

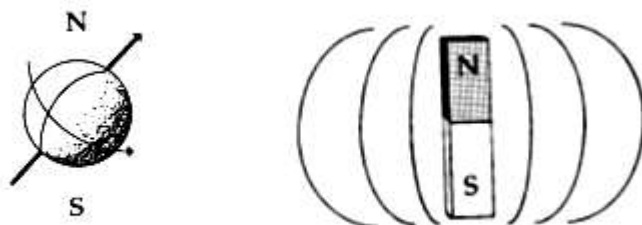
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

NUCLEAR

- Constituintes do átomo: electrões e núcleo.
- Constituintes do núcleo (nucleões): protões e neutrões.
- Características químicas → electrões ; Características físicas → núcleo
- Os nucleões possuem spin $\pm \frac{1}{2}$ e o spin do núcleo é determinado pelo emparelhamento dos protões e neutrões.
- Em RMN é possível usar qualquer núcleo com spin diferente de zero (possibilidade de fazer espectroscopia de RMN), em imagem, por razões de abundância e de sensibilidade usa-se, em geral, o hidrogénio.

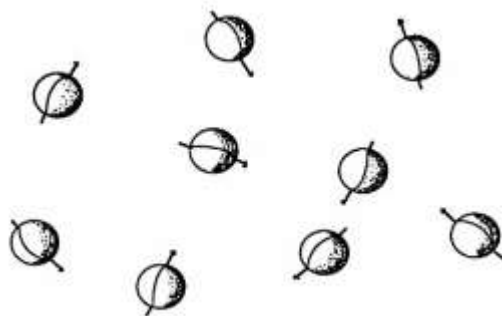
MAGNÉTICA

- Classicamente o spin está relacionado com o campo magnético associado ao movimento de rotação de cargas.



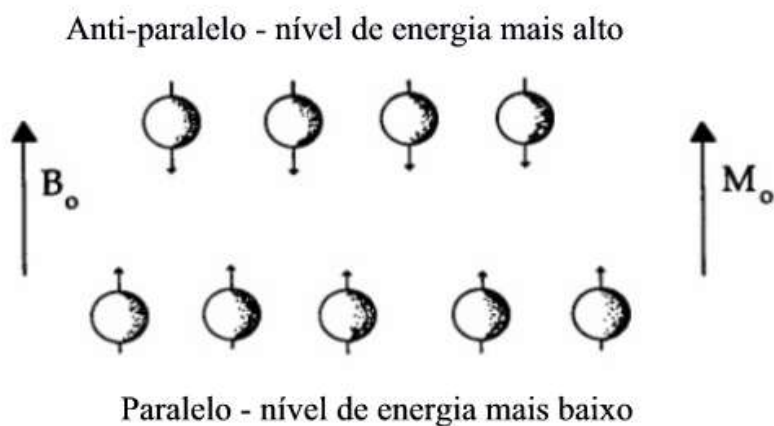
Aproximação de um spin a um íman.

- Na ausência de qualquer campo externo a orientação dos spins é aleatória → a magnetização total é zero



Spins na ausência de um campo magnético.

- Na presença de um campo magnético os spins alinham-se paralela ou anti--paralelamente (diferença entre a mecânica newtoniana e a mecânica quântica).



Spins num meio onde se estabeleceu um campo magnético B_0 .

- O campo magnético da terra é de 0,00005T ($5 \times 10^{-5}T$), enquanto que o campo magnético dos equipamentos médicos rondam 1T.
- A população que se alinha paralelamente ao campo magnético, por corresponder a uma energia mais baixa, é ligeiramente maior do que aquela que se alinha anti-paralelamente → magnetização total diferente de zero.

