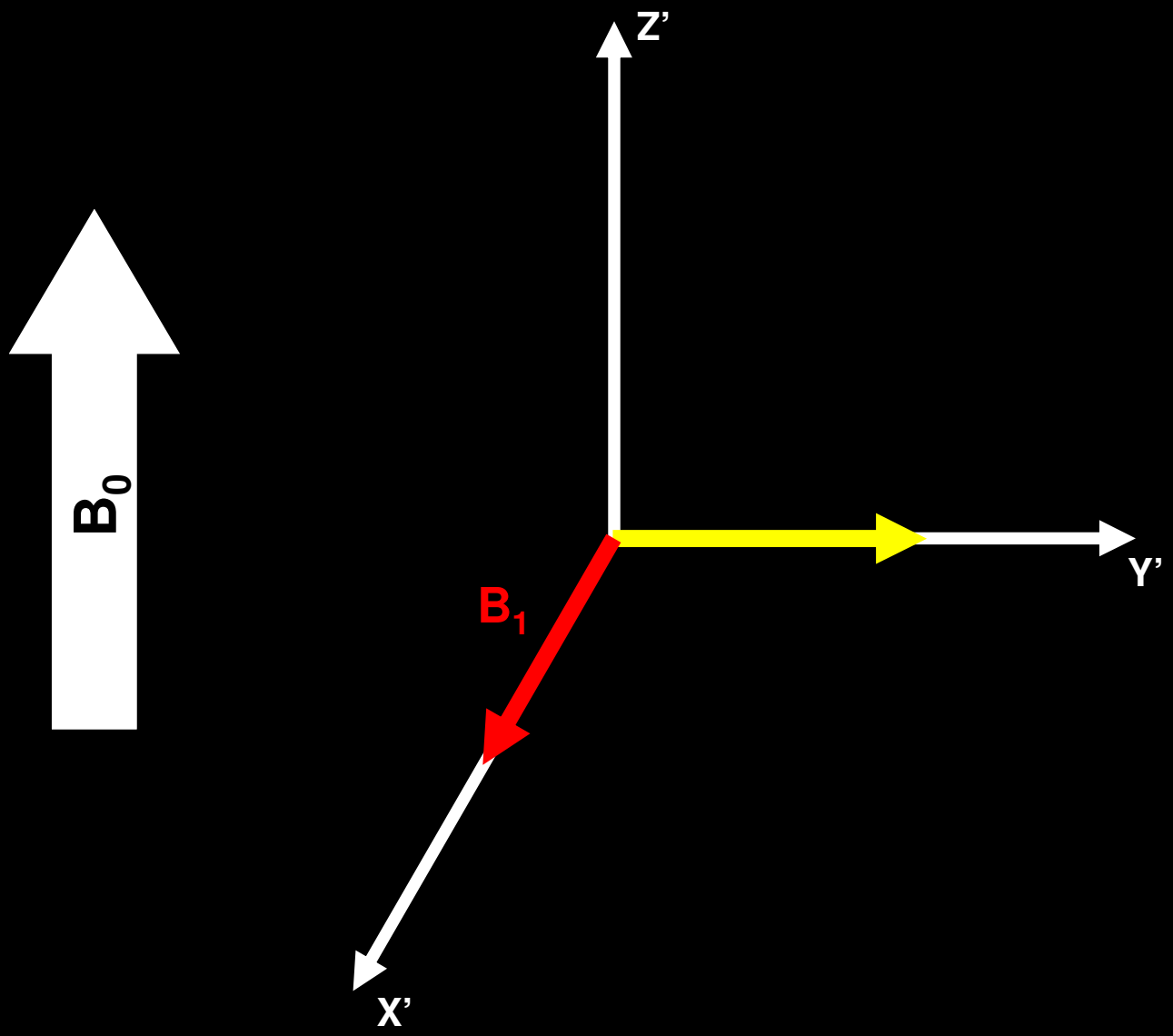
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



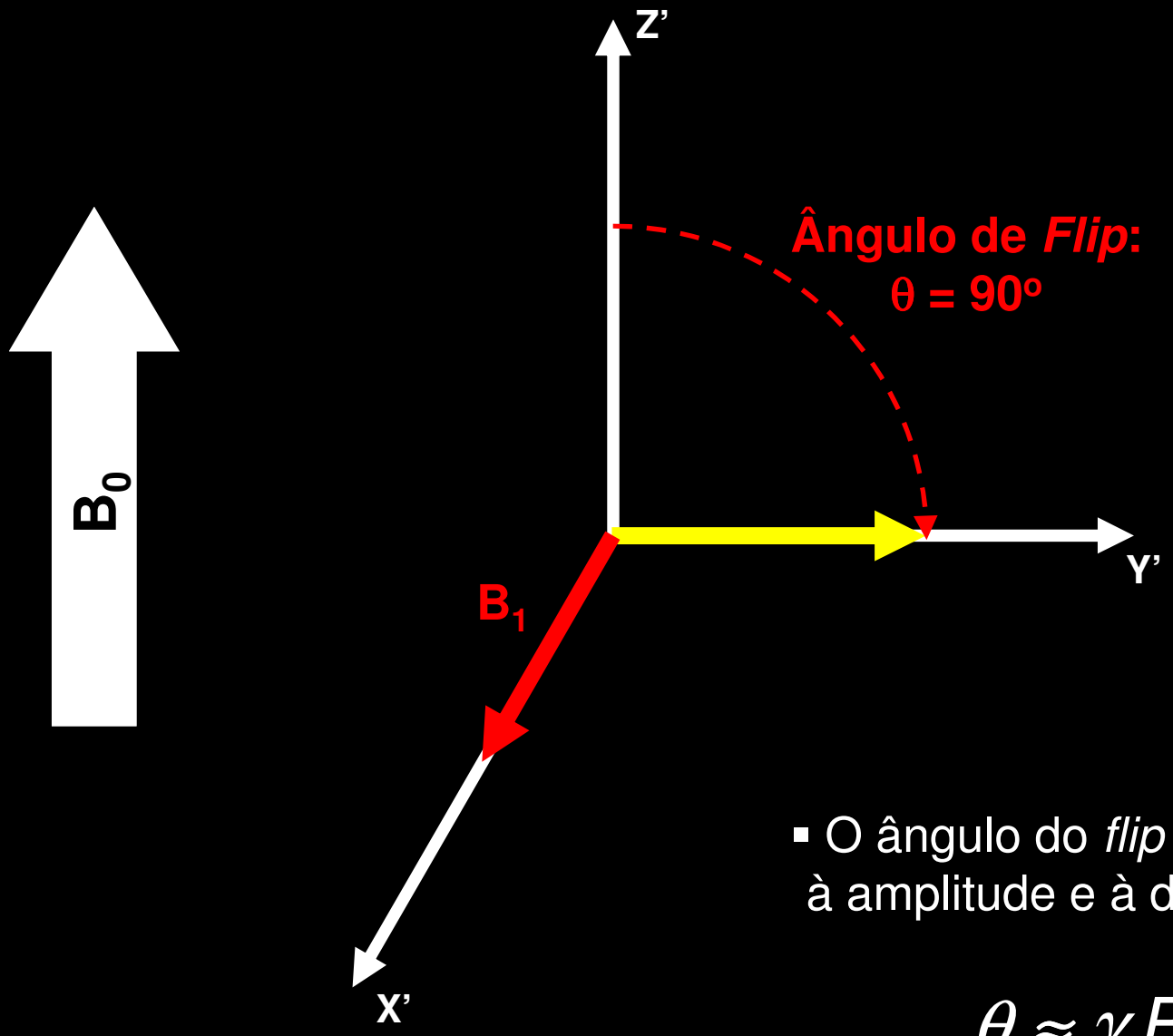
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



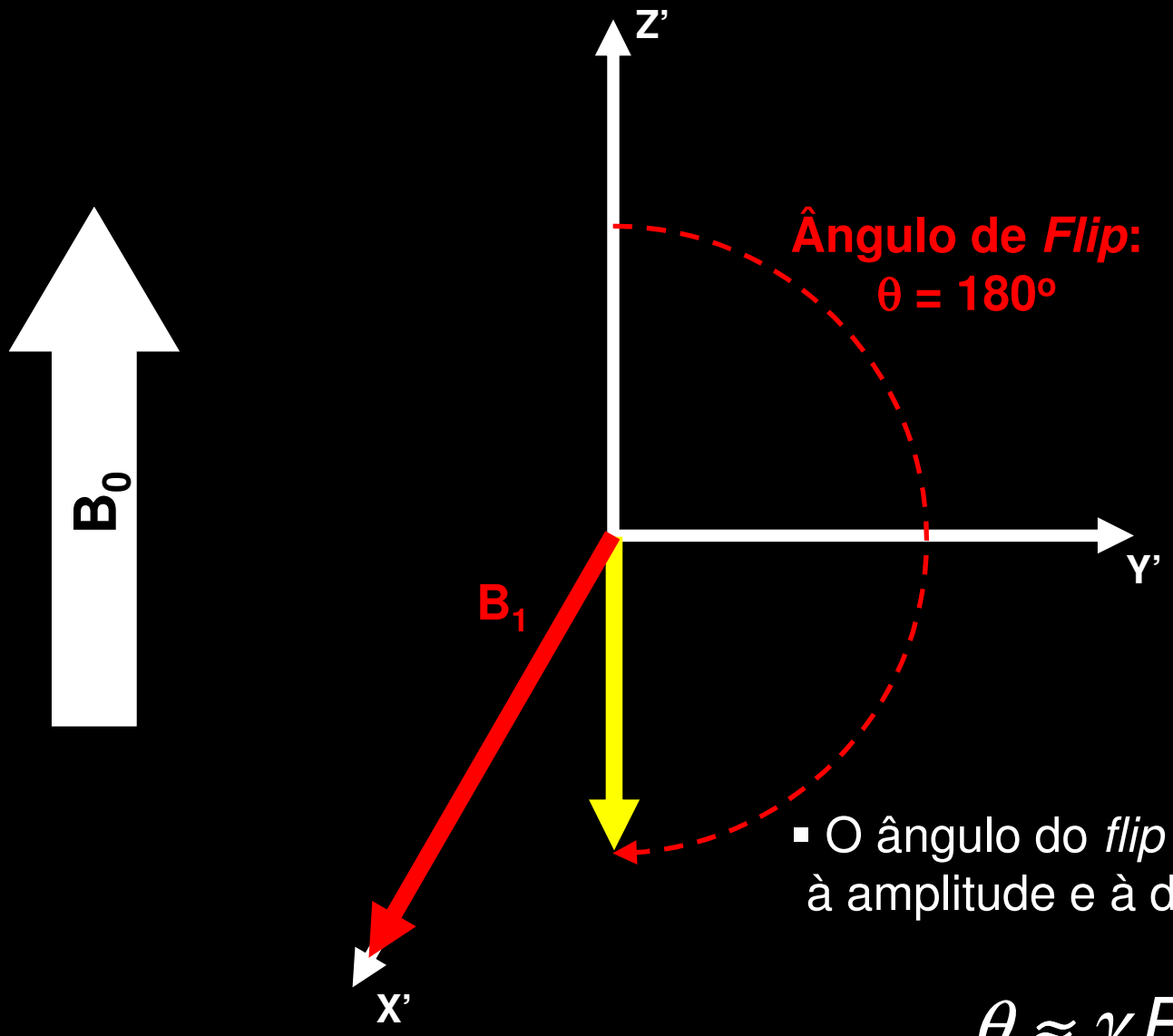
CAMPO DE RF (PULSO DE 90º)



- O ângulo do *flip* é proporcional à amplitude e à duração de B_1:

$$\theta \approx \gamma B_1 T_p$$

CAMPO DE RF (PULSO DE 180º)

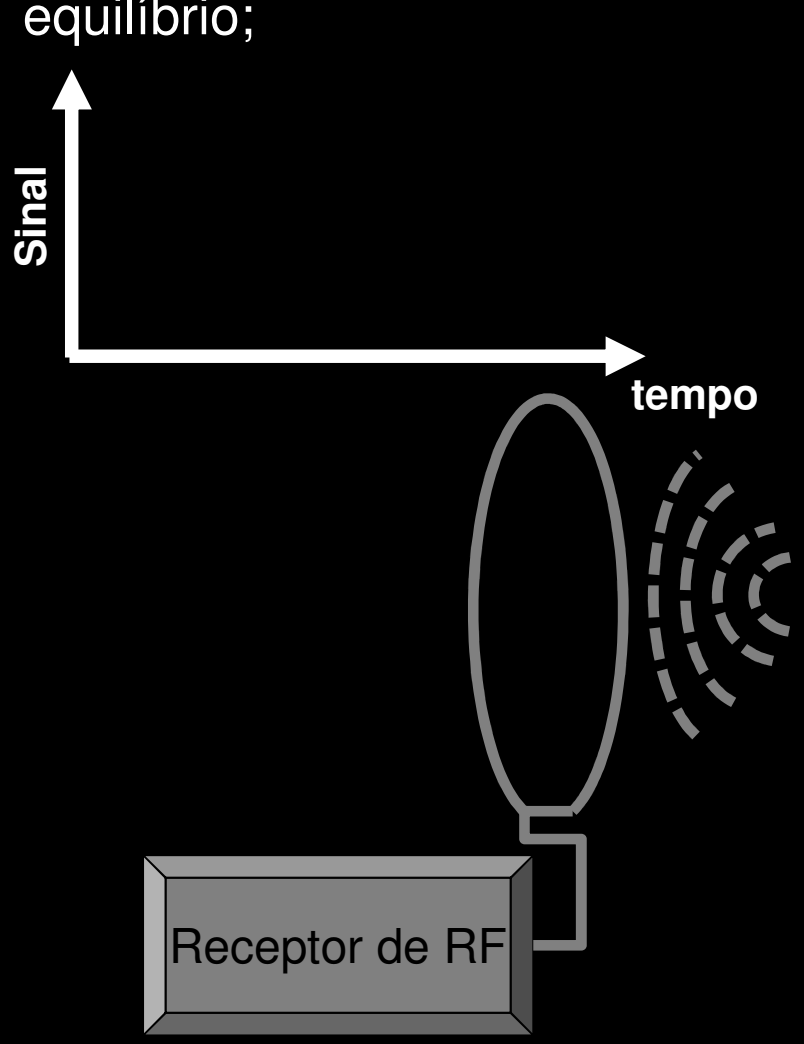


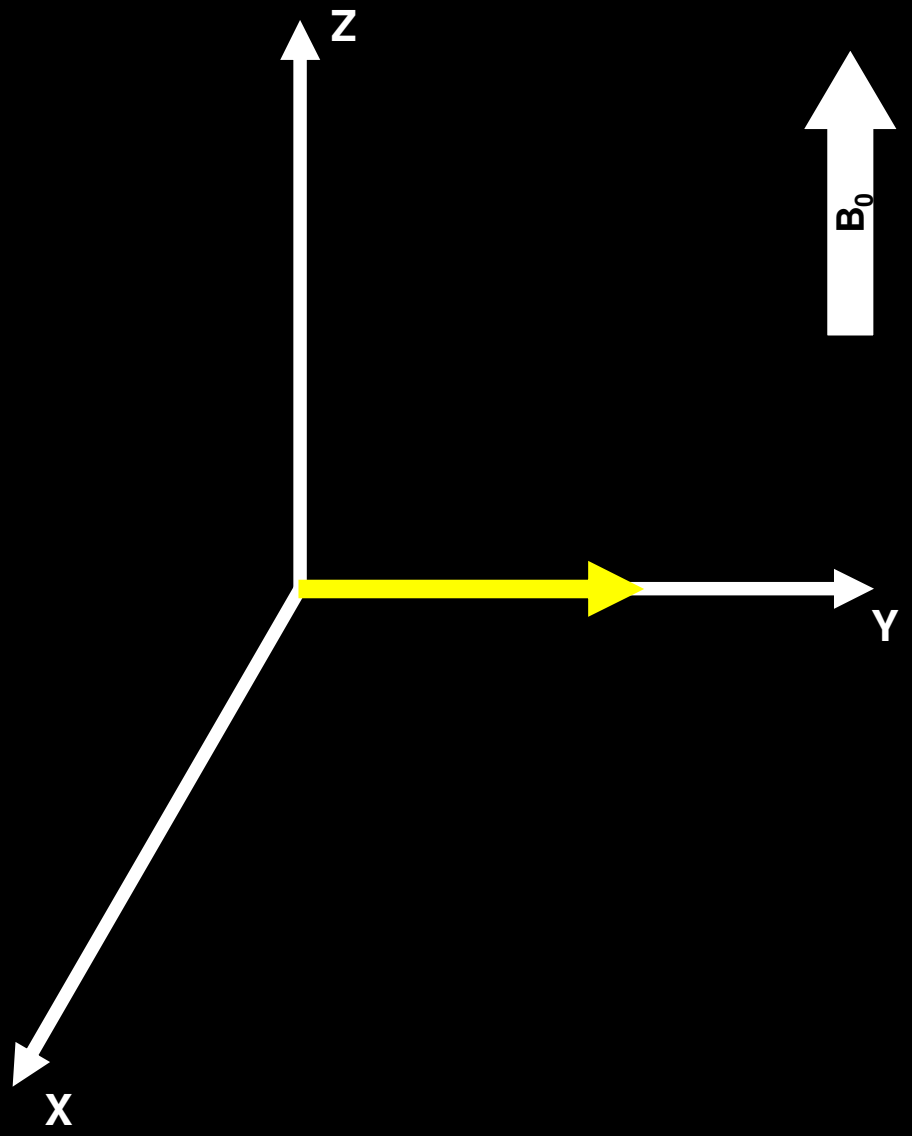
- O ângulo do *flip* é proporcional à amplitude e à duração de B_1:

$$\theta \approx \gamma B_1 T_p$$

NADA DURA PARA SEMPRE...

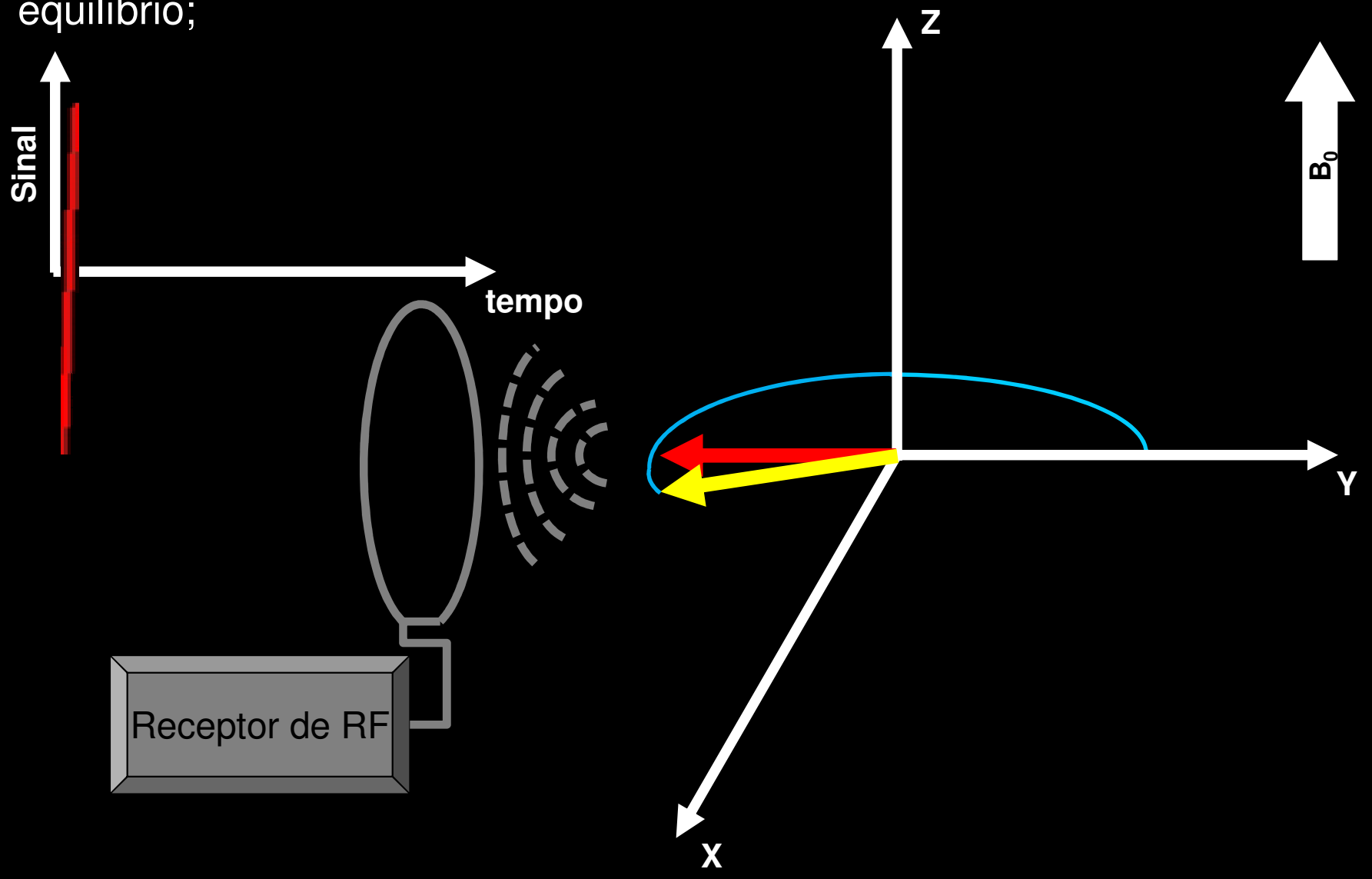
- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;





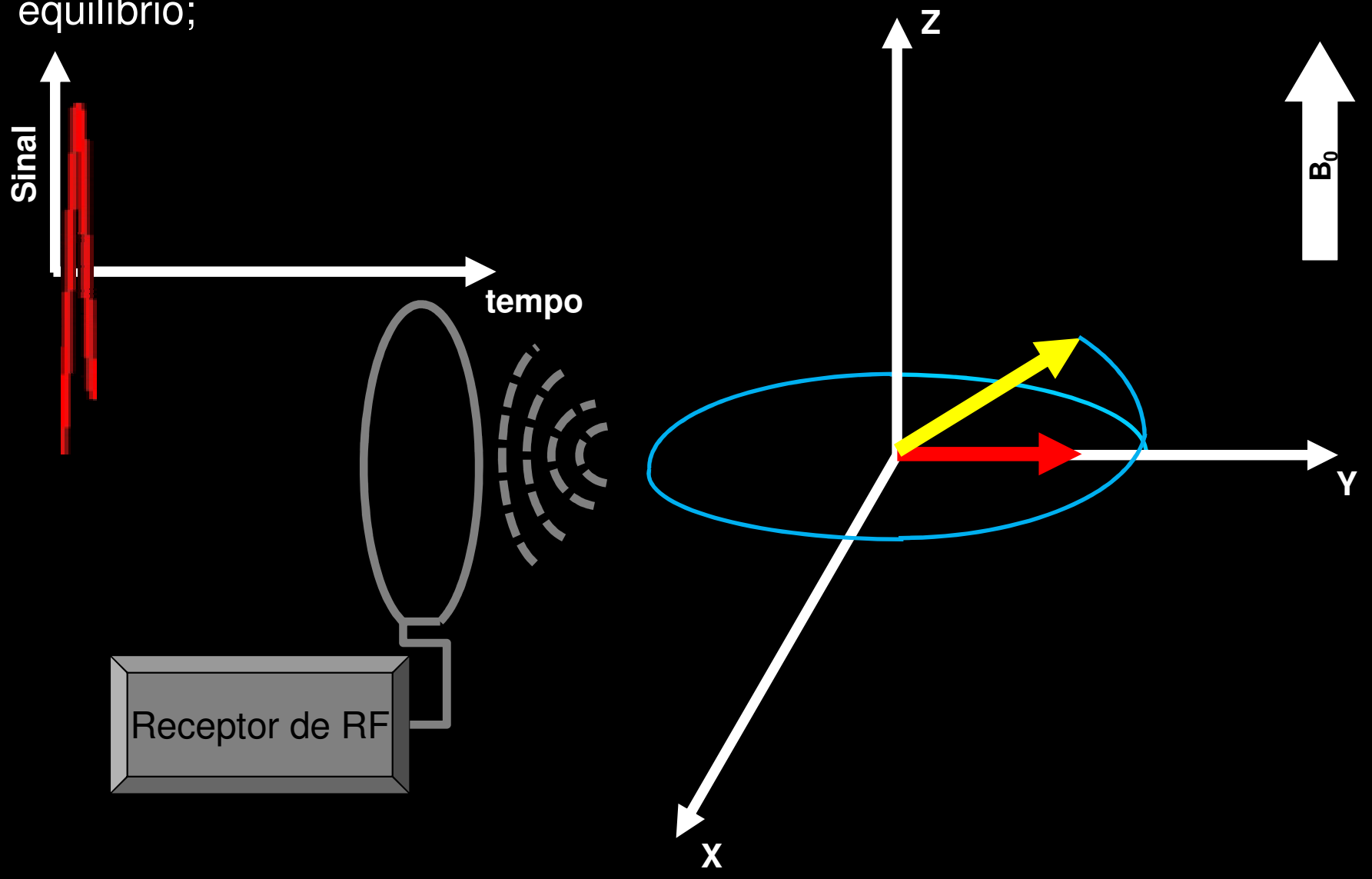
NADA DURA PARA SEMPRE...

- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;



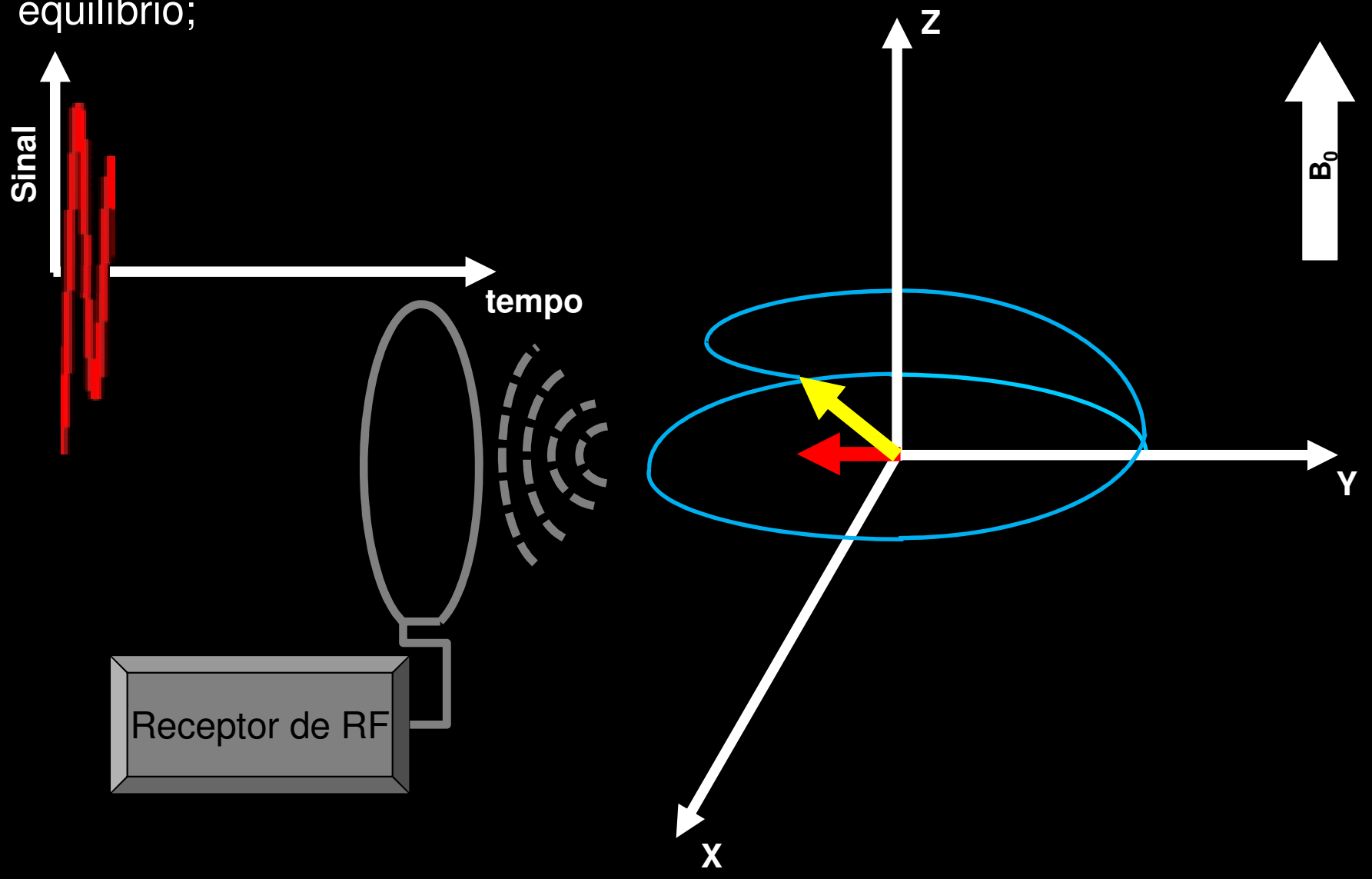
NADA DURA PARA SEMPRE...

- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;



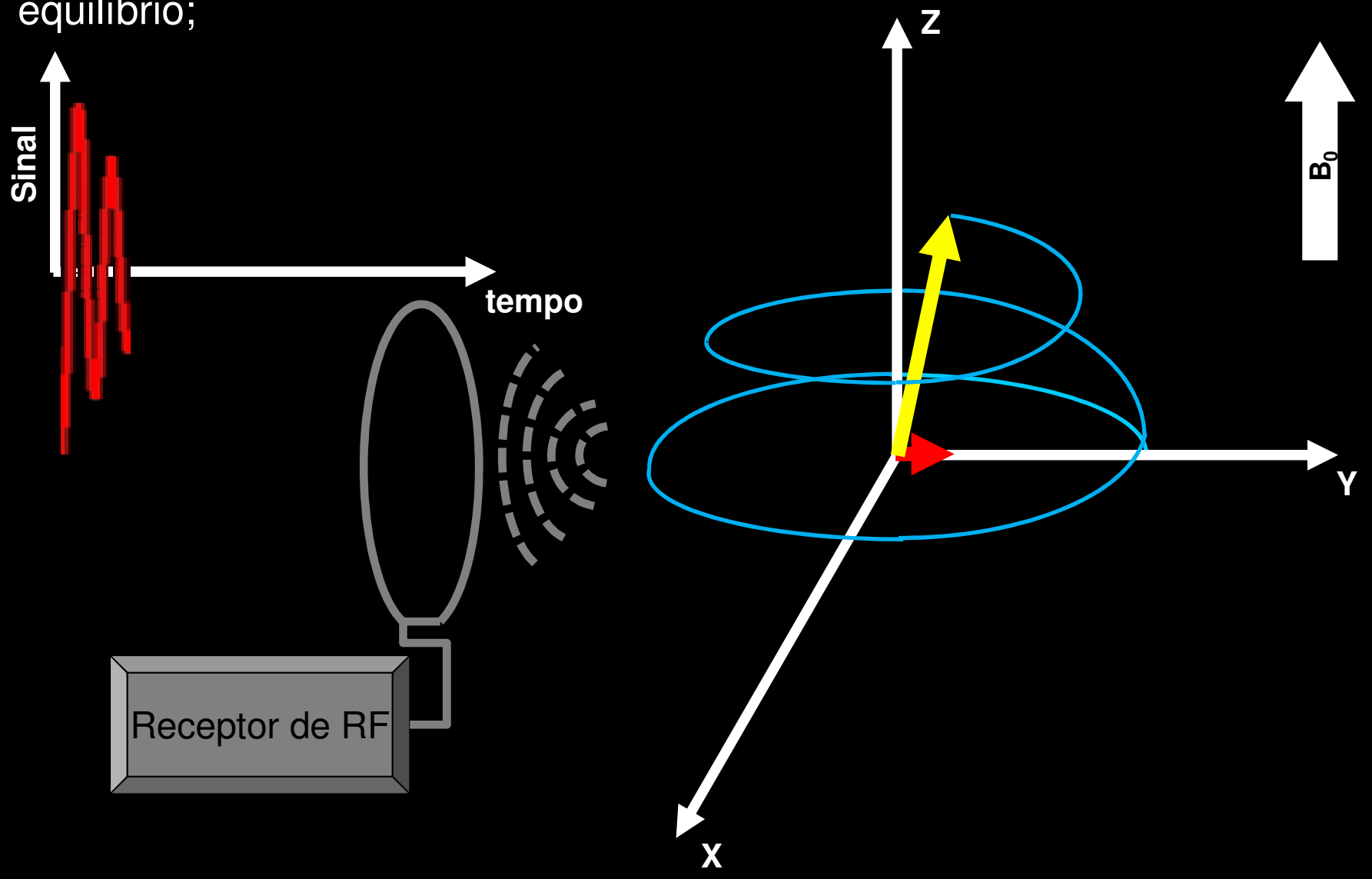
NADA DURA PARA SEMPRE...

- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;



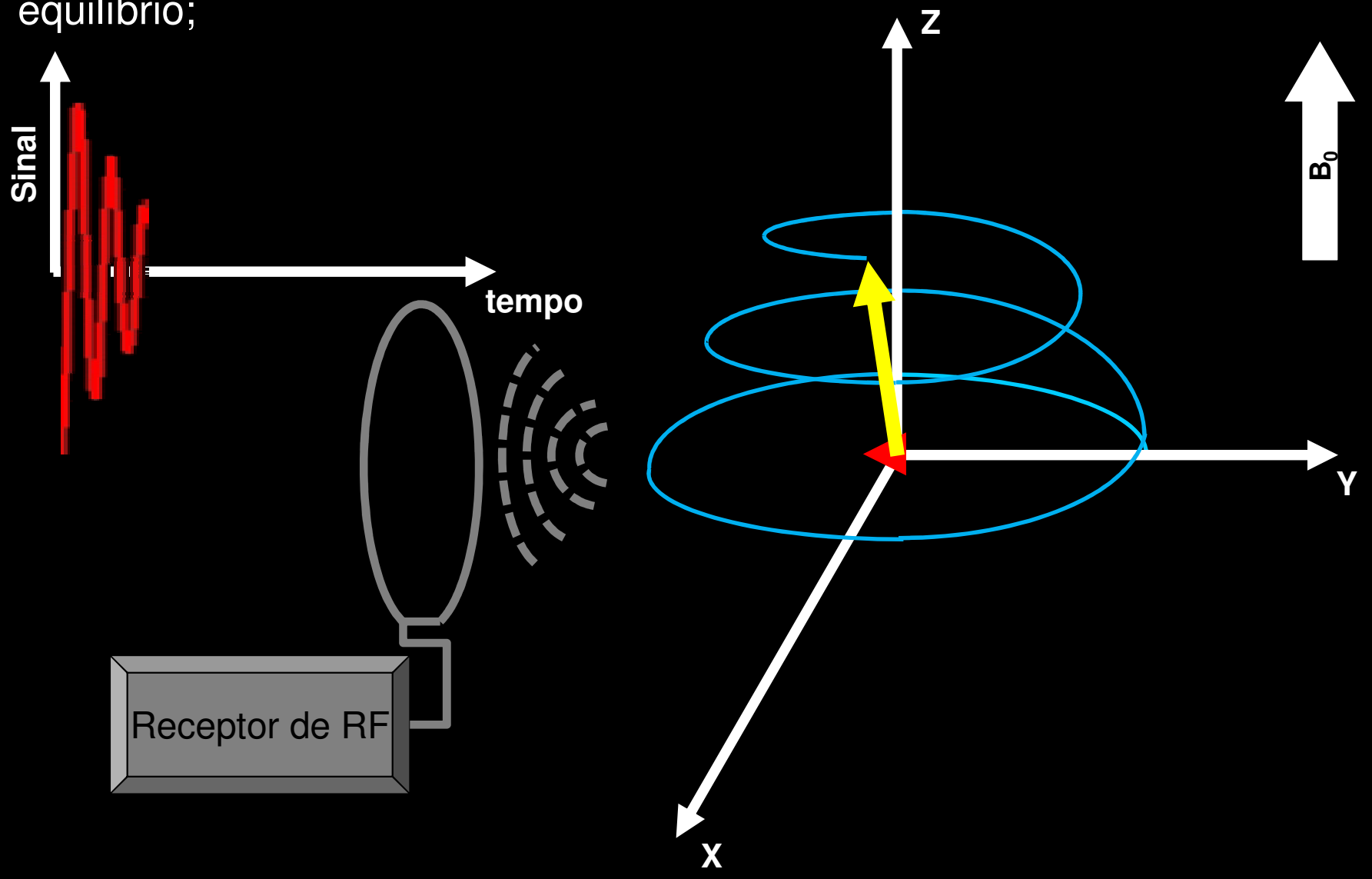
NADA DURA PARA SEMPRE...

- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;



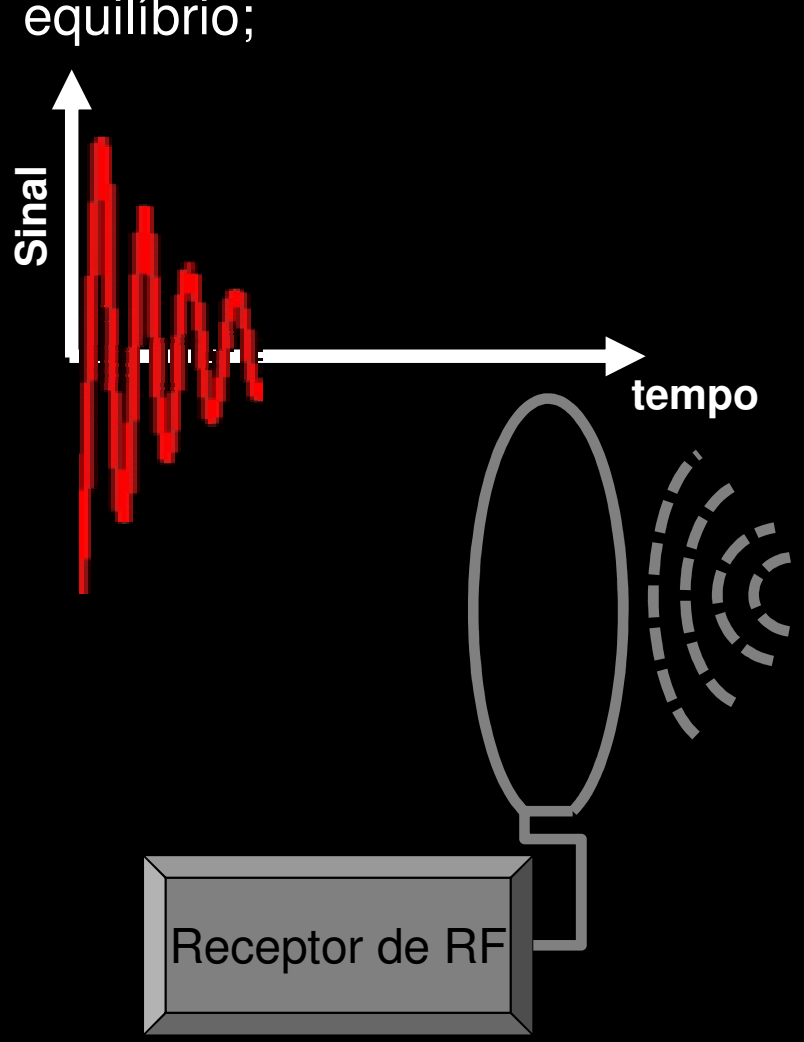
NADA DURA PARA SEMPRE...

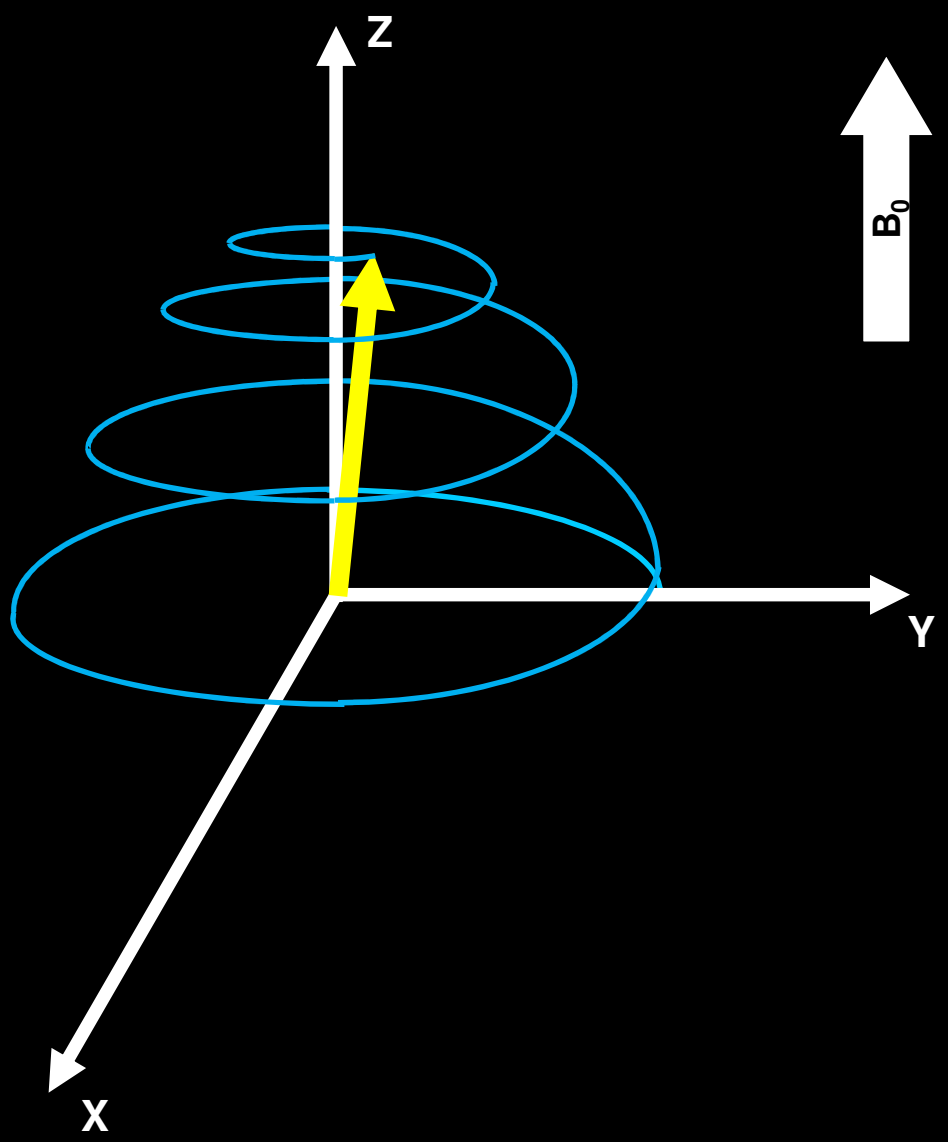
- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;



NADA DURA PARA SEMPRE...

