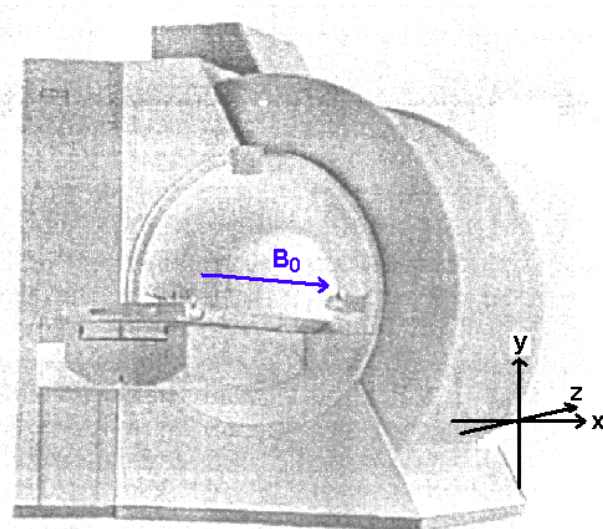


## Princípios físicos da Ressonância Magnética (RM)

Dra. Maria García Otaduy  
Profa. Dra. Claudia da Costa Leite

Na técnica de Ressonância Magnética (RM) aplicada à medicina trabalha-se principalmente com as propriedades magnéticas do núcleo de hidrogênio ( $^1\text{H}$ ), que é o menor núcleo que existe e consta de um próton. O próton tem carga positiva, e devido ao movimento giratório deste em torno do seu próprio eixo, gera-se um pequeno campo magnético, isto é, para cada próton temos também o que chamamos de um spin magnético. Como descrito acima, a imagem de ressonância magnética baseia-se no sinal proporcionado pelo núcleo de hidrogênio  $^1\text{H}$ , por duas razões: o sinal magnético do núcleo do  $^1\text{H}$  é bem superior ao de outros núcleos magnéticos, e, o hidrogênio é o átomo mais abundante no corpo humano, principalmente devido à concentração da água. No corpo humano temos milhões e milhões de prótons. Quando os prótons não se encontram sob a influência de nenhum campo magnético exterior, o spin magnético de cada um deles está apontando para uma direção diferente, de maneira que a soma vetorial de todos eles é igual a zero. Fala-se que a magnetização total  $M_{\text{tot}}$  é igual a zero ( $M_{\text{tot}}=0$ ).

Para podermos obter um sinal de RM precisamos colocar o paciente a ser examinado dentro de um campo magnético alto, o qual pode variar de 0.2 a 3.0 T (1 T =  $10^4$  Gauss) dependendo do aparelho. Este campo magnético, chamado de campo magnético externo  $B_0$ , é gerado pela corrente elétrica circulando por um supercondutor que precisa ser continuamente refrigerado até uma temperatura de 4K (Kelvin), por meio de hélio líquido, a fim de manter as características supercondutoras do magneto. O campo magnético é maior e mais homogêneo no centro do magneto, onde o paciente será posicionado, mas não devemos esquecer que também existe um campo magnético em volta do magneto, o suficientemente forte para causar estragos se algum objeto metálico ficar por perto.



Após o paciente ser posicionado no centro do magneto, os spins começam a “sentir” o efeito do campo magnético externo  $B_0$  e orientam-se em paralelo ou anti-paralelo ao  $B_0$ . Só existem estas duas possibilidades e cada uma destas orientações corresponde a um nível energético diferente. Para os spins poderem ficar em anti-paralelo ao  $B_0$  eles precisam de um pouco mais de energia. Por isso, no estado de equilíbrio, temos um pequeno excesso de spins em paralelo ao  $B_0$ . O resultado é que a soma vetorial de todos os spins já não é zero: temos uma magnetização total ( $M_{tot}$ ) em paralelo ao  $B_0$ . O  $B_0$  tem um efeito a mais sobre os spins. Eles começam a fazer um movimento de precessão em torno do  $B_0$ , com uma frequência determinada, a frequência de Larmor  $\omega_L$ , a qual é proporcional ao  $B_0$  e à constante giromagnética  $\gamma$  de cada núcleo ( $\omega_L = \gamma B_0$ ), isto é, cada núcleo tem uma  $\omega_L$  característica. A  $\omega_L$  do hidrogênio num  $B_0$  de 1.5 T é de aprox. 63 MHz, isto é, o spin dá 63 milhões de voltas em torno do  $B_0$  por segundo.