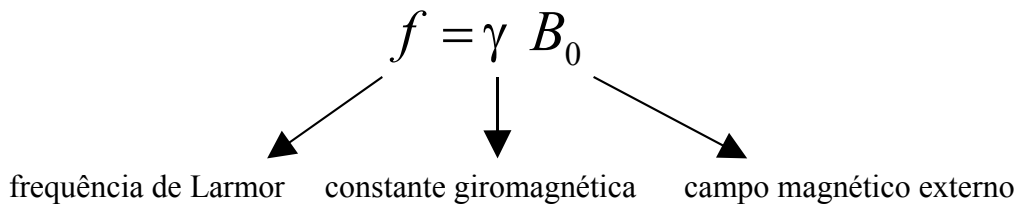
RESSONÂNCIA

- Classicamente assume-se que os spins precessam em torno do campo magnético externo e não estão perfeitamente alinhados segundo o campo magnético (a magnetização total é que possui a direcção do campo)

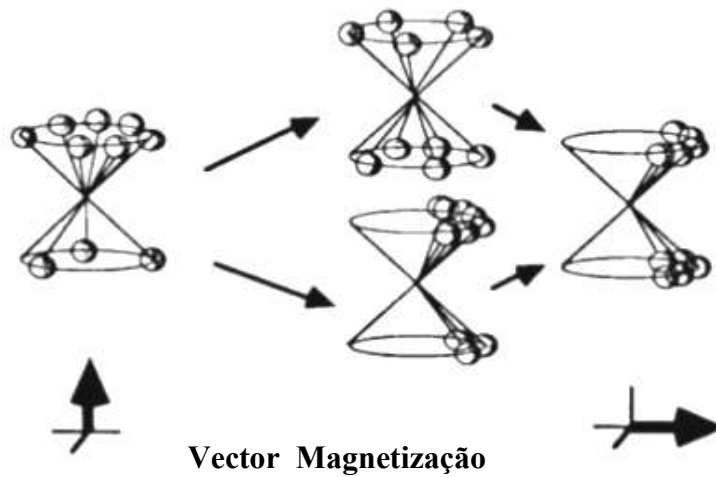


Spins a precessarem em torno de um campo magnético. Magnetização total.

- A frequência com que os núcleos precessam é a de Larmor e cumpre:

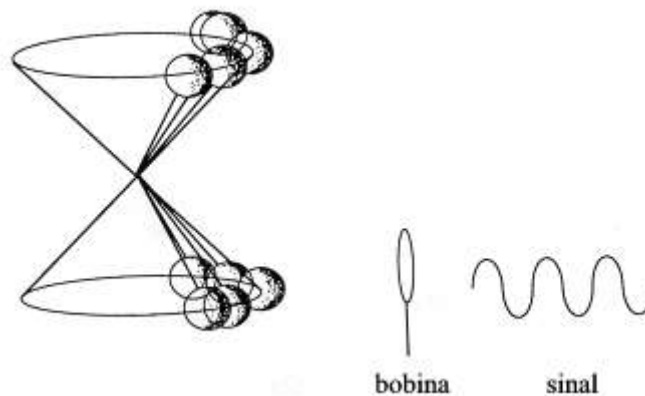


- f corresponde à gama das radio-frequências: radiação não-ionizante à qual o corpo é transparente.
- A aplicação de um campo de radio-frequências tem como consequências:
 - ◆ colocar os spins em fase
 - ◆ aumentar a população correspondente aos spins anti-paralelos



Consequências da aplicação de um campo de radio frequência na magnetização total.

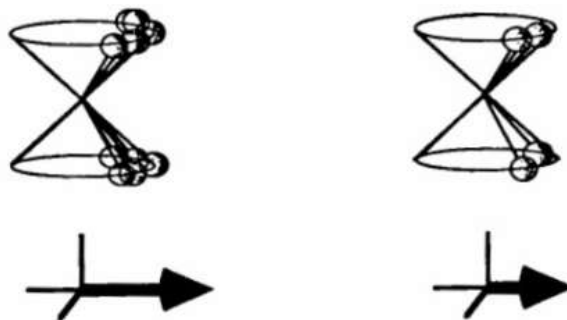
- Ao sujeitar o corpo a impulsos de 90° (ou outros) a magnetização total passa a ter uma componente transversal e é esta que é medida através de bobinas transversais.



O sinal medido corresponde à componente transversal da magnetização.