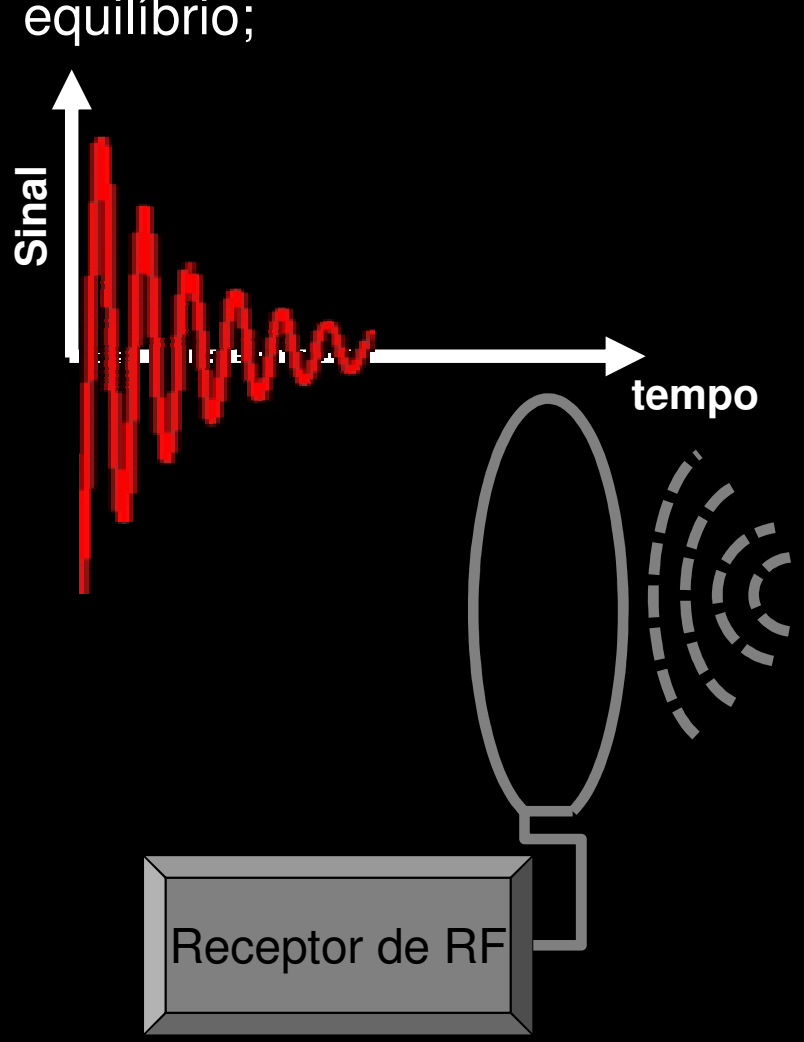
- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;

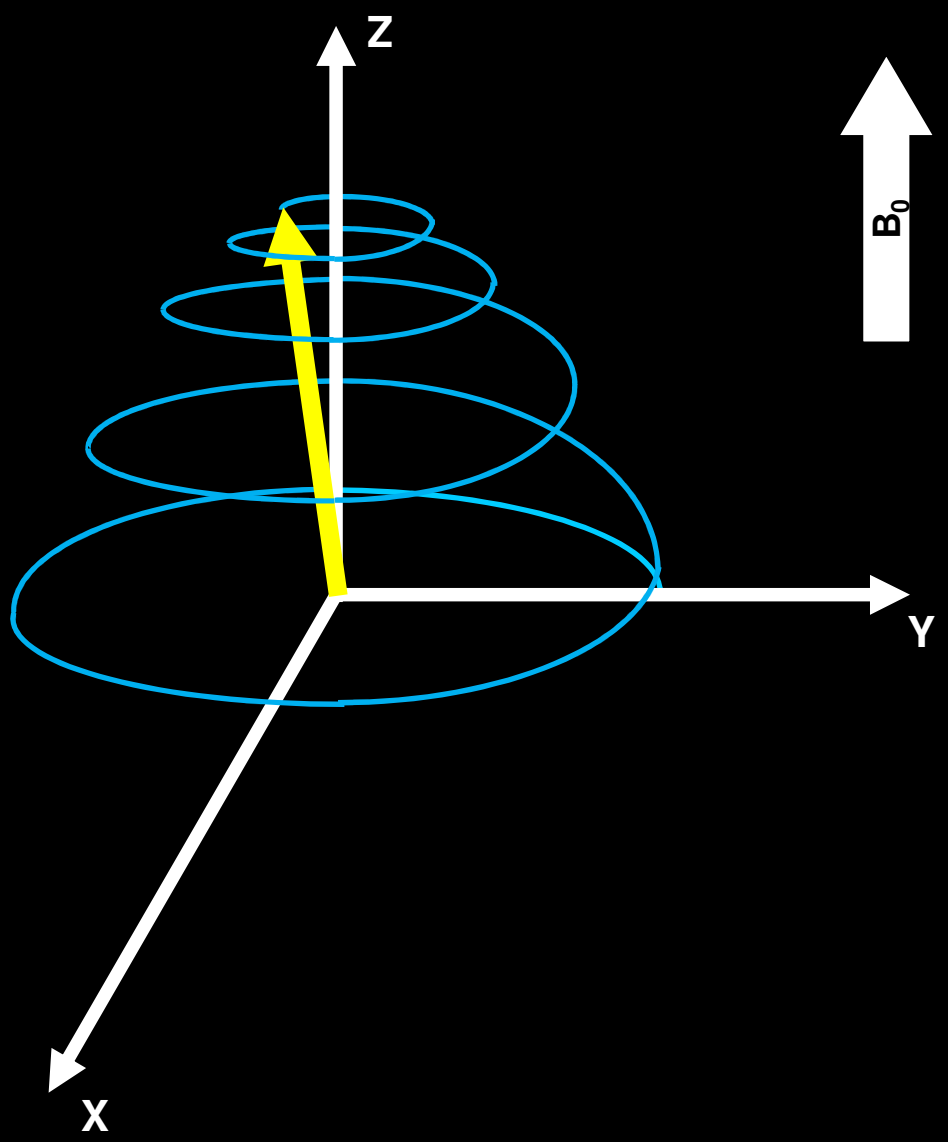




NADA DURA PARA SEMPRE...

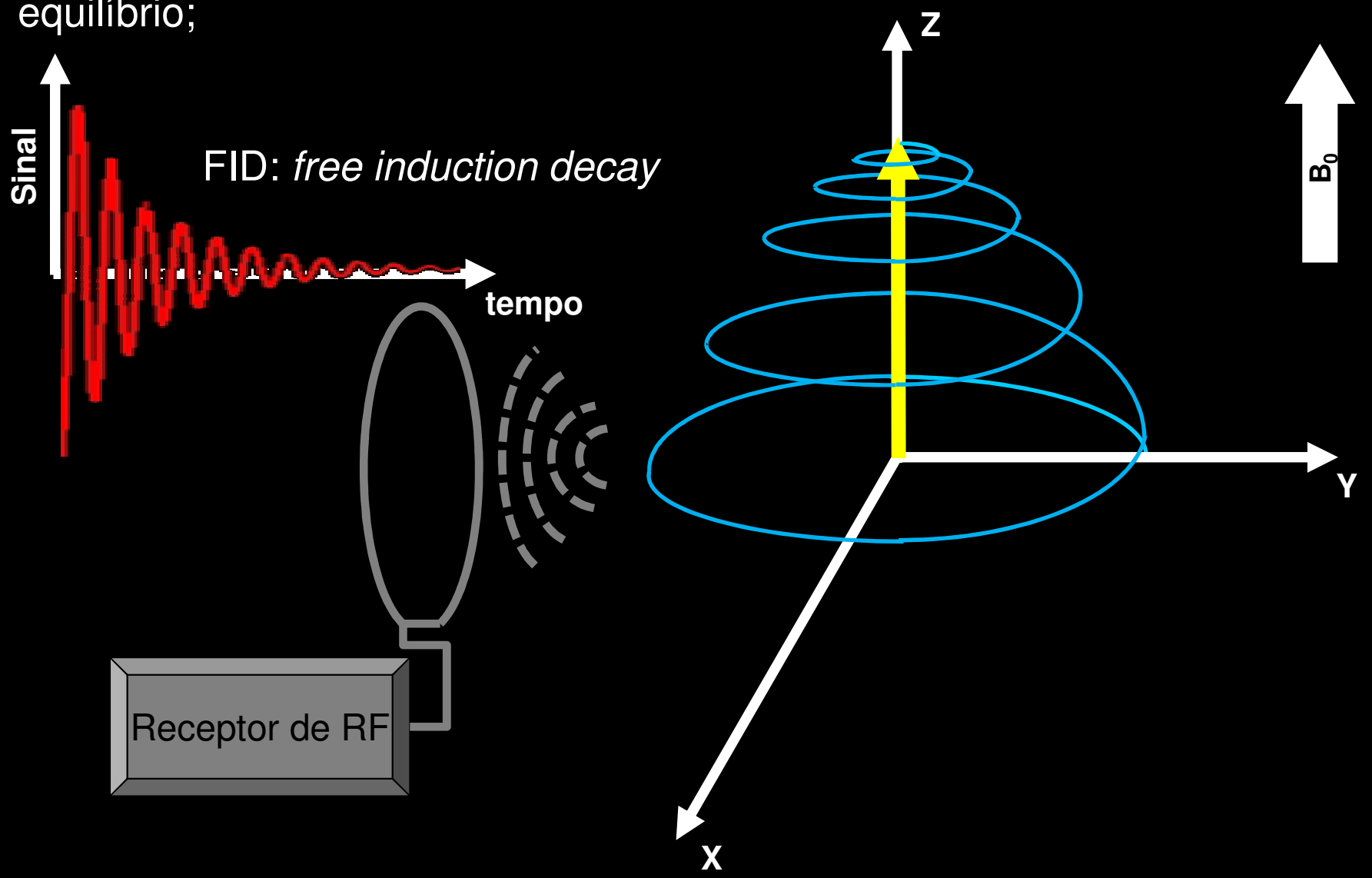
- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;



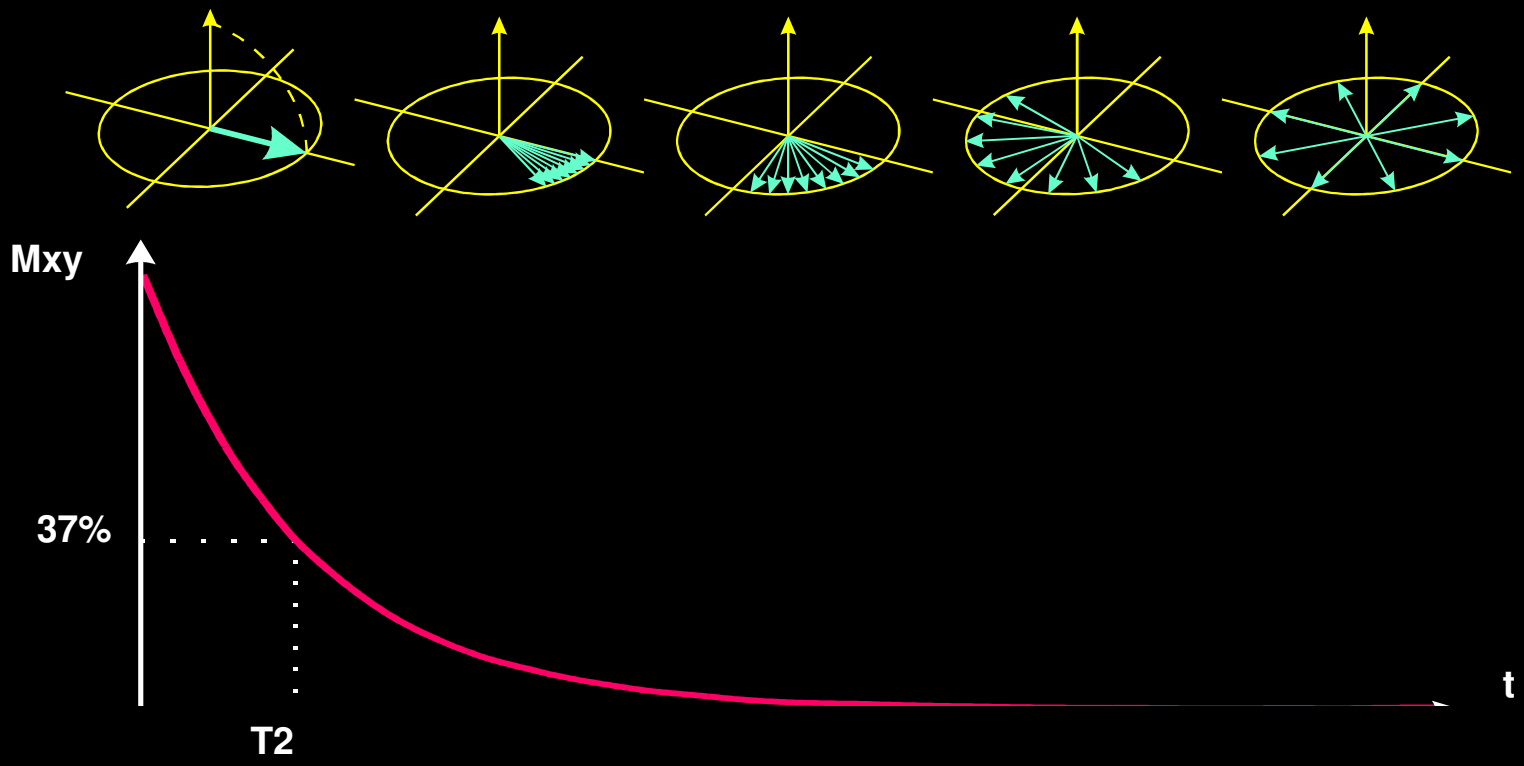


NADA DURA PARA SEMPRE...

- Uma vez cessado o campo B1, a magnetização retorna à condição de equilíbrio;



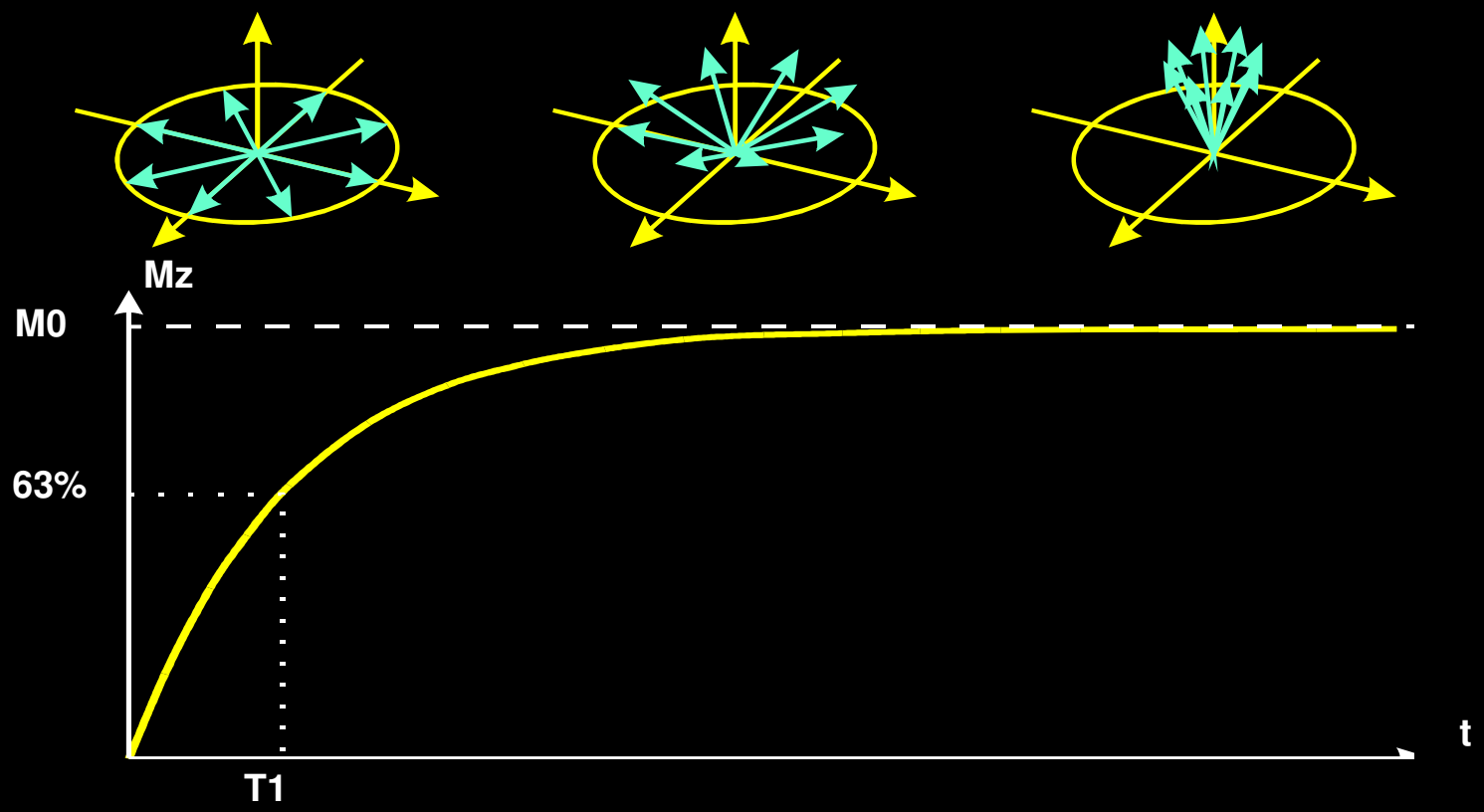
TEMPO DE RELAXAÇÃO TRANSVERSAL (T_2)



Relaxação Transversal: Decaimento da magnetização pela interação entre núcleos (relaxação *spin-spin*)

A completa perda de coerência de fase no plano transversal ocorre com uma constante de tempo T_2

TEMPO DE RELAXAÇÃO LONGITUDINAL (T_1)

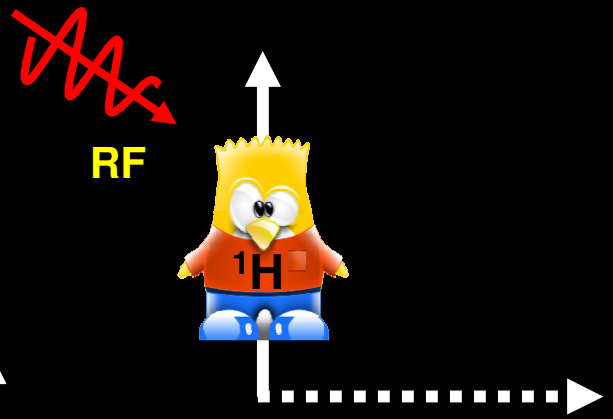


Relaxação Longitudinal: Transferência de energia entre os *spins* excitados e o tecido (relaxação *spin*-rede)

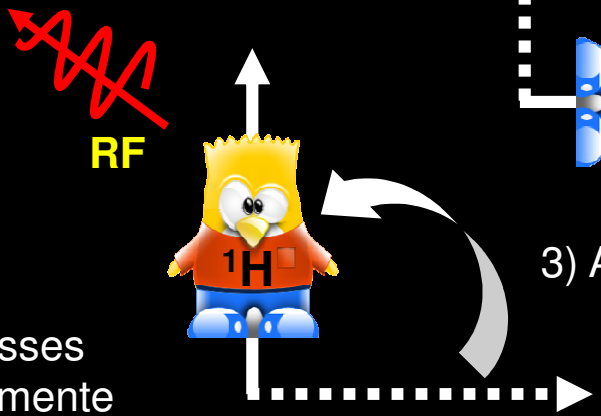
O reestabelecimento da magnetização longitudinal ocorre com uma constante de tempo T_1

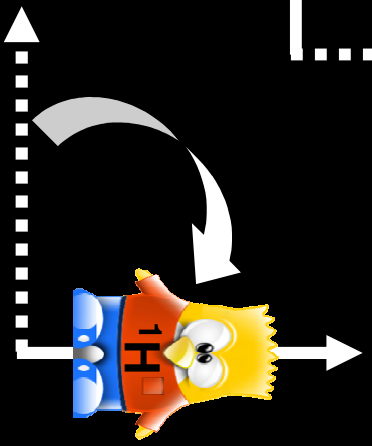
RM EM 5 PASSOS

1) Energia sob a forma de RF é transmitida aos prótons



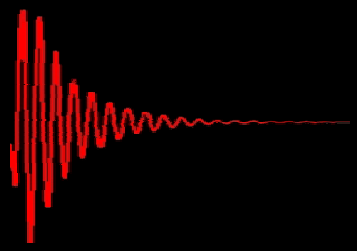
2) Os prótons, absorvem esta energia, pois estão em "ressonância" (mesma freqüência)



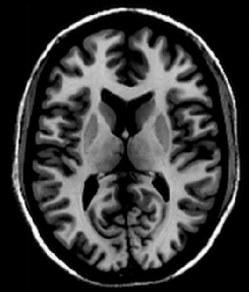


3) Após um tempo característico, ***t***, esta energia é reemitida

4) Antenas especiais captam esses sinais e os convertem eletronicamente



5) Esses sinais são processados e dão origem a imagens



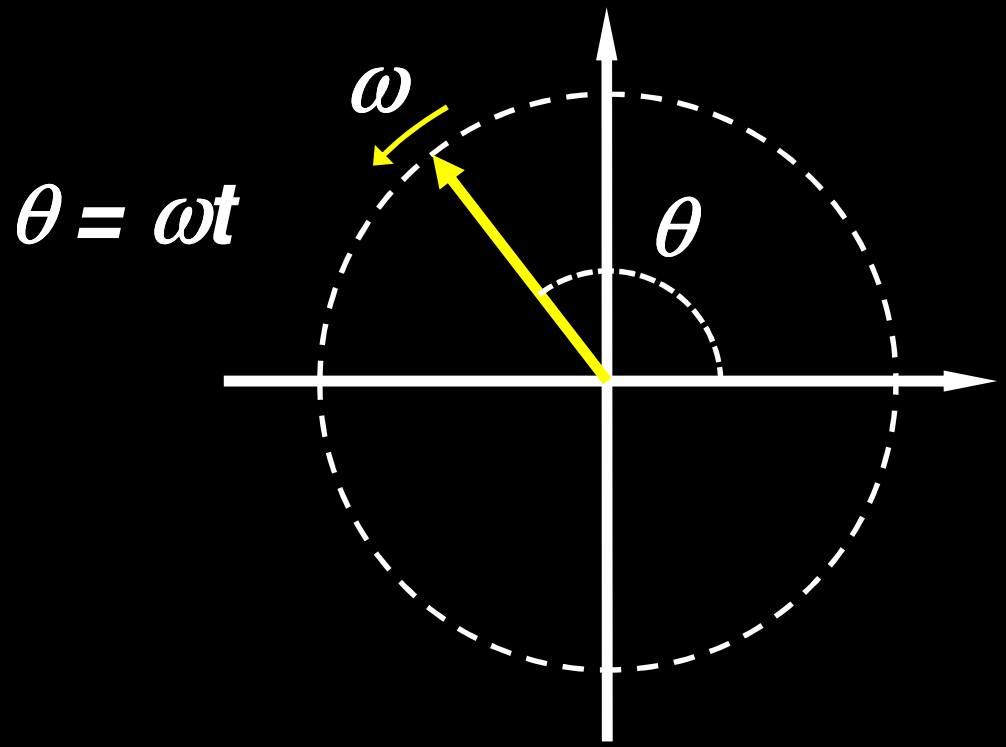
FORMAÇÃO DE IMAGENS: CONCEITO

Definição da localização espacial das fontes que contribuem para o sinal detectado.

UM EXEMPLO SIMPLES

Entretanto, RM não utiliza mecanismos como projeção, reflexão ou refração, comumente utilizados em técnicas óticas de formação de imagens.

FORMAÇÃO DE IMAGENS EM RM: FREQUÊNCIA E FASE

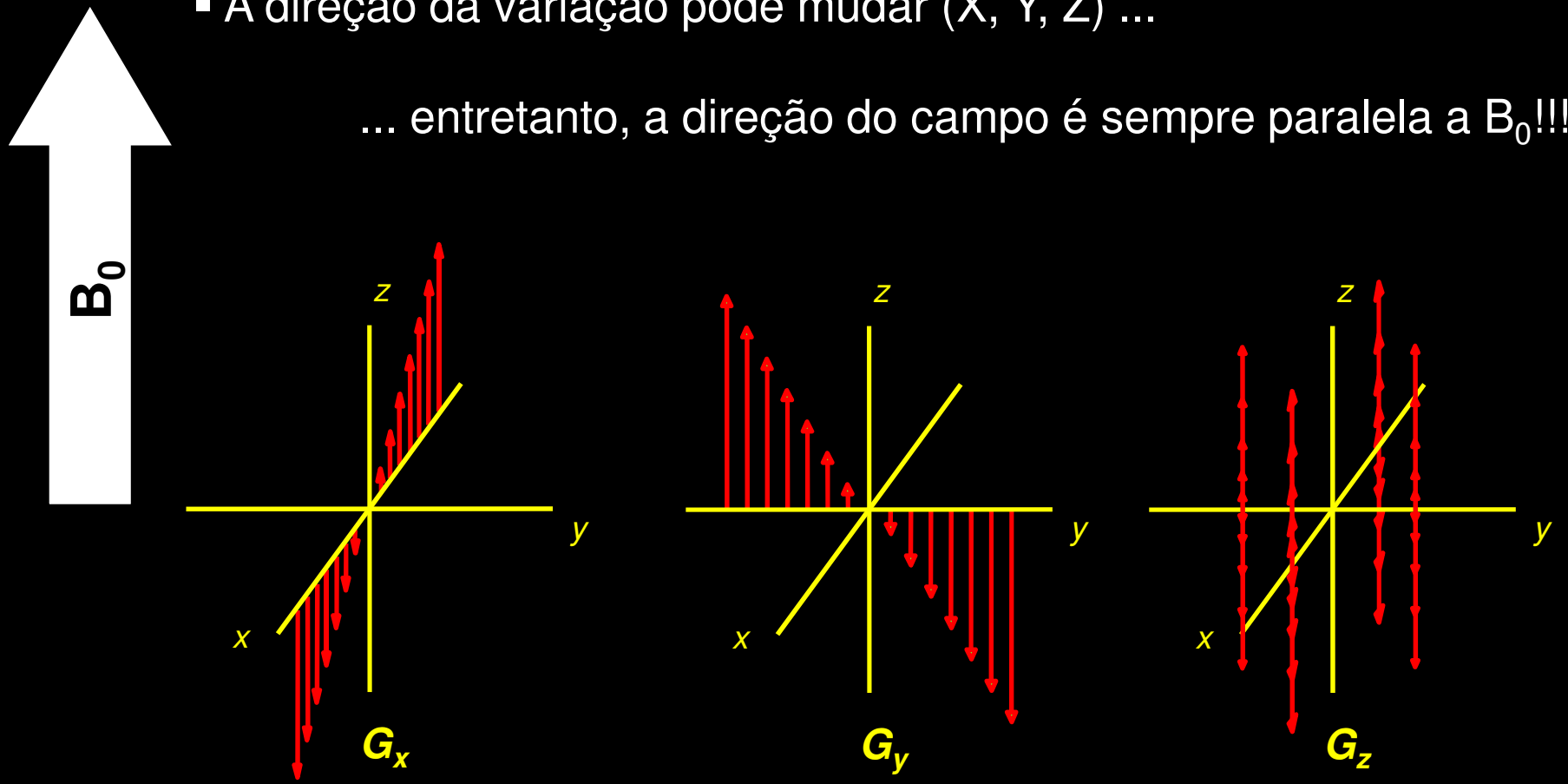


A informação espacial dos prótons contribuindo para o sinal de RM é determinada pela frequência espacial e pela fase de sua magnetização.