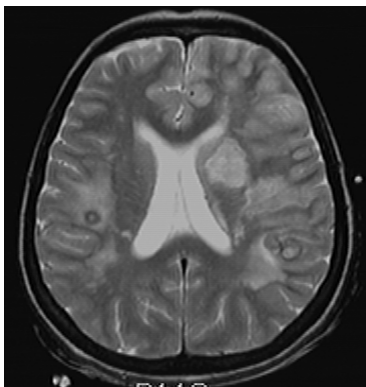
Embora tenhamos já uma magnetização diferente de zero, esta ainda não pode ser medida, para isso precisamos deslocar a magnetização para um eixo perpendicular ao  $B_0$ , o qual chamamos de eixo transversal. Para passar a magnetização do eixo longitudinal ao transversal precisamos de emitir uma onda eletromagnética da mesma frequência que  $\omega_L$ , o que chamamos de onda de radiofrequência (rf) com campo magnético de  $B_1$  (que corresponde à amplitude da onda) e perpendicular ao  $B_0$ . Como a frequência do  $B_1$  corresponde a  $\omega_L$  temos o que se descreve classicamente como efeito de ressonância, no qual o  $B_0$  é cancelado e a magnetização passa a “sentir” só o efeito do  $B_1$ , e com isso, passa a fazer um movimento de precessão em torno de  $B_1$ , no eixo transversal, sem deixar de girar em torno de  $B_0$  com a frequência de Larmor.

Uma vez a magnetização estando sobre o eixo transversal a onda de rf é desligada e podemos começar medir a magnetização com o receptor no eixo transversal. O que nosso receptor registra é uma voltagem induzida pelo movimento de precessão da magnetização transversal em torno ao  $B_0$ , que oscila com  $\omega_L$  e cuja amplitude vai diminuindo exponencialmente. Este sinal é o que se chama de “Free Induction Decay” (FID) ou Decaimento de Indução Livre (DIL). A amplitude do FID diminui com o tempo por causa do processo de relaxamento, que é o mecanismo pelo qual a magnetização vai voltar lentamente ao estado inicial de equilíbrio. Na realidade, a rapidez com que o conjunto de spins volta ao estado de equilíbrio depende do tipo de tecido ao que eles pertencem. Lembremos que no estado de equilíbrio o vetor de magnetização total está apontando na direção z do campo magnético externo  $B_0$  ( $M_z = M_{tot}$ ) e não há nenhum componente de magnetização transversal ( $M_{xy} = 0$ ). No processo de relaxamento distinguimos dois tipos de relaxamento: relaxamento longitudinal ( $M_z \rightarrow M_{tot}$ ) e relaxamento transversal ( $M_{xy} \rightarrow 0$ ), os quais são descritos pelas constantes de tempo T1 e T2, respectivamente. Quanto mais longo o T1 e o T2 mais tempo demora o processo de relaxamento. T2 é sempre menor (ou igual) a T1, isto é, a magnetização transversal decresce mais rapidamente do que a magnetização longitudinal demora para voltar ao valor inicial. O valor de T1 e T2 depende da intensidade das interações entre os spins magnéticos e da frequência com que estas interações

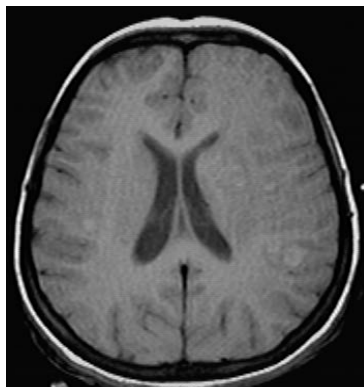
estão sendo moduladas. Pode se falar que T1 e T2 dependem das propriedades moleculares de cada tecido, e assim podemos diferenciar a gordura, a substância branca, a substância cinzenta, o edema ou o liquor através de seus diferentes tempos de relaxamento, já que T1 e T2 aumentam nesta ordem.

Na hora de registrar o "FID" nós podemos escolher certos parâmetros que vão determinar se o contraste da imagem final vai ser ponderado em T1, T2 ou densidade de prótons (DP). Na imagem T1 tecidos com T1 longo aparecem com hipossinal e tecidos com T1 curto com hipersinal. Na imagem pesada em T2 tecidos com T2 curto aparecem com hipossinal e tecidos com T2 longo aparecem com hipersinal. Na imagem ponderada em DP, o contraste T1 e T2 é minimizado de tal maneira que o contraste final da imagem representa a densidade de prótons no tecido. Por isso, em lugares onde temos acumulação de água (por exemplo, em edemas) podemos observar hipersinal na imagem pesada em DP. Na RM trabalhamos também com contrastes externos intravenosos. Trata-se de contrastes paramagnéticos, em geral derivados de gadolínio, cuja função é diminuir os tempos de relaxação dos tecidos com os quais entram em contato. Os elétrons do gadolínio podem interagir intensamente com os spins magnéticos dos nossos prótons, fazendo com que estes relaxem rapidamente, ou seja, diminuimos o T1 e T2 dos nossos tecidos. Por isso, se obtemos imagens pesadas em T1 após injeção do contraste, podemos observar hipersinal nas regiões onde chega o contraste paramagnético, por exemplo no cérebro, nas regiões onde temos quebra de barreira hemato-encefálica.

A seguir podemos observar exemplos de imagens pesadas em T2, T1, DP e imagens T1 após a injeção de contraste paramagnético.



**T2**



**T1**



**DP**

Além destas imagens morfológicas através da técnica de Ressonância Magnética (RM) também podem se obter imagens pesadas em fluxo (angiografias), difusão, perfusão ou imagens funcionais (através das quais pode se estudar a ativação cerebral). Outra aplicação da RM é a espectroscopia que representa um análise bioquímica do tecido "in vivo".