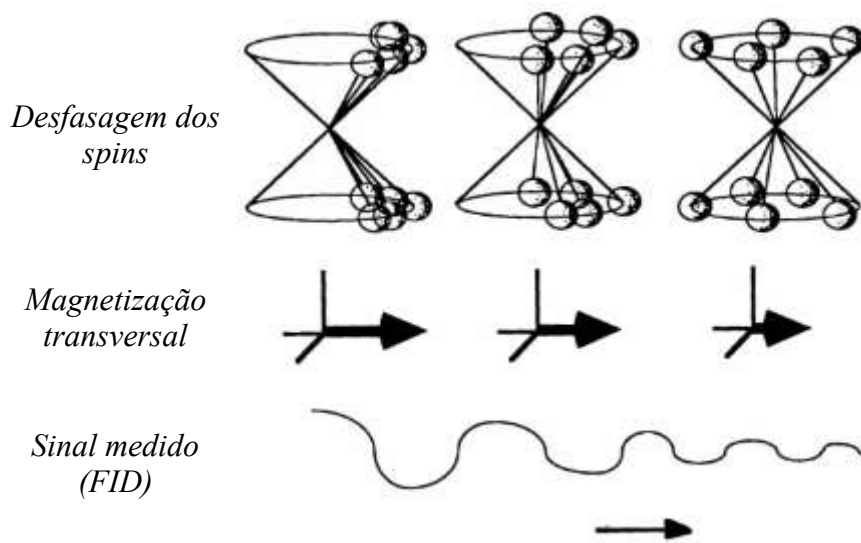
PARÂMETROS DAS IMAGENS DE RMN

- Repare-se que a magnetização inicial é proporcional a densidade protónica.

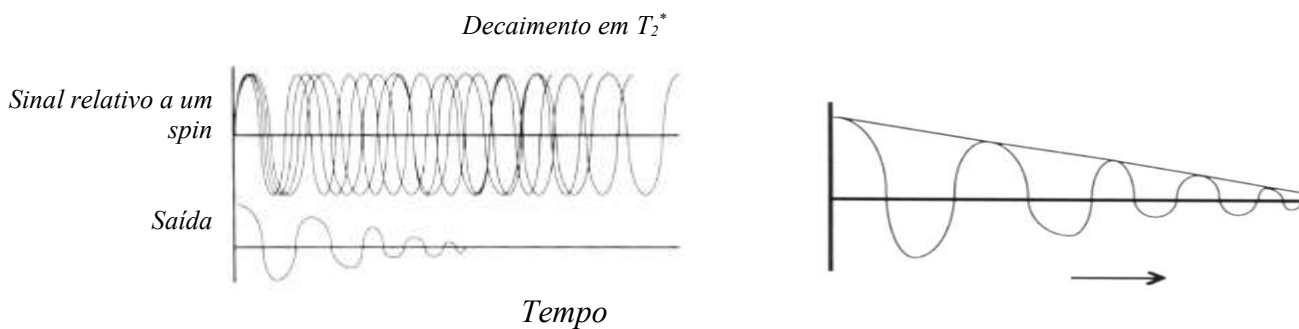


Magnetização total

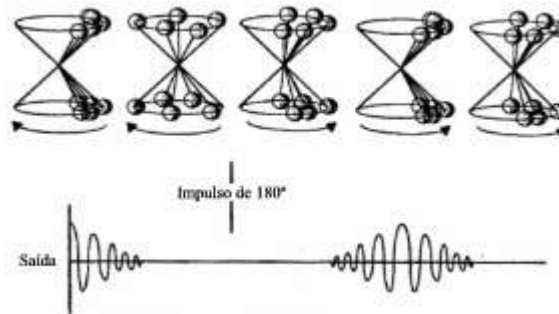
- Como há desfasagem dos spins, o sinal medido nas bobinas vai decaindo (FID – Free Induction Decay).