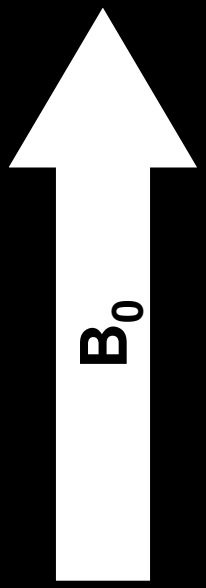
GRADIENTES

- Campos magnéticos adicionais ao B_0 cujas amplitudes variam em determinada direção de forma linear;
- A direção da variação pode mudar (X, Y, Z) ...

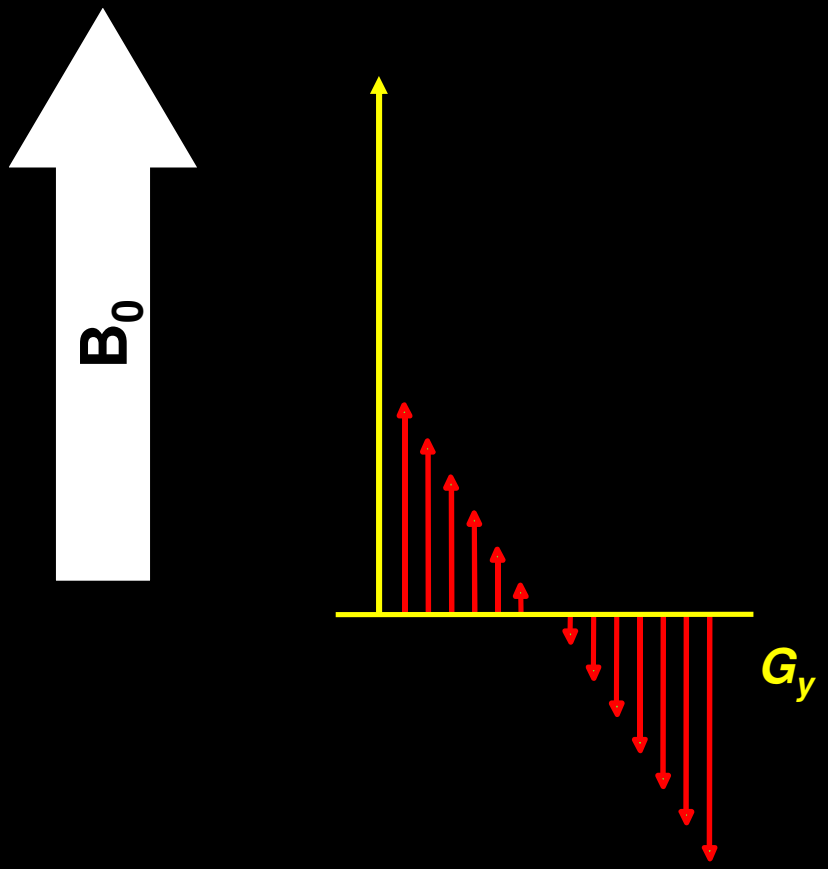
... entretanto, a direção do campo é sempre paralela a B_0!!!



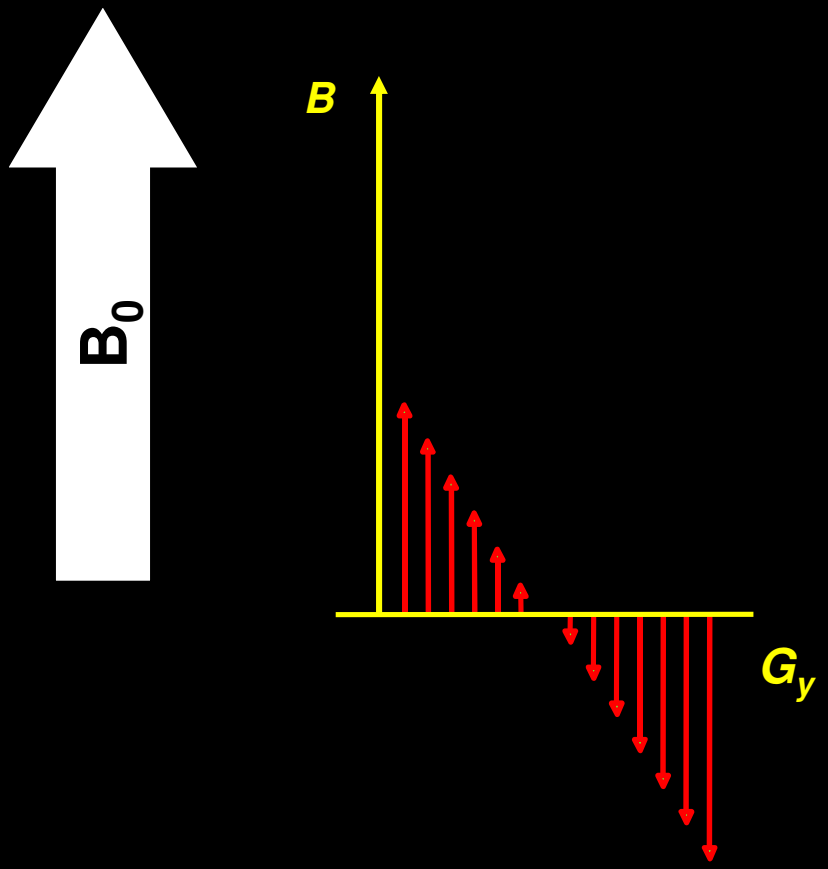
GRADIENTES



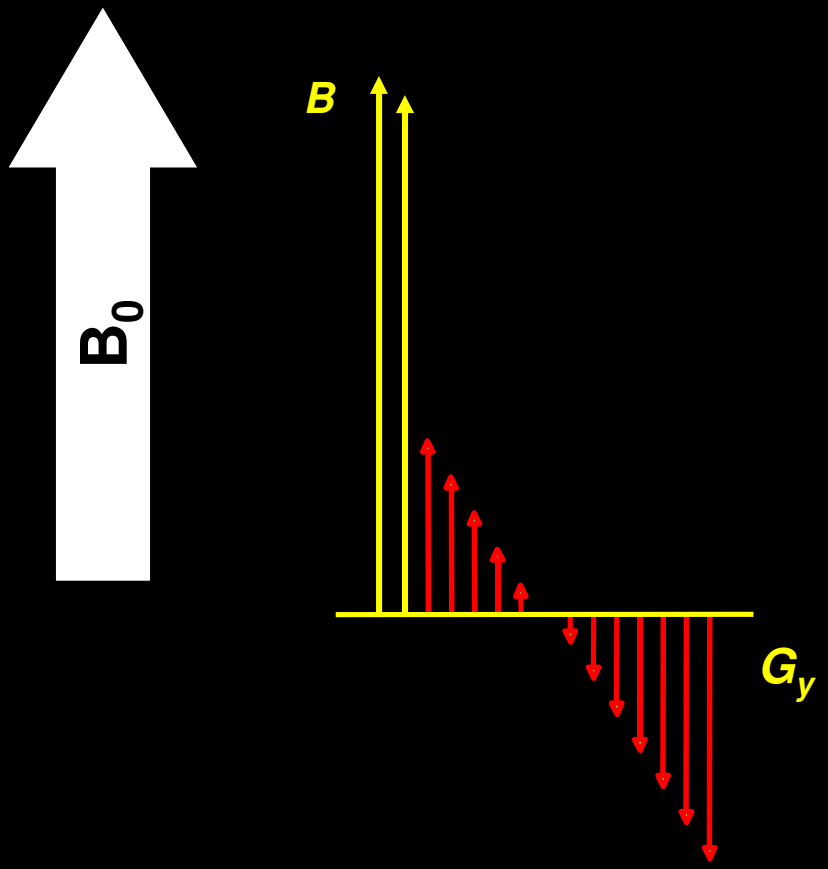
GRADIENTES



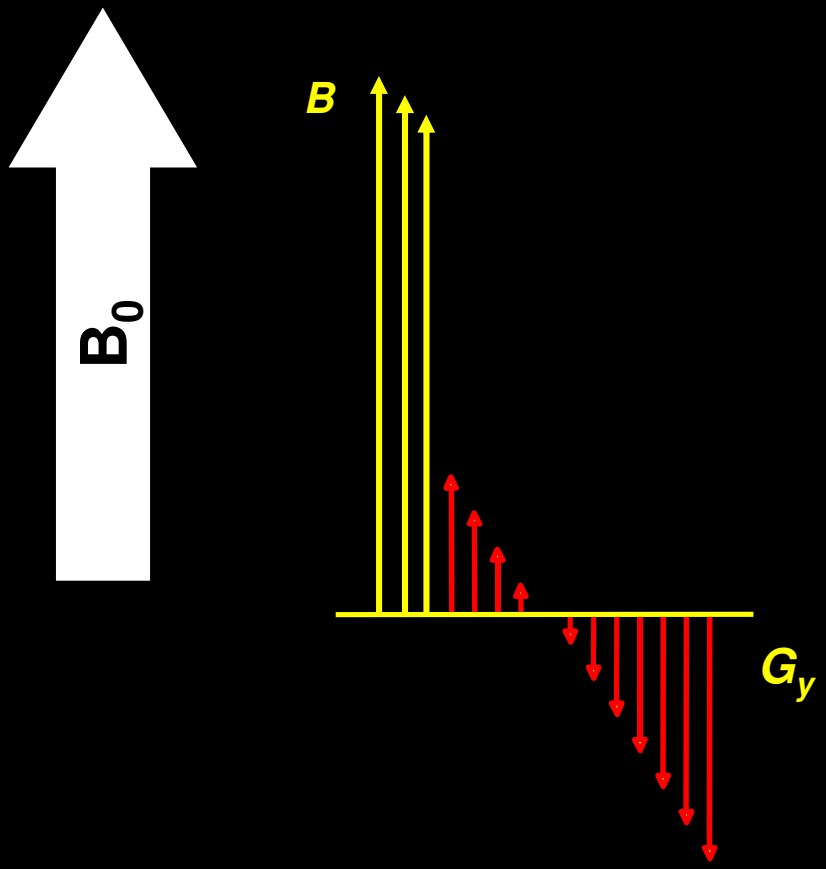
GRADIENTES



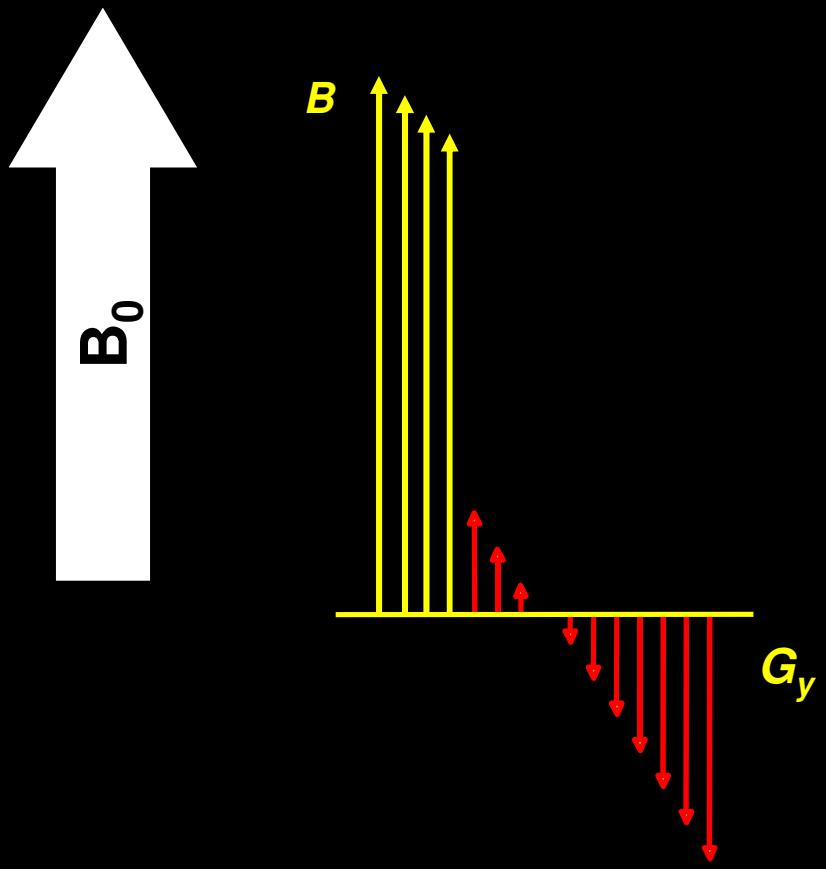
GRADIENTES



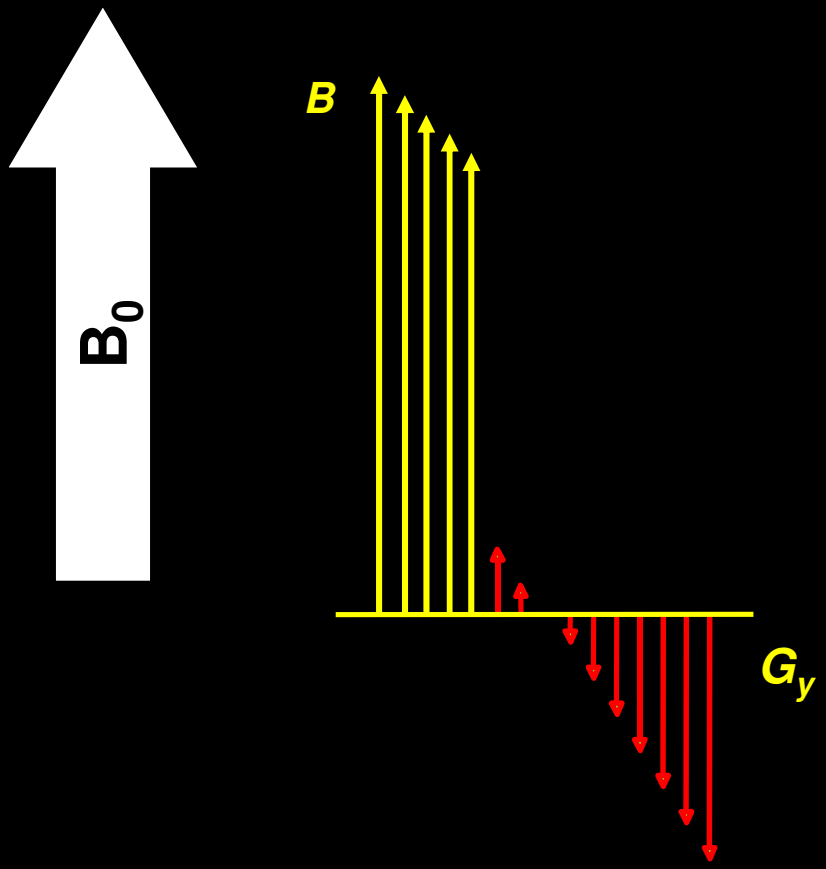
GRADIENTES



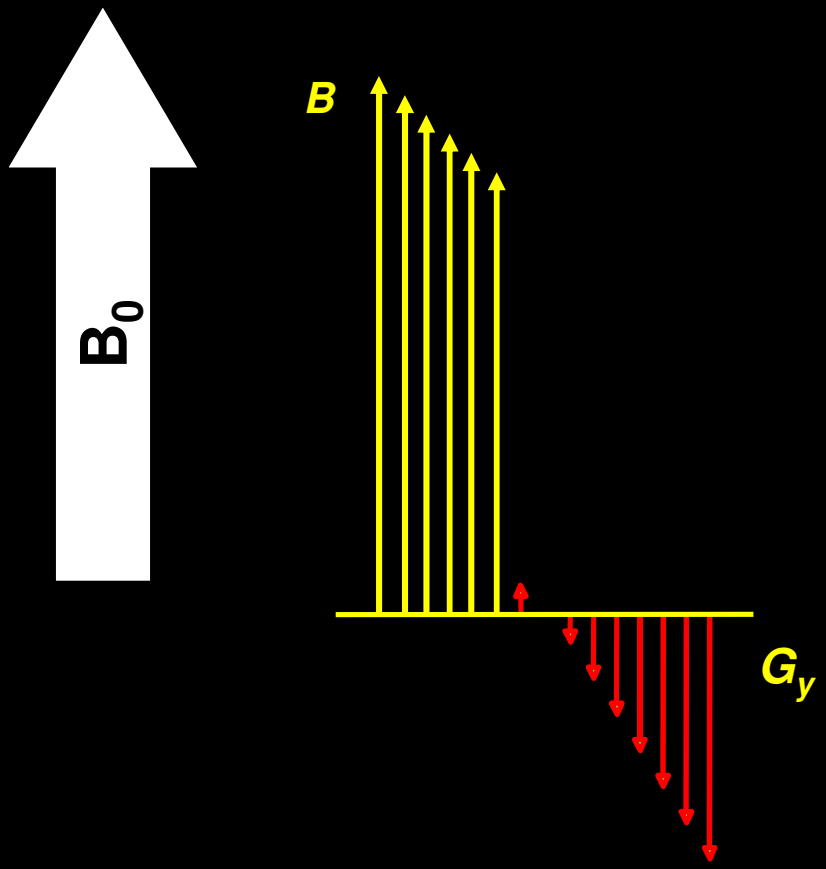
GRADIENTES



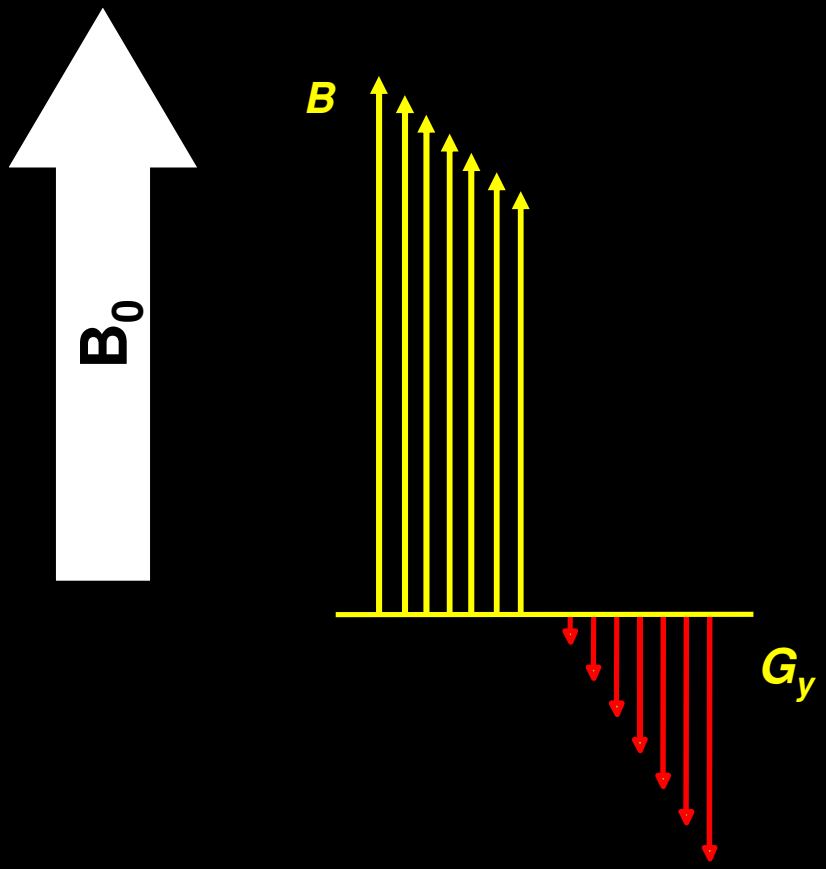
GRADIENTES



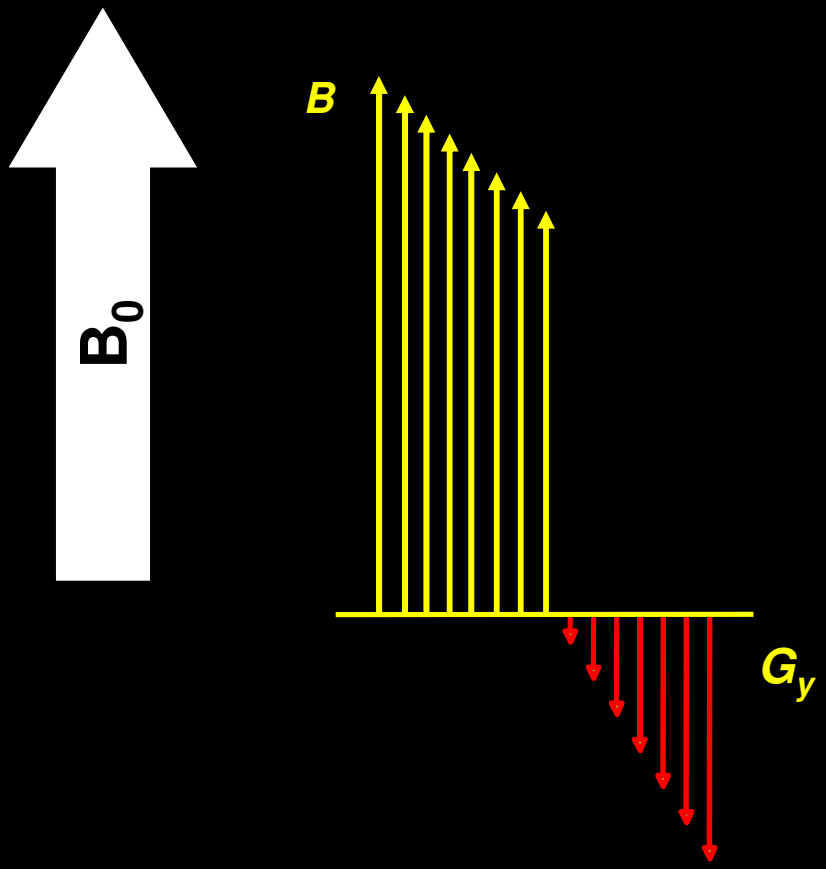
GRADIENTES



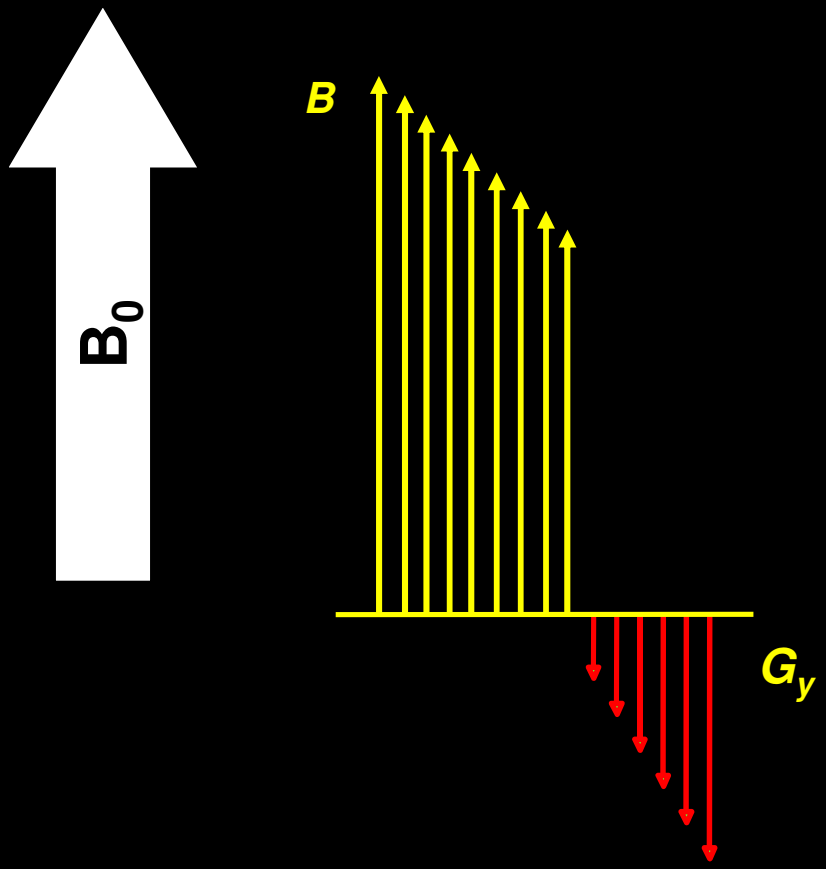
GRADIENTES



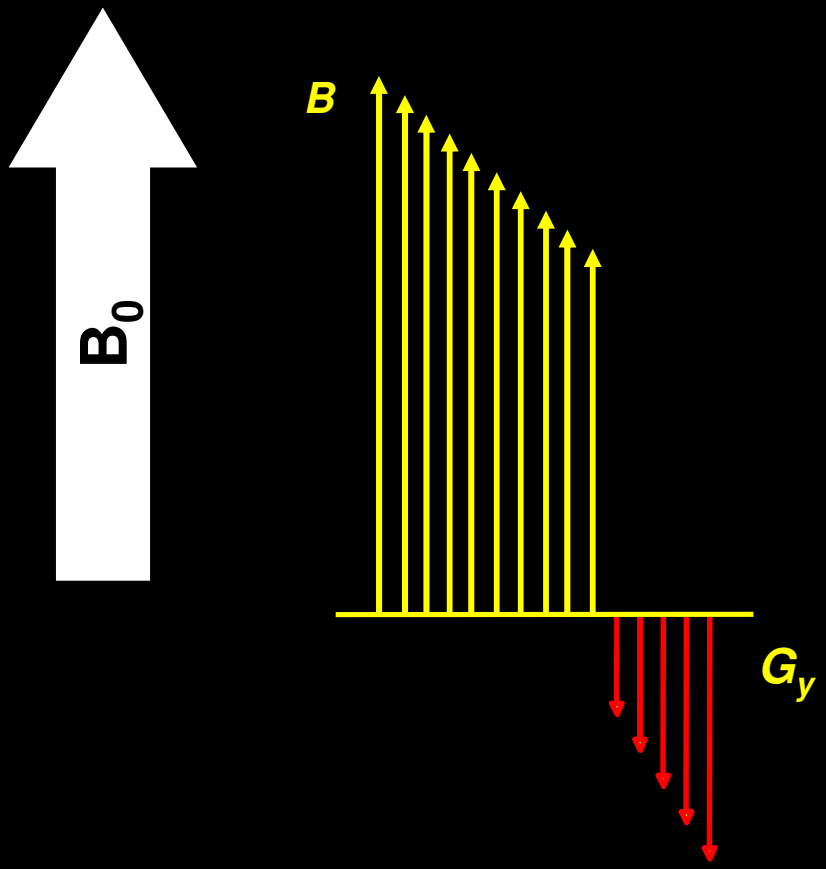
GRADIENTES



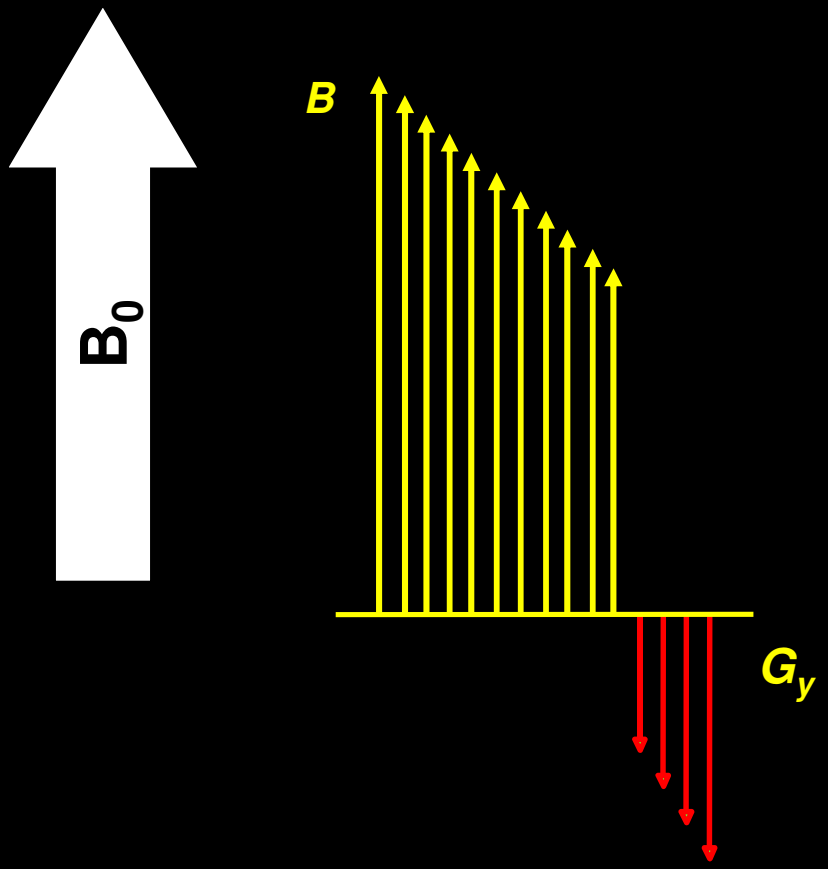
GRADIENTES



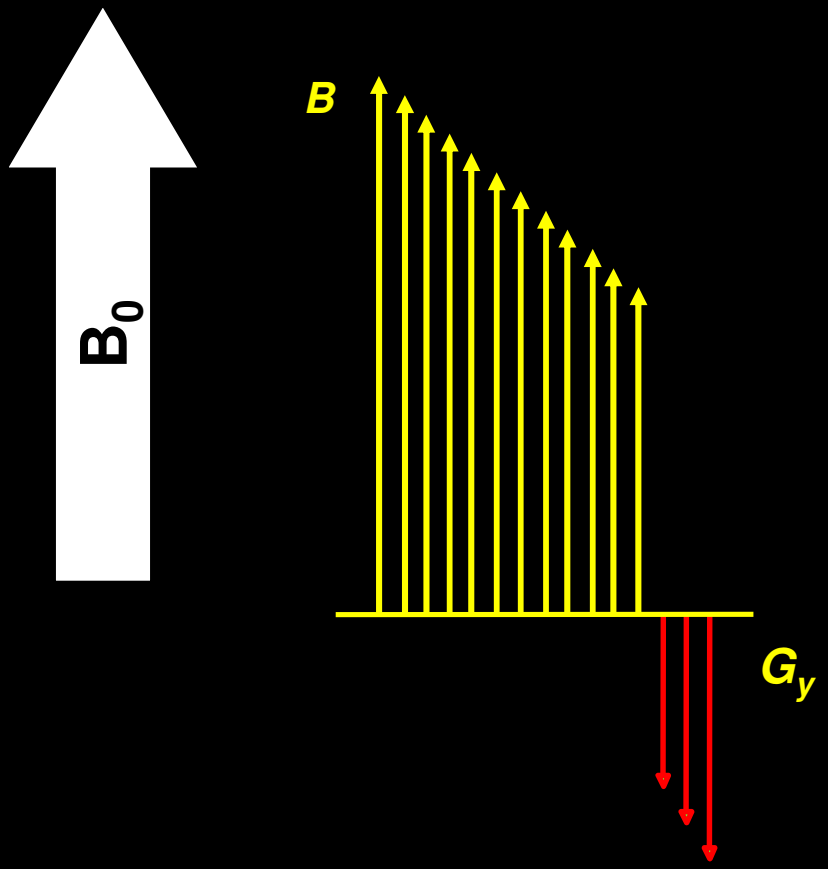
GRADIENTES



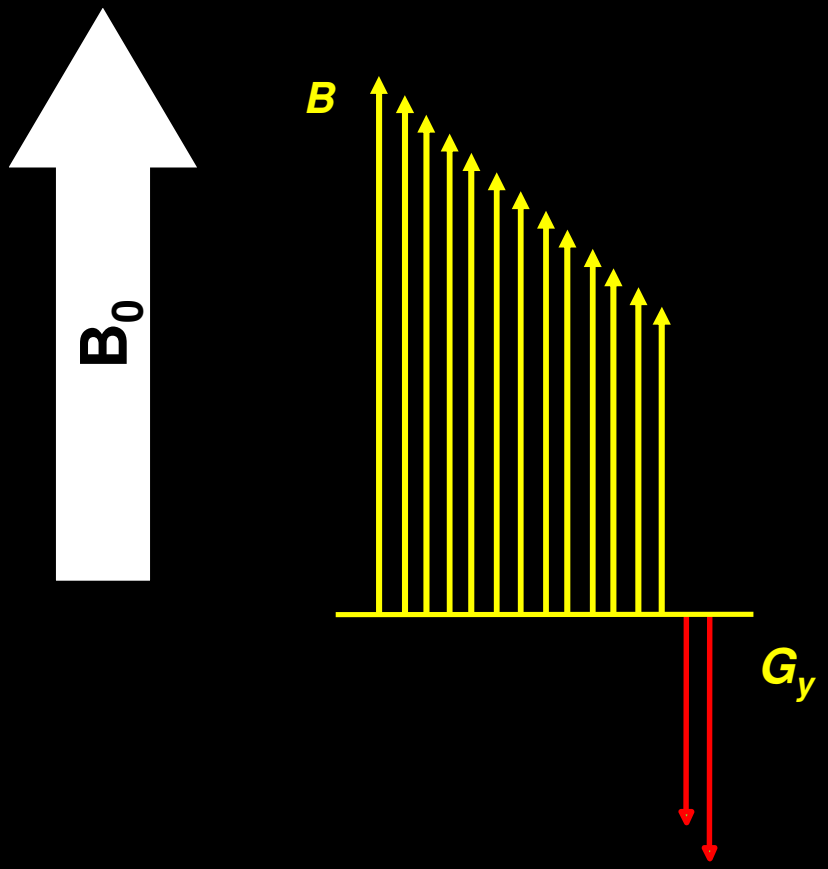
GRADIENTES



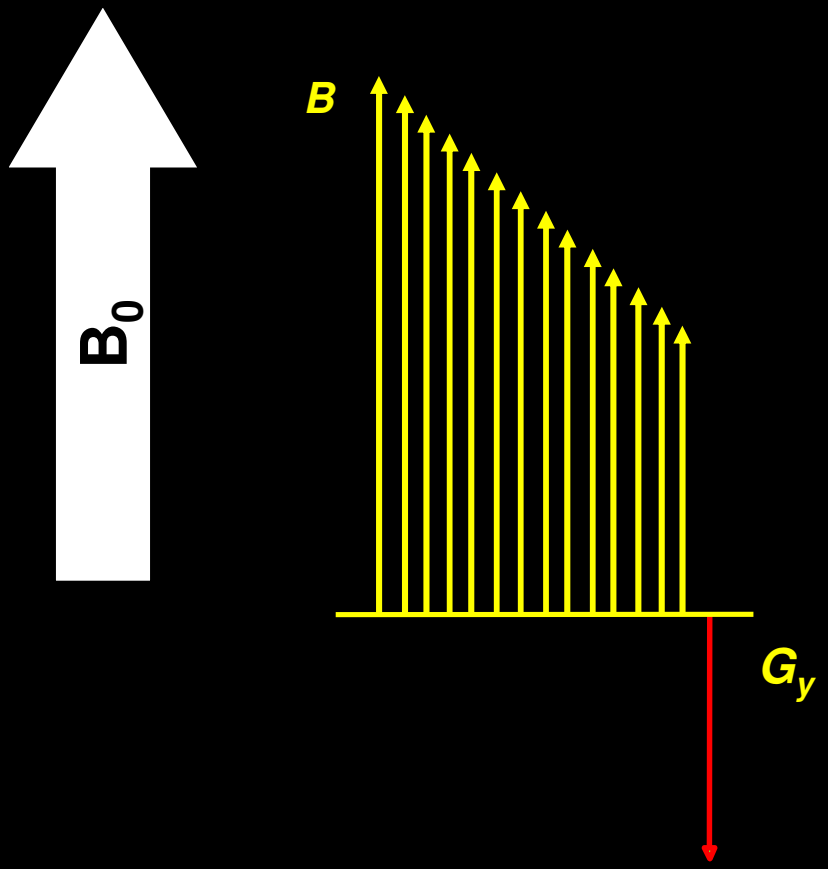
GRADIENTES



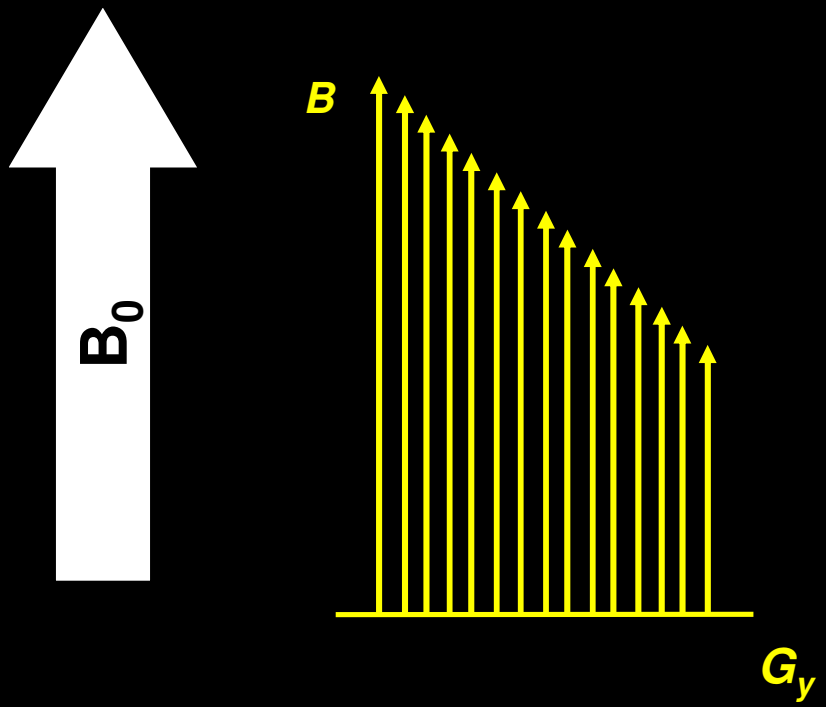
GRADIENTES



GRADIENTES

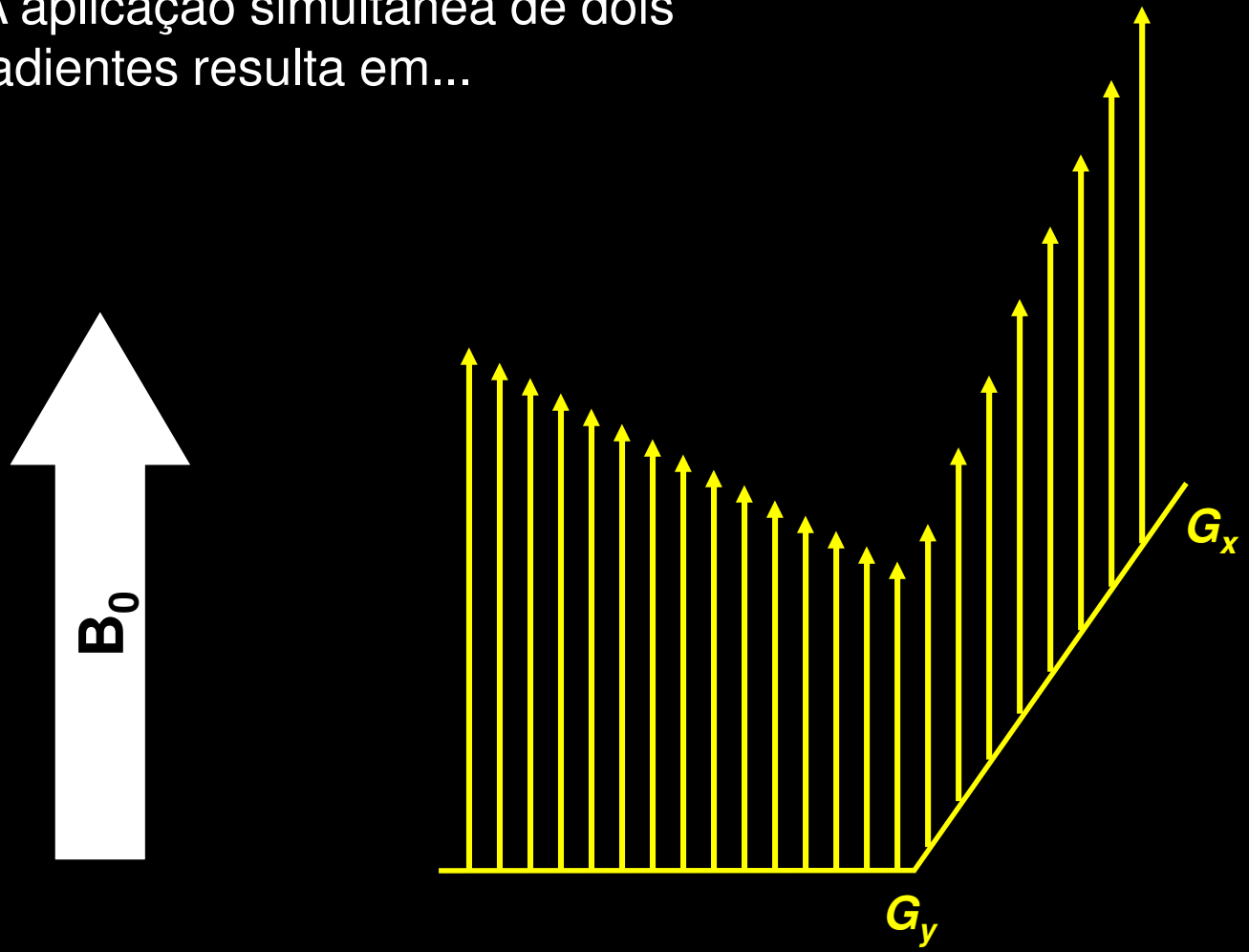


GRADIENTES



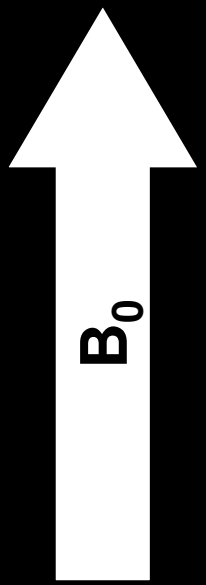
GRADIENTES: SOBREPOSIÇÃO

- A aplicação simultânea de dois gradientes resulta em...



GRADIENTES: SOBREPOSIÇÃO

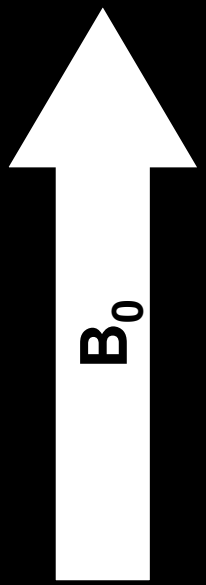
- A aplicação simultânea de dois gradientes resulta em...



GRADIENTES: SOBREPOSIÇÃO

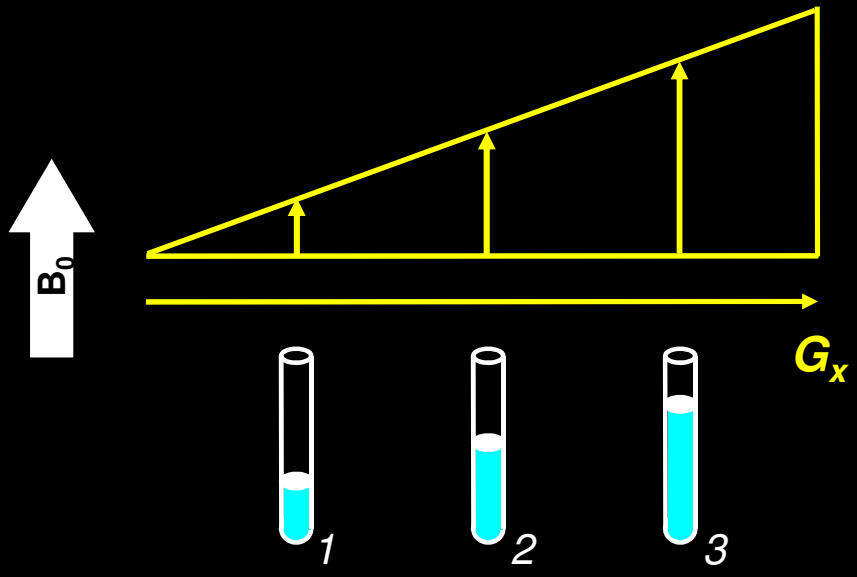
- A aplicação simultânea de dois gradientes resulta em...