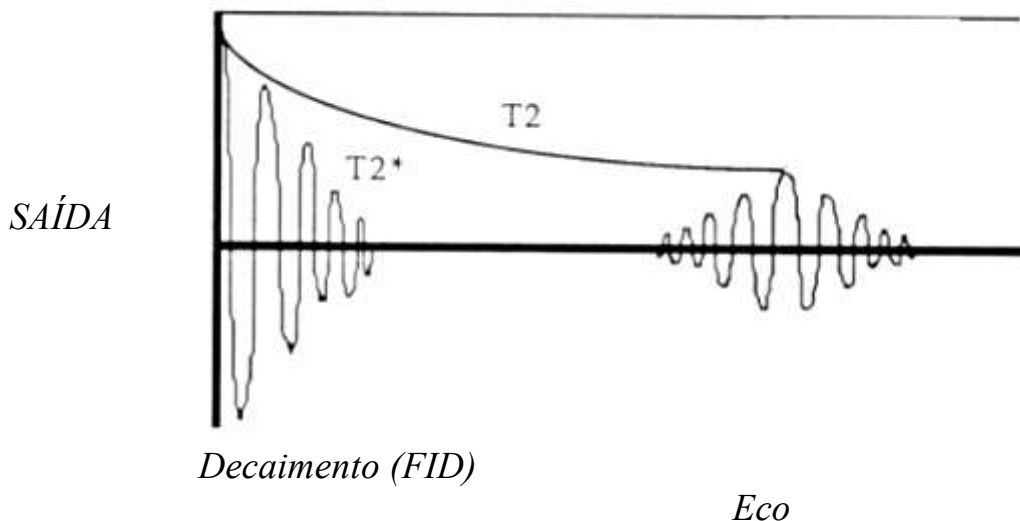
Tempo



- Esta desfasagem está relacionada com o facto de cada núcleo estar sujeito a um campo magnético diferente, devido às heterogeneidades do campo. De modo que a constante de tempo associada a este decaimento (T_2^*) dá uma medida dessas mesmas heterogeneidades, as quais não dependem do doente.
- Uma noção importante na técnica de imagem de RMN é a de eco de spin (impulsos de 180°):



- Mesmo usando a técnica de ecos, o sinal vai decaindo, desta vez com uma constante de tempo T_2 (tempo de relaxação spin/spin) relacionada com as heterogeneidades do campo devido à constituição dos tecidos.



- T_2 é definido como o tempo necessário para que a magnetização decaia para 37% do seu valor inicial.