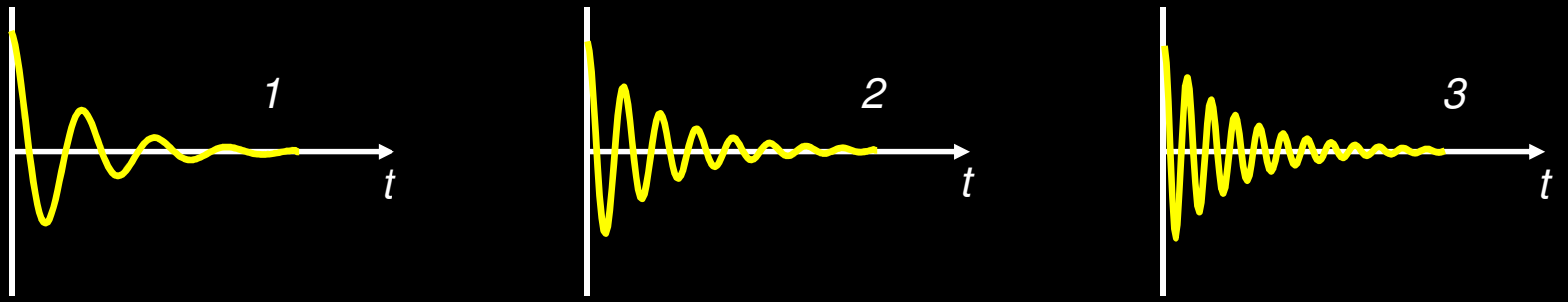
... um outro gradiente!!!

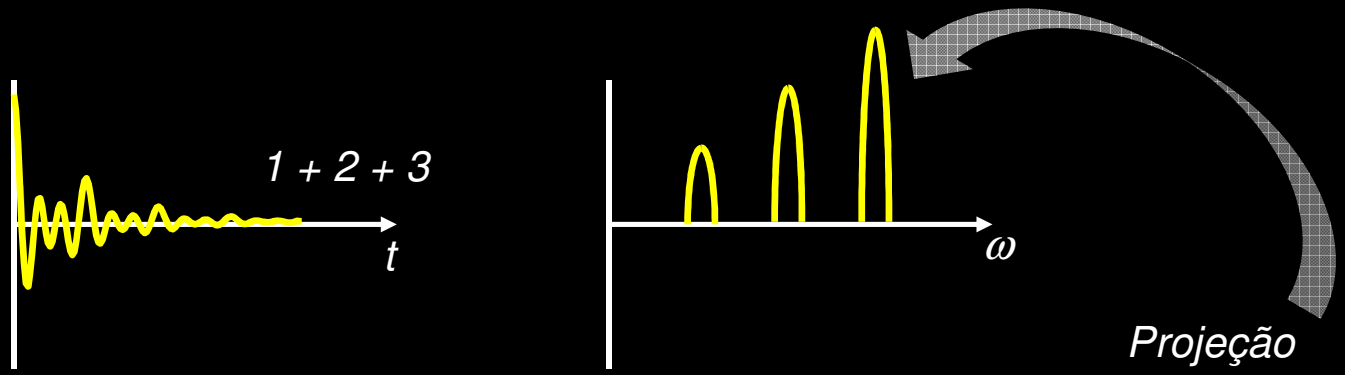


CODIFICAÇÃO DE FREQUÊNCIA

$$\omega = \gamma\ (B_0 + G_x\, x)$$

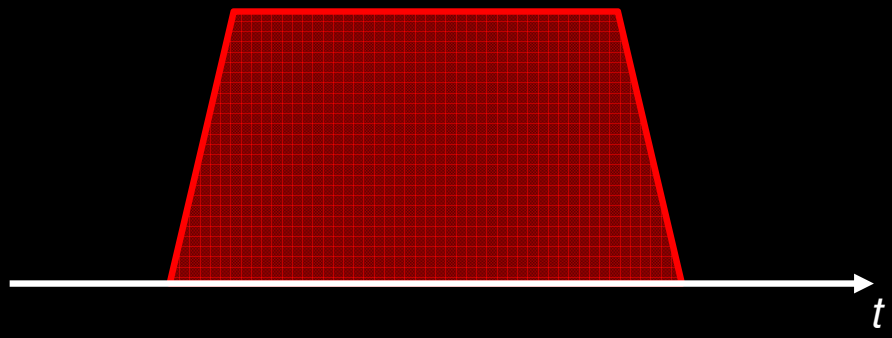


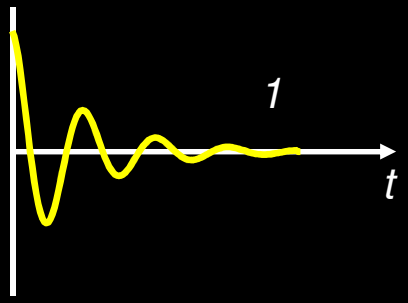


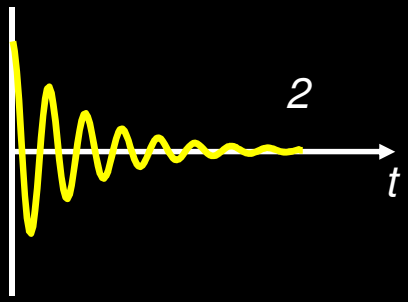


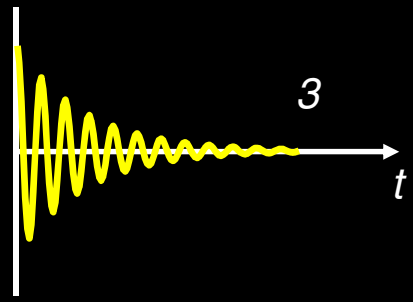
CODIFICAÇÃO DE FASE

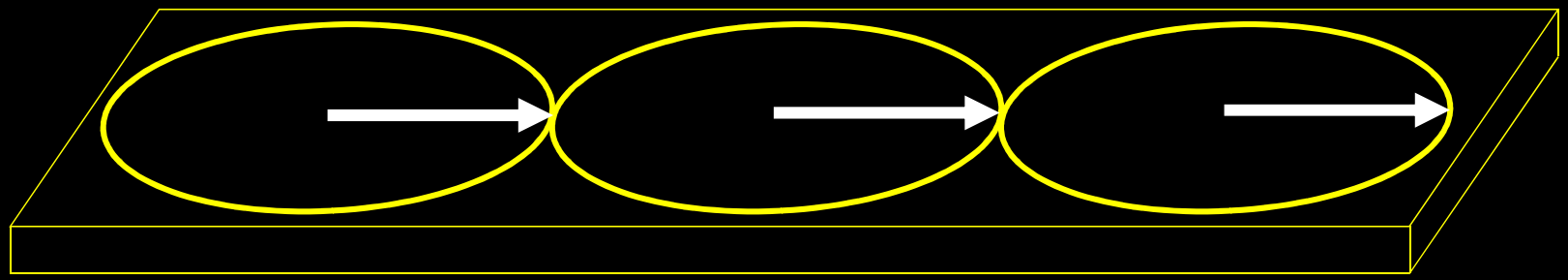
- Conceito de fase:





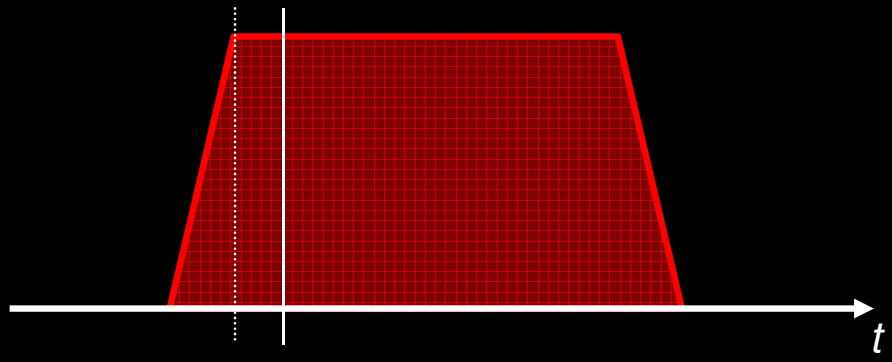


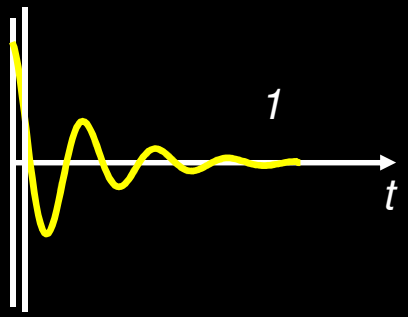


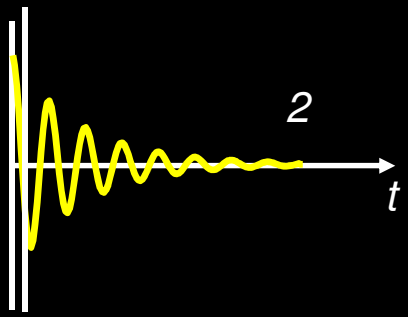


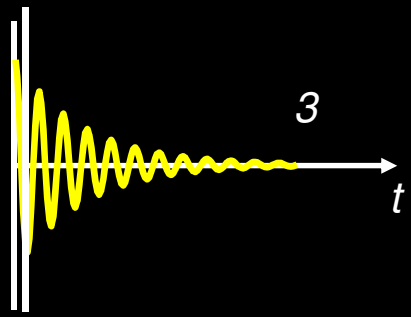
CODIFICAÇÃO DE FASE

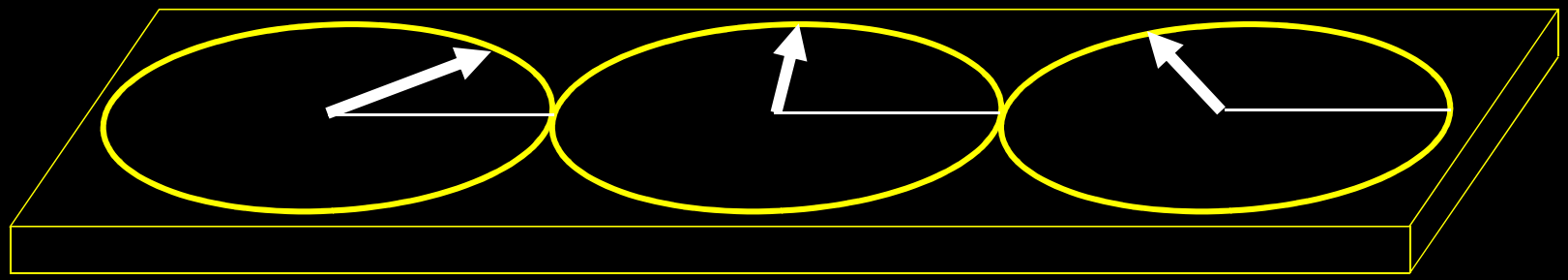
- Conceito de fase:





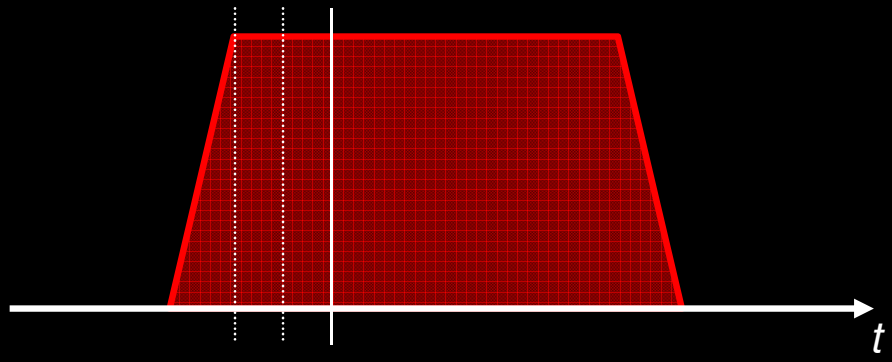


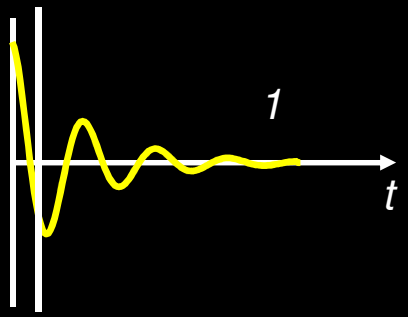


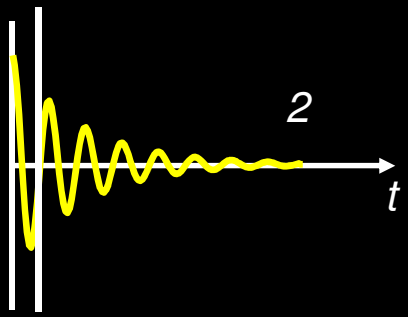


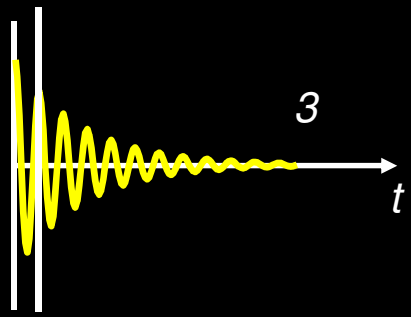
CODIFICAÇÃO DE FASE

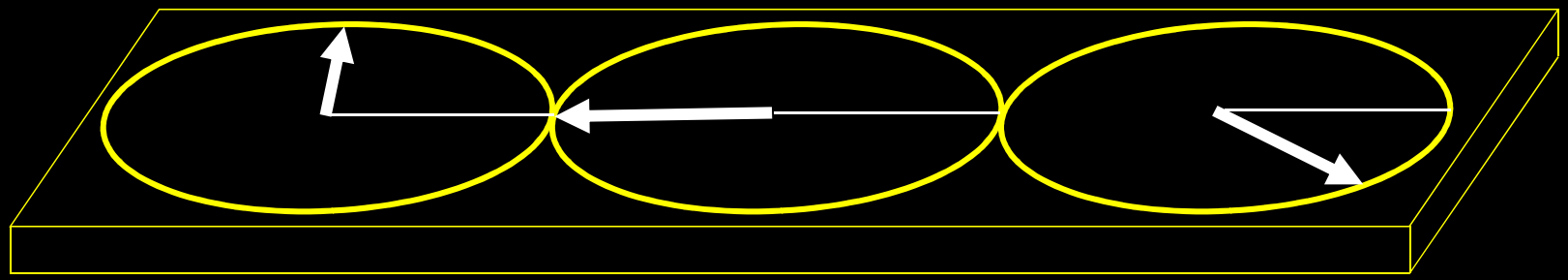
- Conceito de fase:





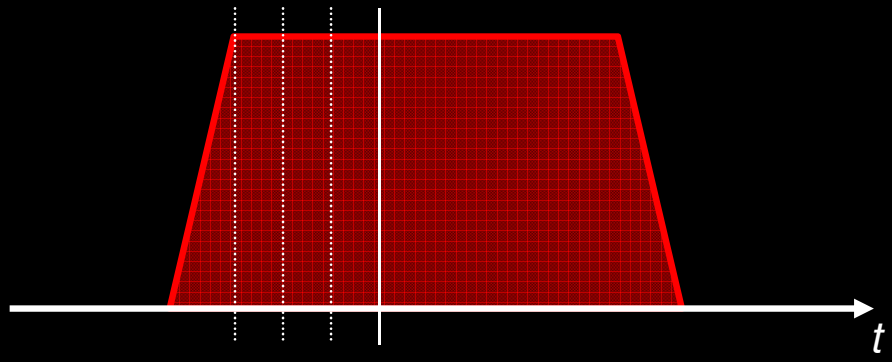


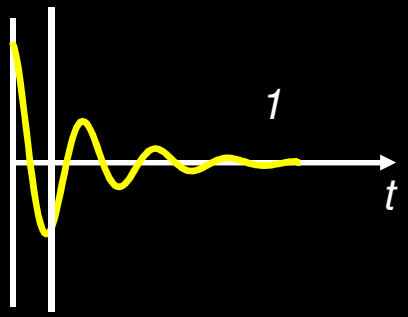


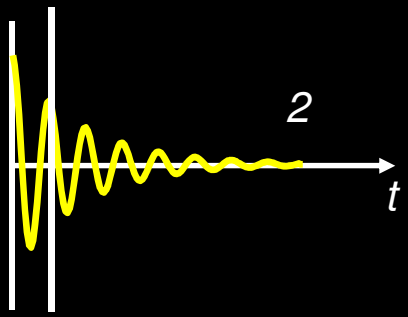


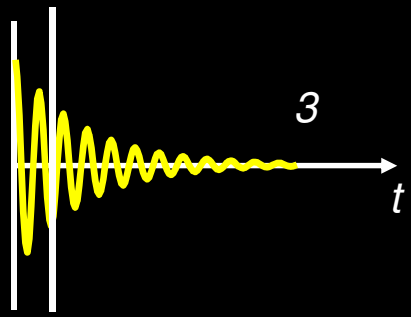
CODIFICAÇÃO DE FASE

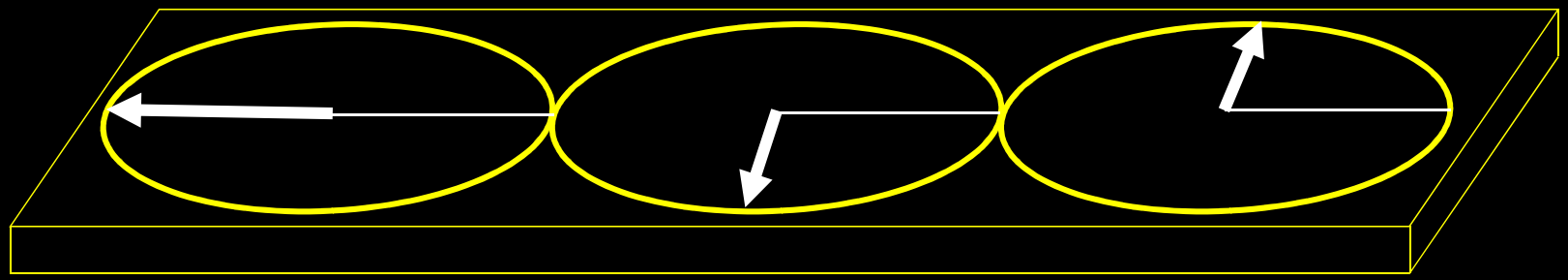
- Conceito de fase:





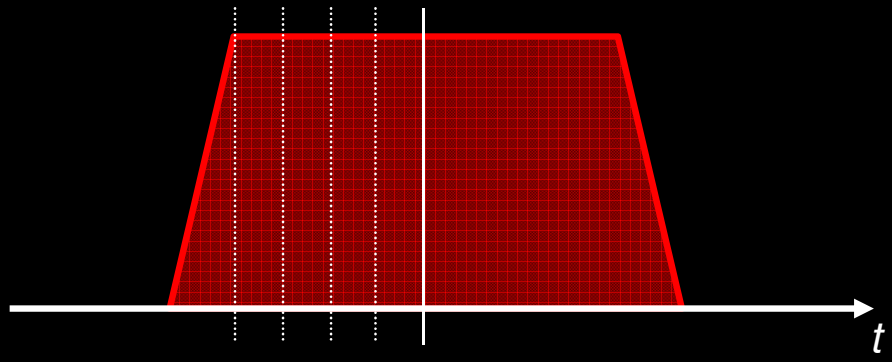


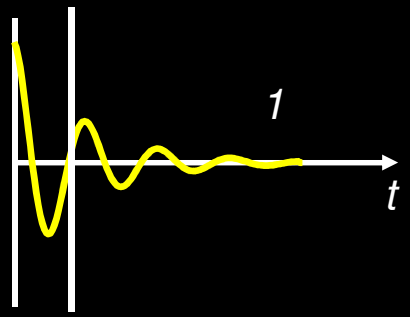


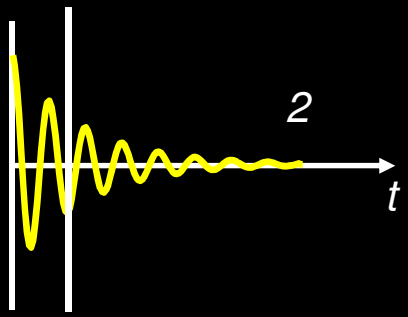


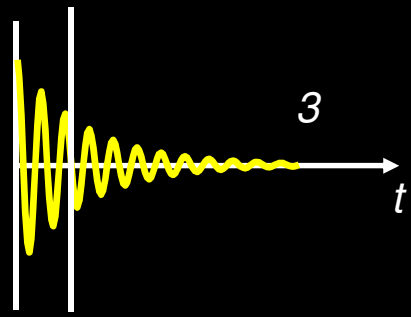
CODIFICAÇÃO DE FASE

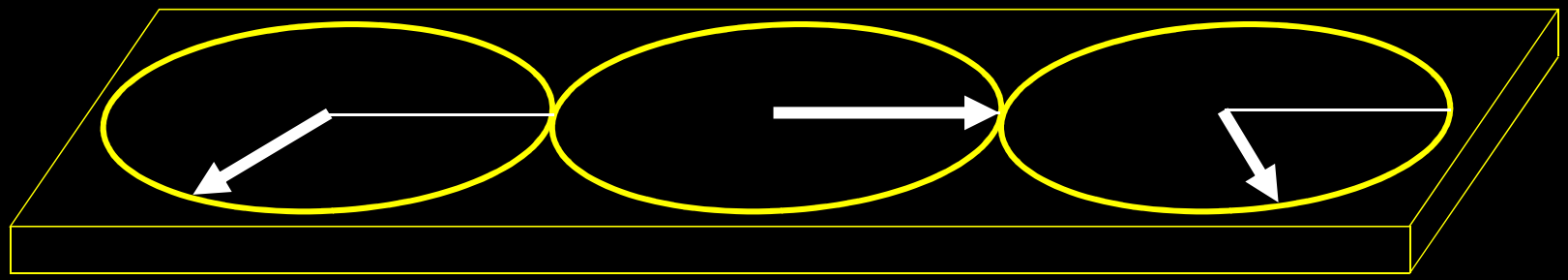
- Conceito de fase:







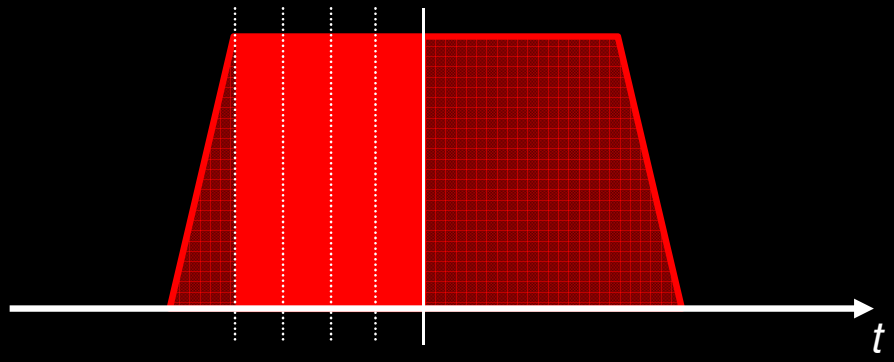


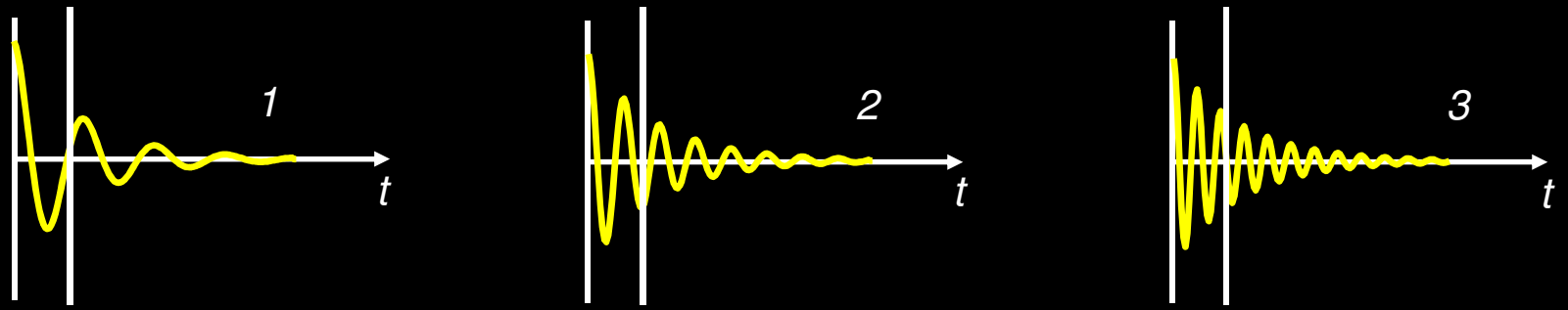


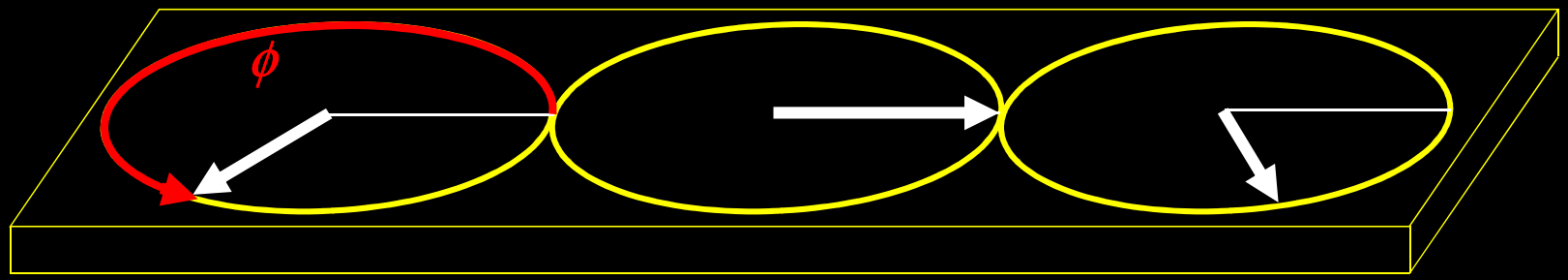
CODIFICAÇÃO DE FASE

- A fase acumulada (ϕ) é proporcional ao tempo do gradiente e sua amplitude (área sob a curva):

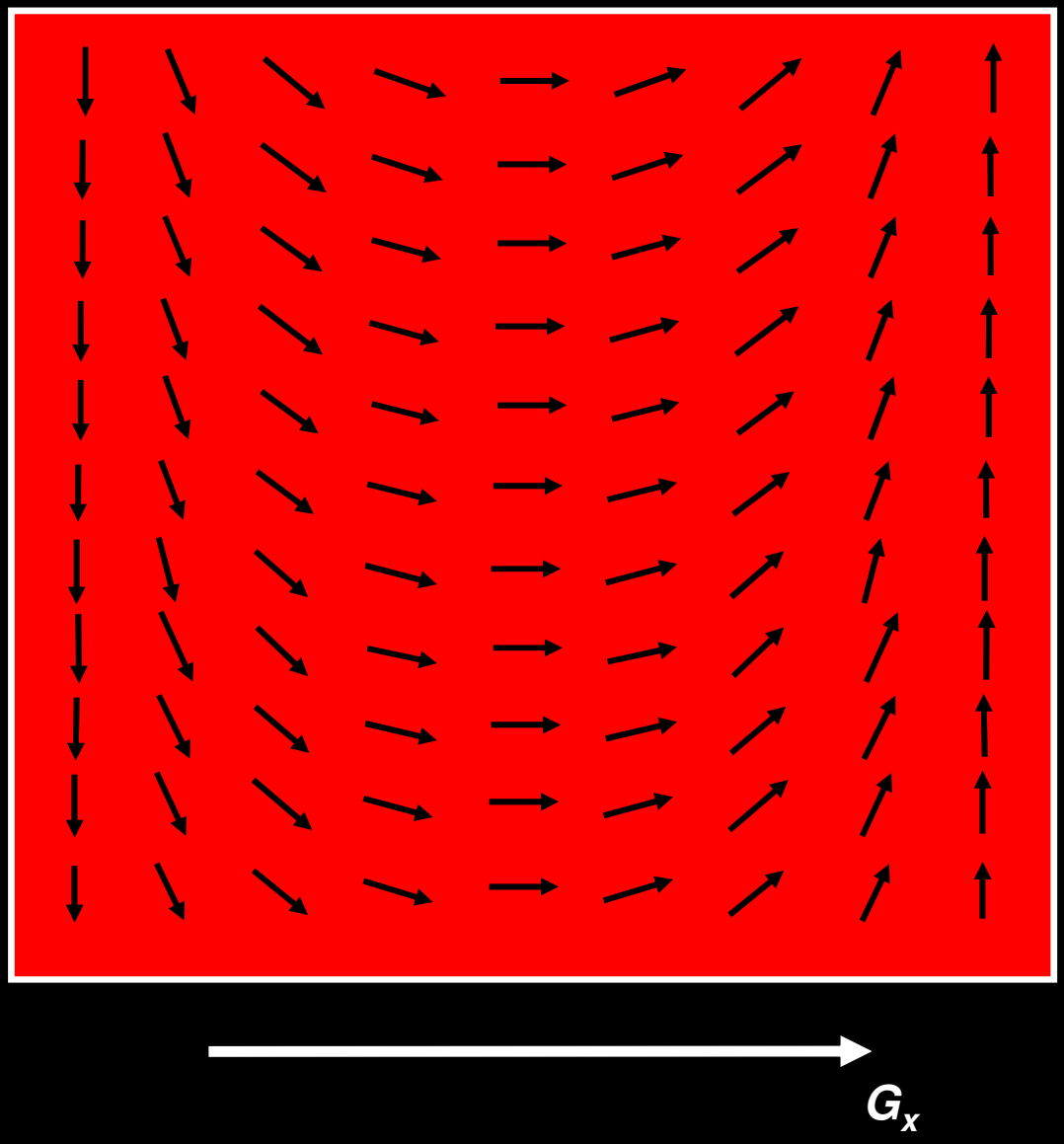
$$\phi = \gamma\ (B_0 + G_y\ y)\ t$$



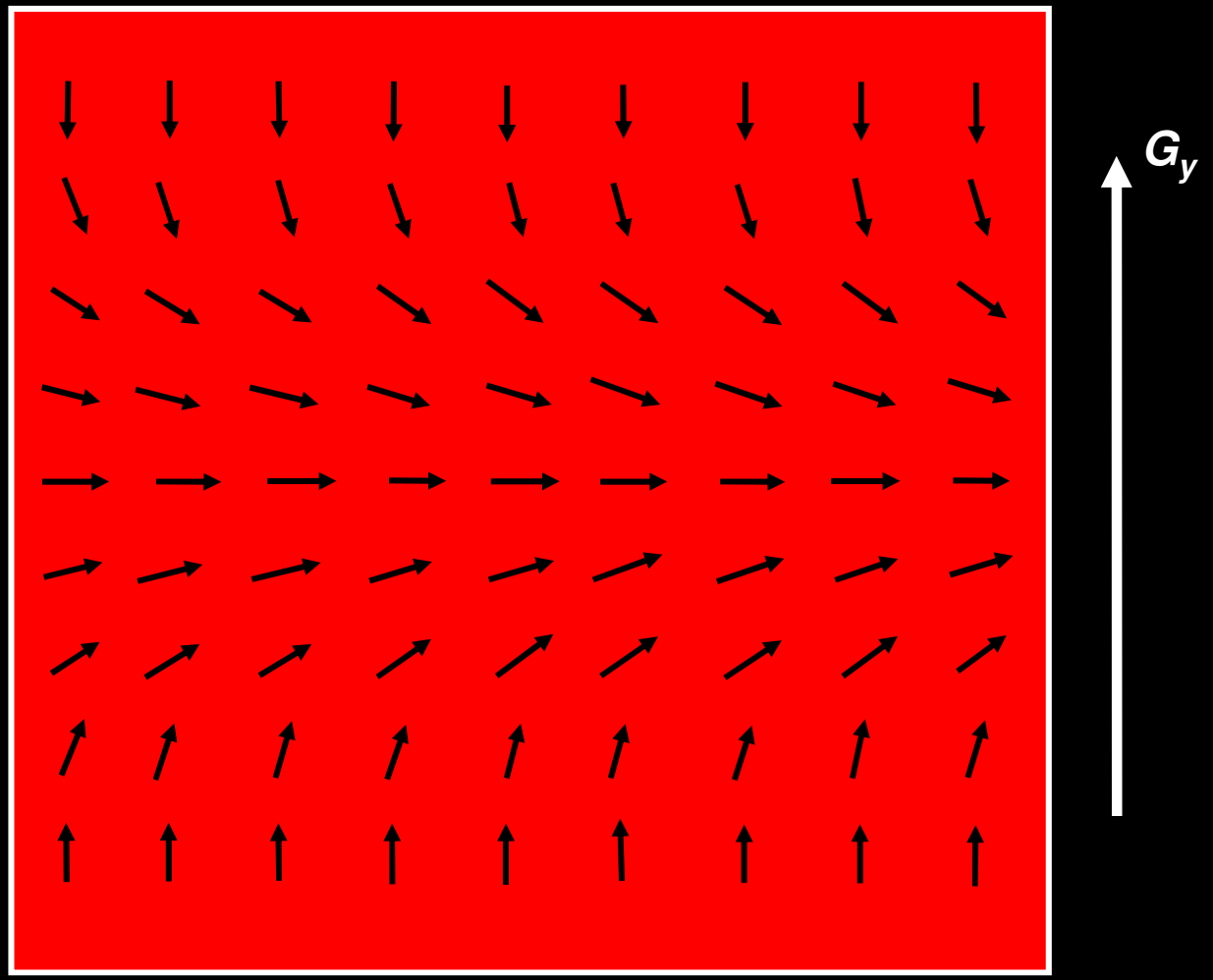




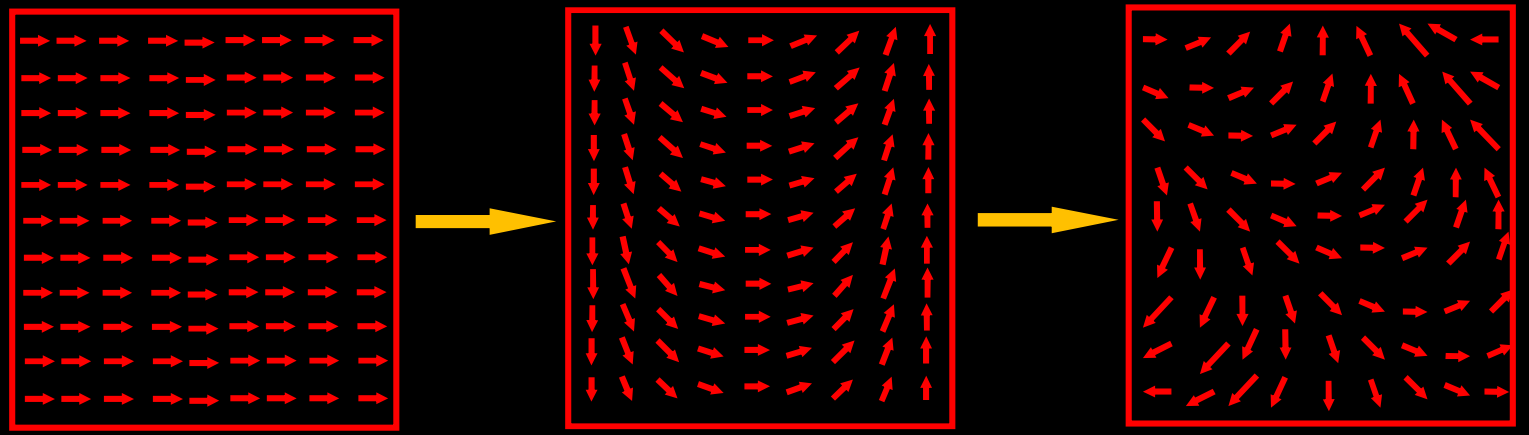
CODIFICAÇÃO ESPACIAL: EXEMPLO UM POUCO MAIS COMPLEXO



CODIFICAÇÃO ESPACIAL: EXEMPLO UM POUCO MAIS COMPLEXO



CODIFICAÇÃO ESPACIAL: EXEMPLO UM POUCO MAIS COMPLEXO



Espaço dos dados de RM

1 dado de RM

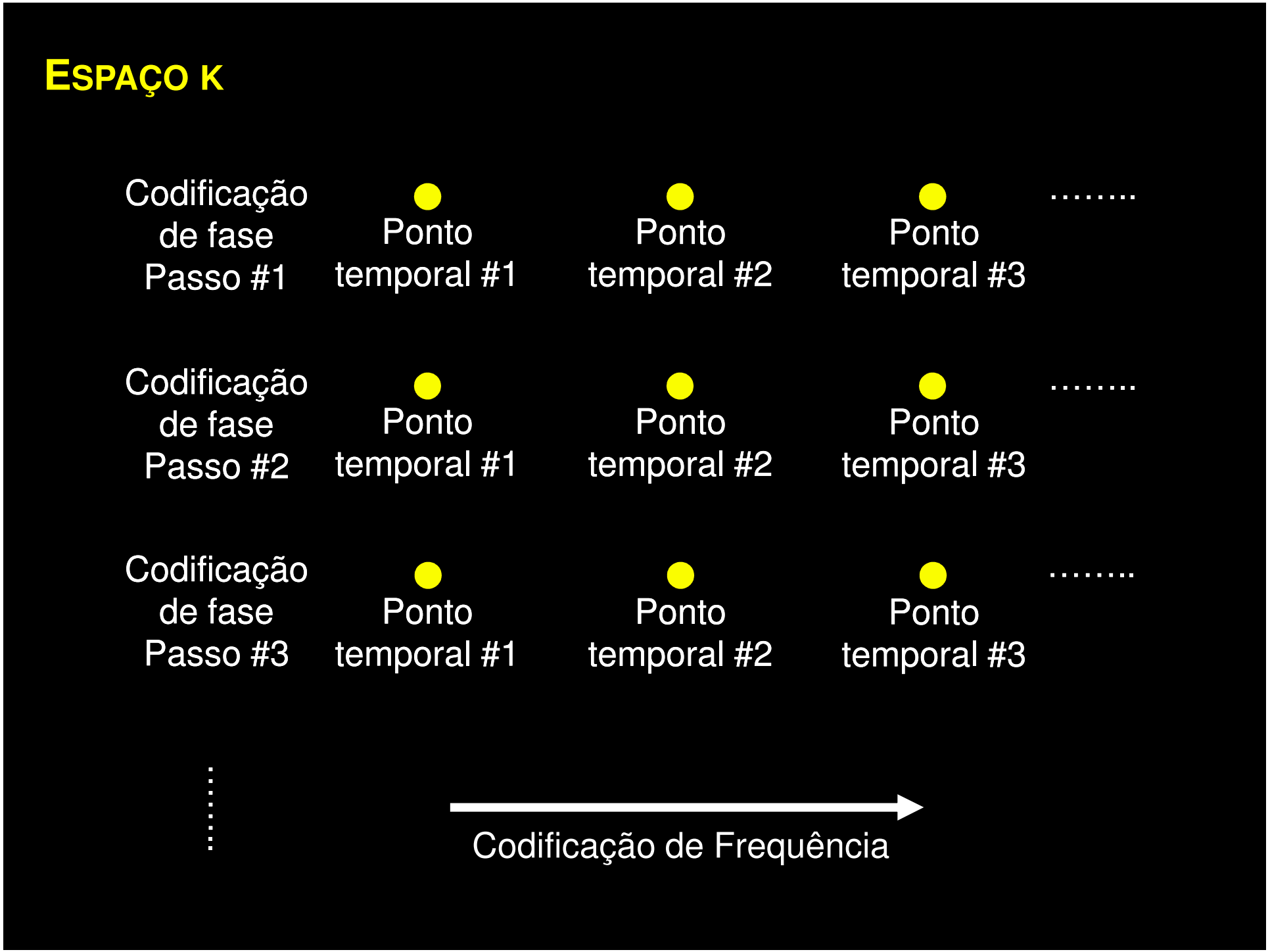
outro dado de RM

mais um dado de RM

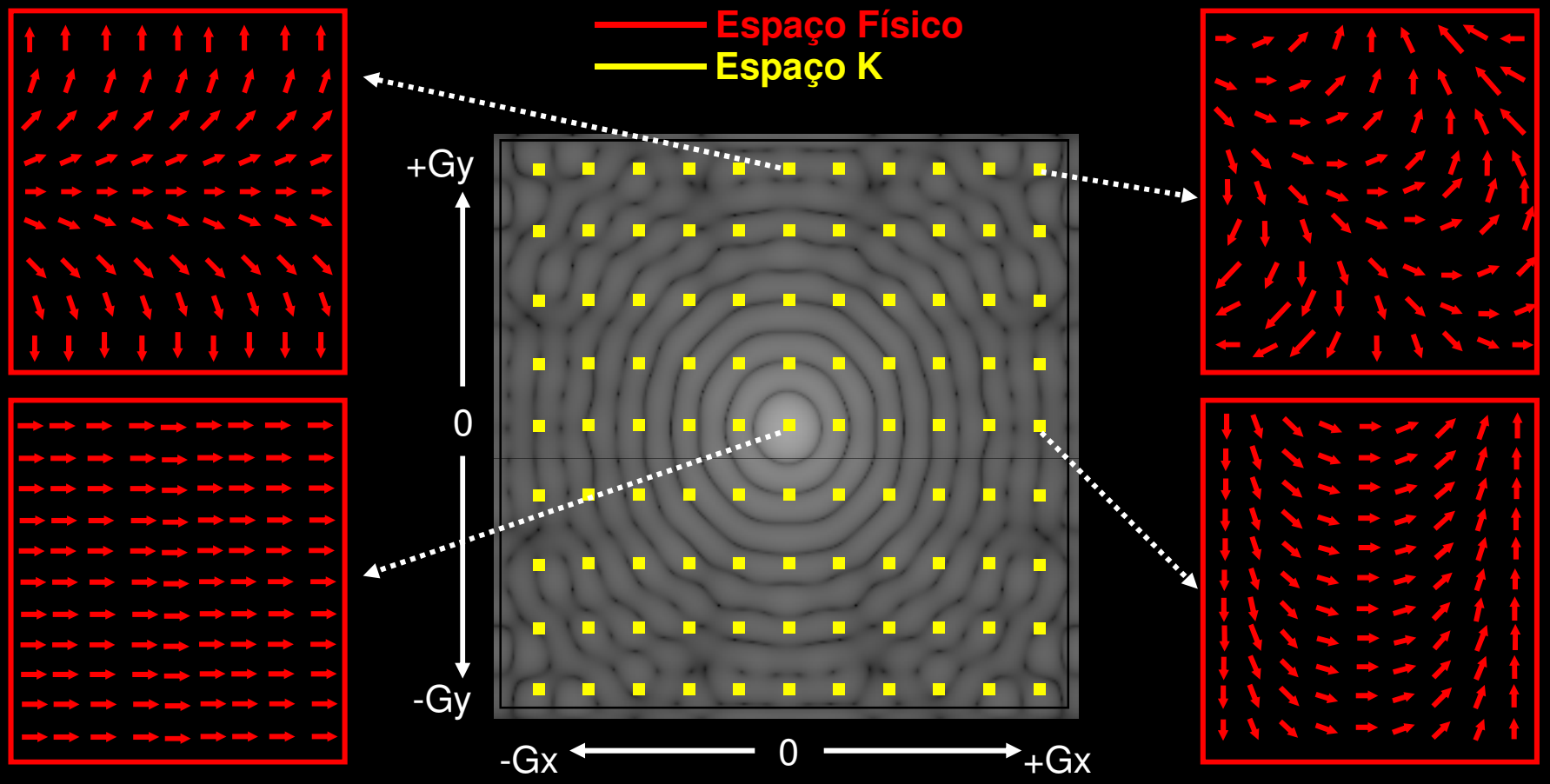
Antes da codificação

Após codificação de frequência (gradiente x)

Após codificação de fase (gradiente y)


ESPAÇO K
Codificação de fase Passo #1
Ponto temporal #1
Ponto temporal #2
Ponto temporal #3
……..
Codificação de fase Passo #2
Ponto temporal #1
Ponto temporal #2
Ponto temporal #3
……..
Codificação de fase Passo #3
Ponto temporal #1
Ponto temporal #2
Ponto temporal #3
……..
Codificação de Frequência

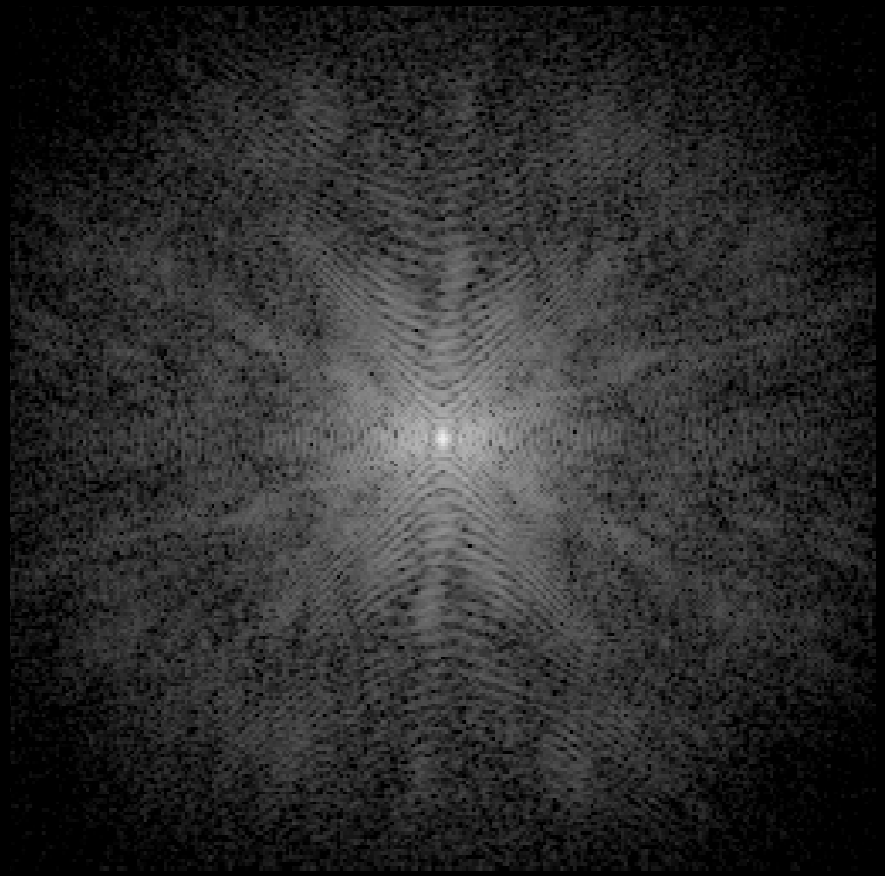
ESPAÇO K



Cada um dos pontos no espaço k (mostrados em amarelo) consiste na soma do sinal de RM de todos os voxels no espaço da imagem quando submetidos ao campo de gradiente correspondente.

ESPAÇO K

Espaço k



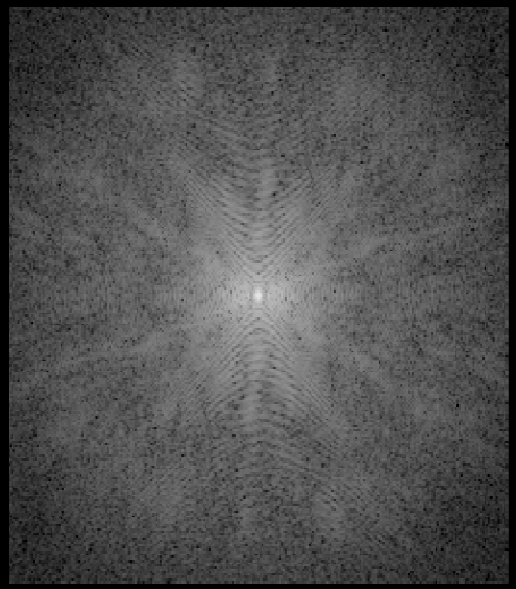
Imagem

FT (FT^{-1})

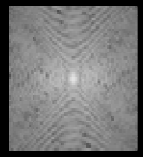
Imagem Completa

Imagem de Intensidade

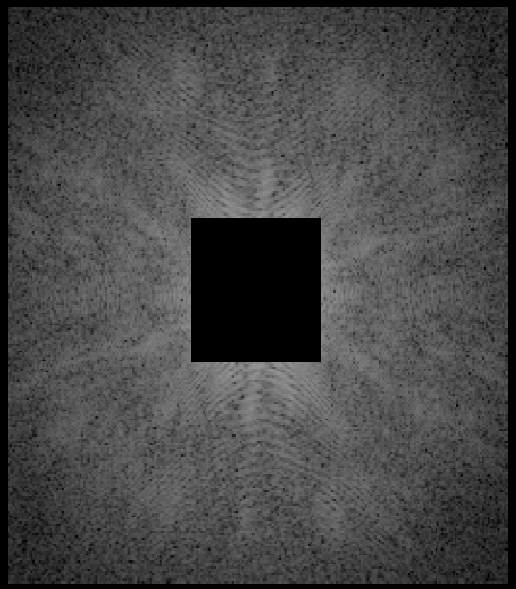
Imagem de Detalhes



Espaço k Completo

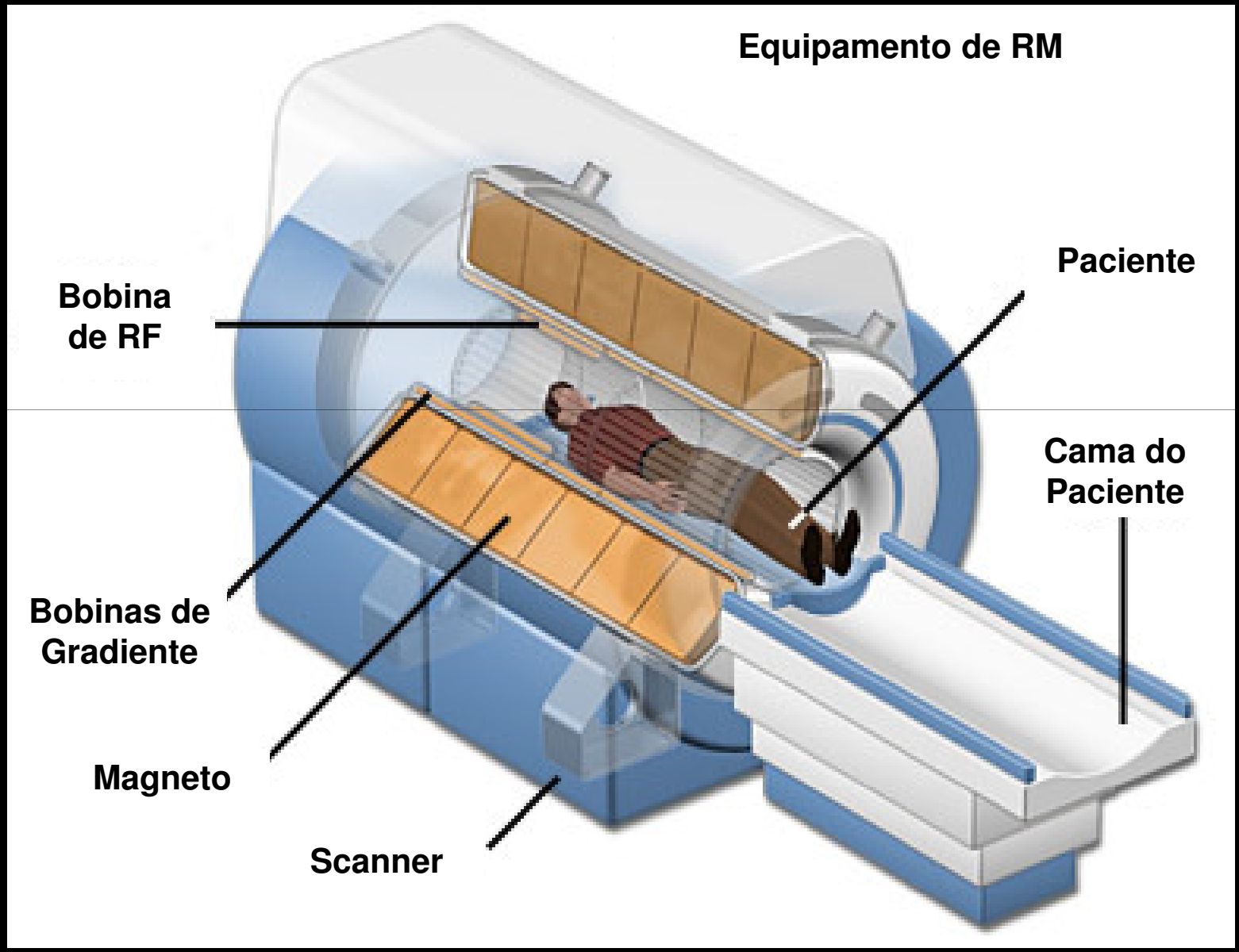


Centro do Espaço k



Bordas do Espaço k

O SISTEMA DE RM



RM: CAMPO MAGNÉTICO PRINCIPAL

- **Estado da arte:**
  - Sistemas clínicos: 0.1T – 3.0T
  - Sistemas de animais: 2.0T – 11.7T

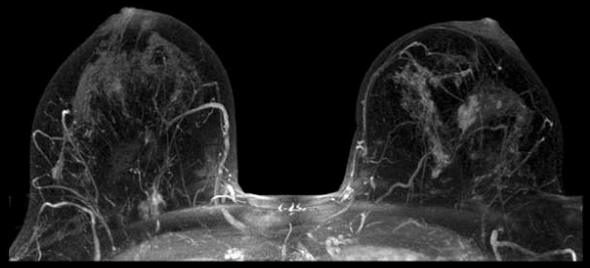
Curiosidades:

1 Tesla = 10000 Gauss

Campo magnético da terra ~ 0.5 Gauss

IMAGENS POR RM: ANATÔMICAS

Clinicamente utilizada em uma grande variedade de especialidades



Mama

Coluna

Crânio

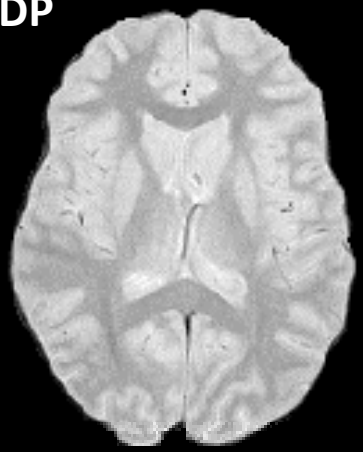
Abdômen

Coração

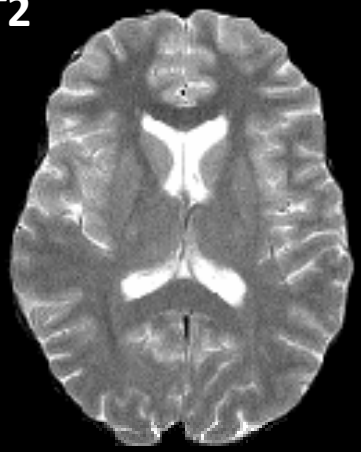
A qualidade da imagem é geralmente descrita em termos da relação sinal ruído, da resolução espacial e do contraste.

IMAGENS POR RM: ANATÔMICAS

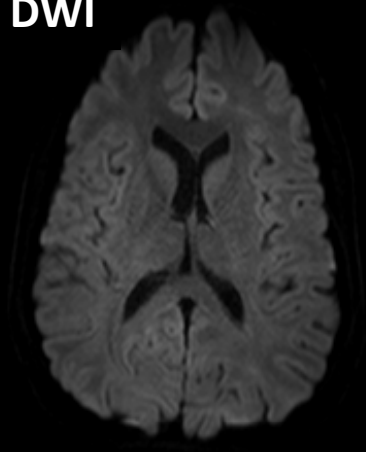
DP



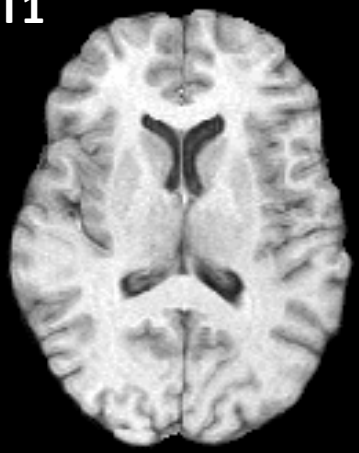
T2



DWI

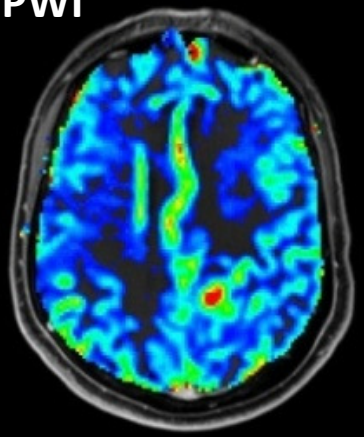


T1



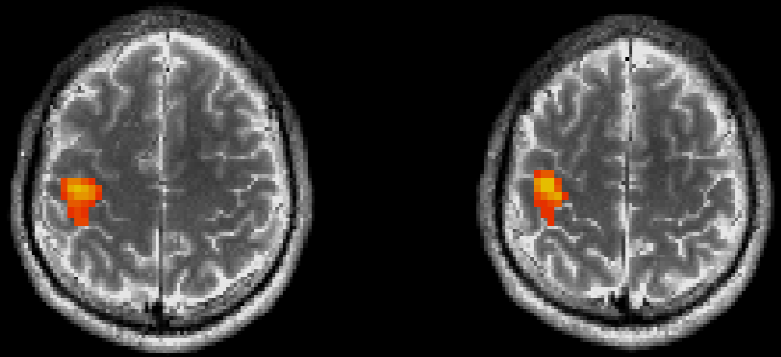
MRA

PWI

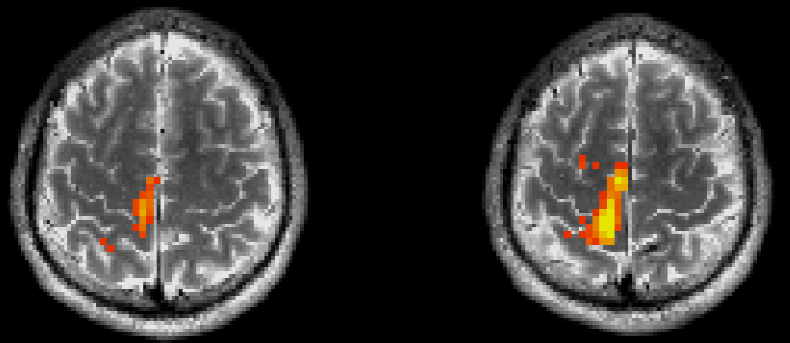


IMAGENS POR RM: FUNCIONAIS (TAREFAS MOTORAS)

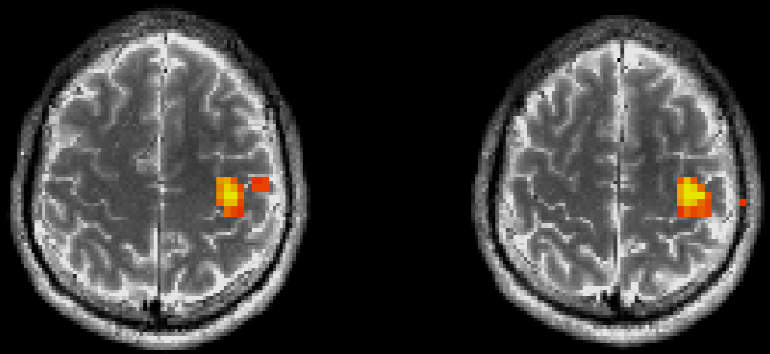
Mão Esquerda;



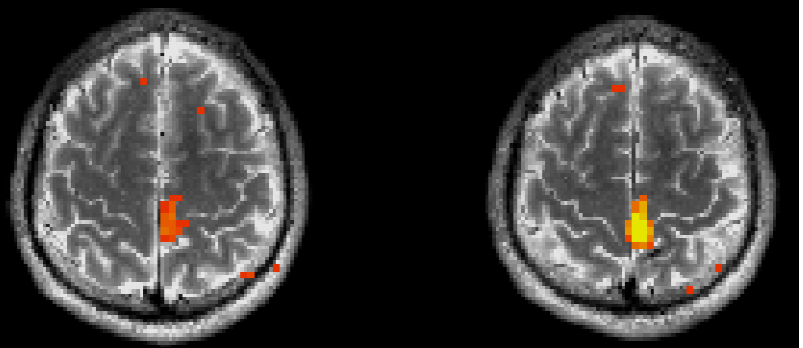
Pé Esquerdo;



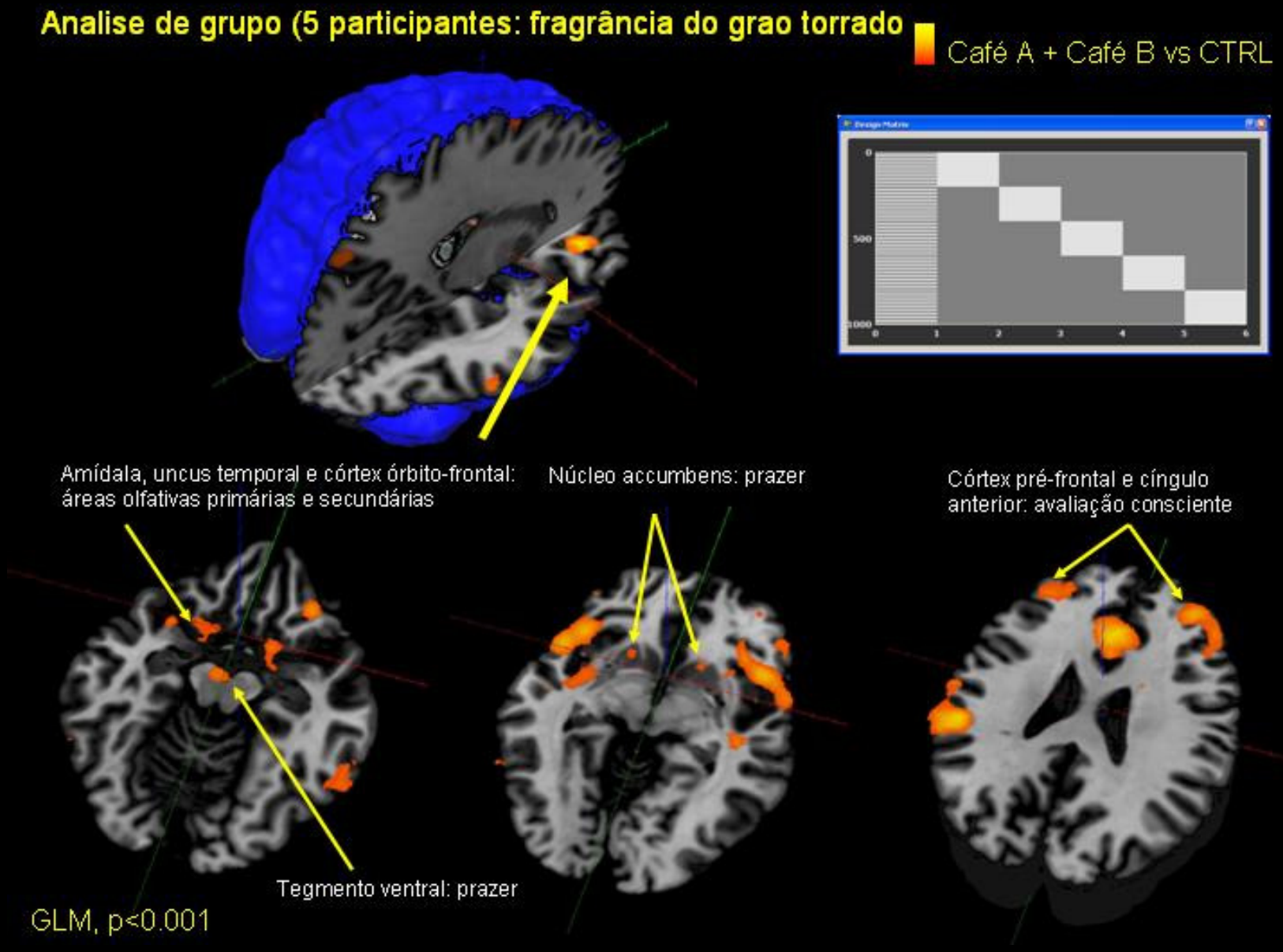
Mão Direita;



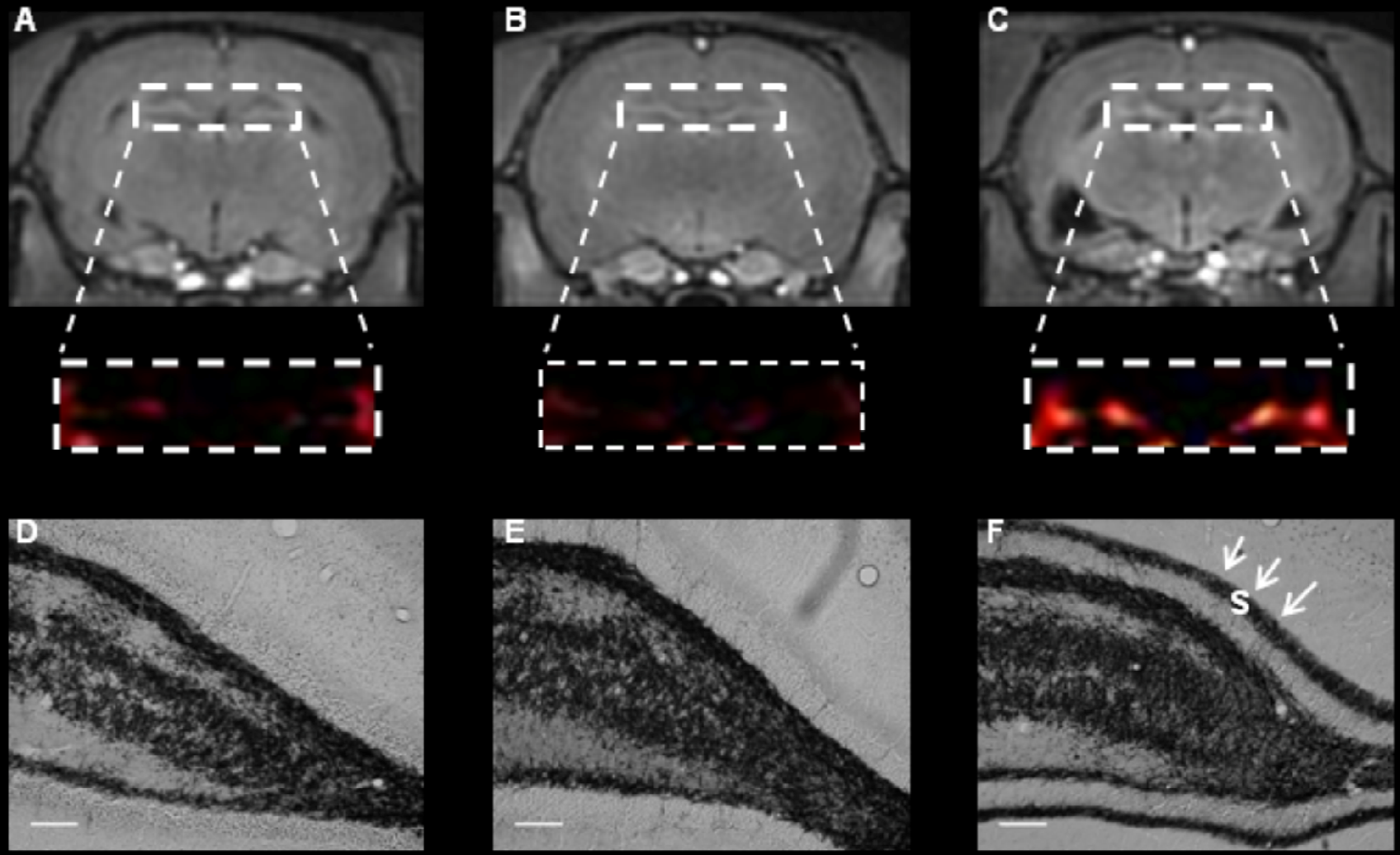
Pé Direito;



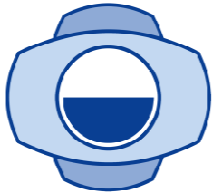
IMAGENS POR RM: FUNCIONAIS (CAFÉ E O CÉREBRO)



IMAGENS POR RM: APLICAÇÃO EM MODELOS ANIMAIS



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Instituto de Física de São Carlos



CIERMag
Centro de Imagens e Espectroscopia
In Vivo por Ressonância Magnética

OBRIGADO!!!

Fernando F. Paiva ***paiva@ifsc.usp.br***