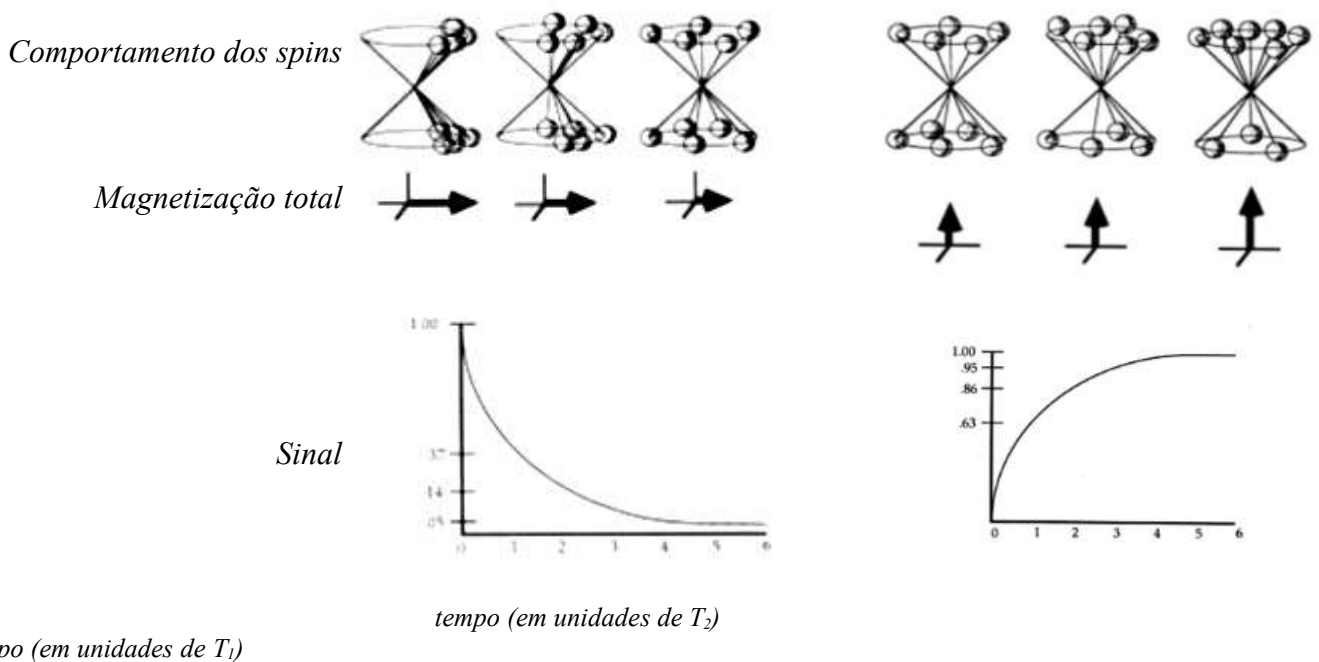
$$I = f(e^{-TE/T_2})$$

onde TE é o tempo entre o impulso de 90° e o eco que se mede. Ou seja, depende do instante em que é emitido o impulso de 180° .

- O valor da magnetização é também modificado devido à diferença entre o povoamento das populações. Ou seja, existe também uma constante de tempo relacionada com a recuperação da magnetização longitudinal.
- A essa constante dá-se o nome de tempo de relaxação spin/rede (T_1) e é o tempo que demora a recuperar 63% da magnetização longitudinal inicial:

$$I = f(1 - e^{-TR/T_1})$$

onde TR é o tempo total até ao novo impulso de 90° .

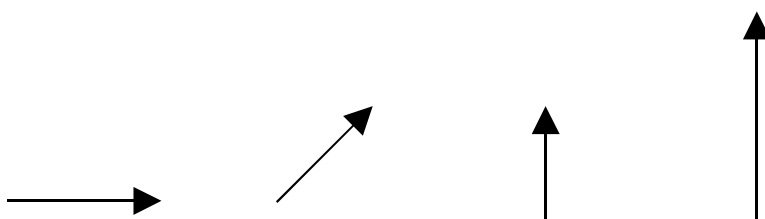


- O sinal vem, então, dado por:

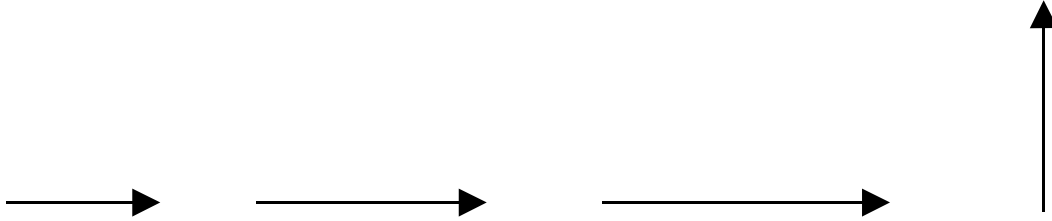
$$I \propto N e^{-TE/T_2} (1 - e^{-TR/T_1})$$

- Esquema da diferença entre T_1 e T_2 :

se T_1 fosse muito longo relativamente a T_2 a evolução da magnetização total seria:



se T_2 fosse muito longo relativamente a T_1 a evolução da magnetização total seria:



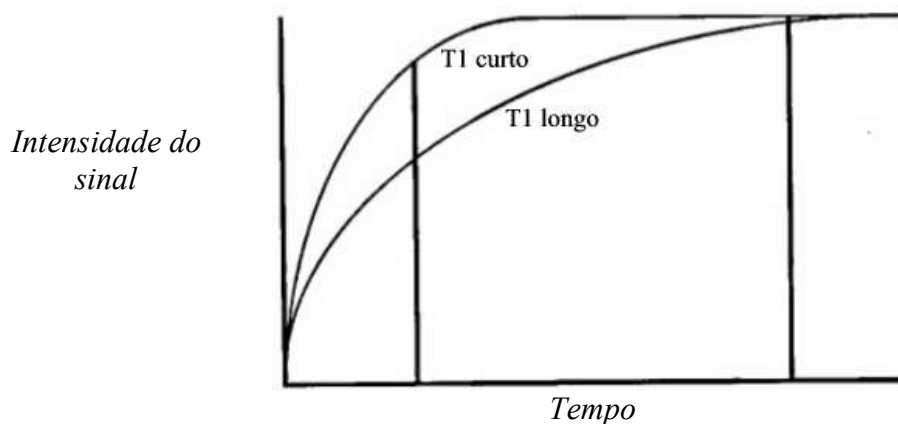
- Uma das formas de melhorar a razão sinal/ruído (embora esteja a cair em desuso) é a repetição de sequências.
- O grande poder de discriminação da RMN deve-se às suas enormes possibilidades de controlo do contraste: densidade protónica, T_1 e T_2 .
- Em situações biológicas T_1 e T_2 estão dentro dos parâmetros:

$$200 \text{ ms} < T_1 < 2000 \text{ ms} \quad \text{e} \quad 50 \text{ ms} < T_2 < 500 \text{ ms}$$

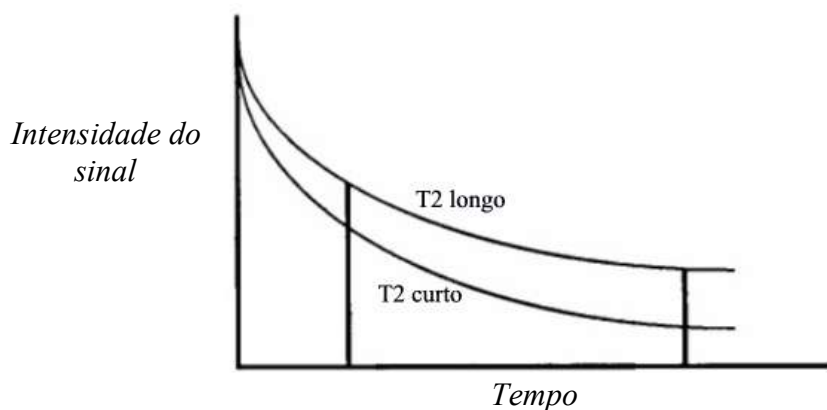
FORMAS DE CONTRASTE EM IMAGENS DE RMN

- A densidade protónica afecta o sinal de um modo multiplicativo:
 - ◆ regiões com muitos protões aparecem brancas (ex: gorduras e fluidos)
 - ◆ regiões com poucos protões aparecem pretas (ex: cálcio, ar, tecidos fibrosos, osso cortical), que se distinguem dos tecidos à volta por contraste com estes.
- As imagens de densidade protónica são obtidas com TR longos e TE curtos.
- Quanto ao T_1 verifica-se que a água apresenta um T_1 longo e o colesterol, por exemplo, um T_1 curto. O que se deve ao facto de os movimentos das moléculas no segundo caso serem mais lento e, portanto, mais próximos da frequência de Larmor.
- Quando a água se liga às fronteiras das moléculas T_1 diminui, pois a mobilidade torna-se menor.

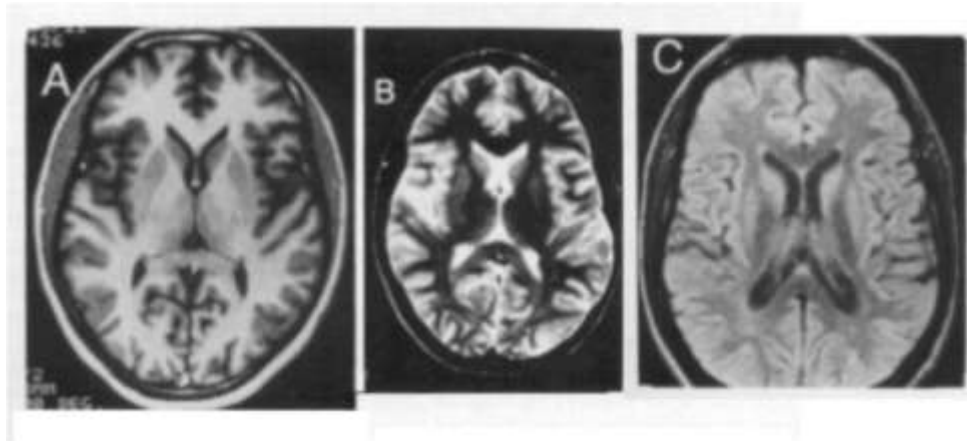
- Nos sólidos e nas grandes moléculas T_2 é curto, enquanto que nos fluidos é mais longo, uma vez que no primeiro caso existem campos magnéticos intrínsecos, que, no segundo, tendem para zero, devido à mobilidade das moléculas.
- Uma imagem com contraste em T_1 exige um TR curto (o que implica uma diminuição na qualidade da imagem – é necessário um compromisso entre os dois factores).



- Numa imagem com contraste em T_1 aparece a branco: a gordura, os fluidos com proteínas, as moléculas com lípidos, as hemorragias subagudas, a melanina e o gadolínio; a escuro: os neoplasmas, os edemas, as inflamações, os fluidos puros e o líquido céfalo-raquidiano.
- Uma imagem com contraste em T_2 exige um TE longo (o que também implica perda na qualidade da imagem).

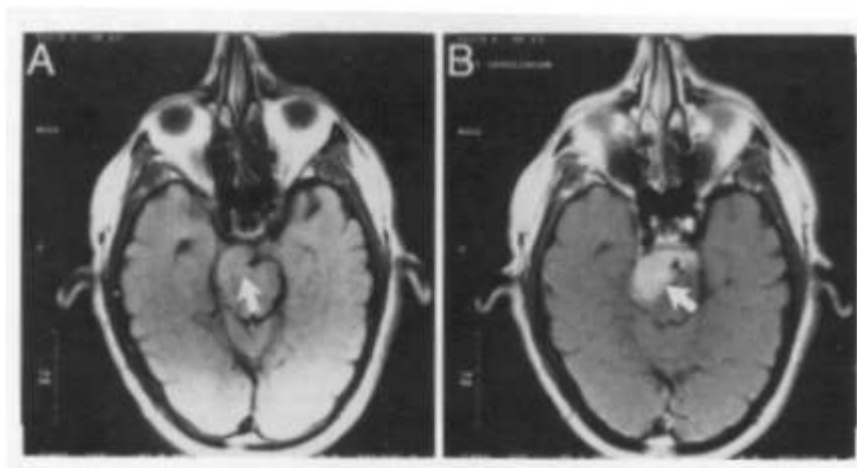


- Numa imagem com contraste em T_2 aparece a branco: os neoplasmas, as inflamações e quaisquer situações que aumentem a quantidade de água livre; a escuro: as substâncias que contenham ferro.
- Para observar os contrastes possíveis consultar a figura seguinte:



Ponderação em: T_1 T_2 densidade protónica

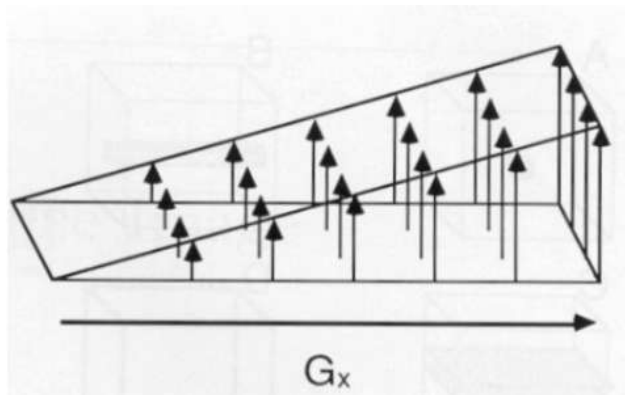
- Um outro factor que influencia o sinal é a presença de substâncias com diferentes susceptibilidades magnéticas (importância dos electrões desemparelhados). Esta propriedade pode ser utilizada na administração de substâncias de contraste (gadolínio, por ex.).
- Este agente de contraste actua prioritariamente em T_1 (interacção protão/electrão).



Imagens sem com contraste

FORMAÇÃO DA IMAGEM

- Utilização de gradientes de campo para a formação de imagens:



Gradiente de Campo Magnético em x

- Quando este estratagema é utilizado, o sinal medido tem que ser descodificado (utilização de Transformadas de Fourier que permitem dividir o sinal em diferentes frequências).
- Existência de artefactos devido ao facto de os spins estarem em movimento.