

Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional

Magnetic resonance: principles of image formation and applications in functional imaging

Alessandro A Mazzola¹

¹Bacharel e Licenciado em Física pela Pontifícia Universidade do Rio Grande do Sul (PUCRS) – Rio Grande do Sul (RS), Brasil; Mestre em Ciências Radiológicas pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) – Rio de Janeiro (RJ), Brasil; Físico-médico do Hospital Moinhos de Vento; Professor da Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) e da Faculdade de Tecnologia Ipuc (FATIPUC) e sócio da PhyMED Consultores em Física Médica e Radioproteção Ltda. – Porto Alegre (RS), Brasil.

Resumo

A imagem por ressonância magnética é hoje um método de diagnóstico estabelecido na prática clínica e em crescente desenvolvimento. A RM funcional se destaca como uma das técnicas que vem permitindo explorar funções cerebrais como a memória, linguagem e controle da motricidade. Esta revisão tem por objetivo explorar de forma introdutória e simplificada a física da imagem por ressonância magnética e demonstrar os mecanismos e aplicações da RM funcional.

Palavras-chave: física; imagem por ressonância magnética; neurologia.

Abstract

Magnetic resonance imaging is a well established diagnostic procedure and in continuous development. Functional MR is one of the techniques that permits to explore the brain functions like memory, language and motor tasks. This revision aims to explore the physics of magnetic resonance imaging in an introductory and simplified way and to demonstrate the functional MR mechanisms and applications.

Keywords: physics; magnetic resonance imaging; neurology.

Introdução

A imagem por ressonância magnética (IRM) é hoje um método de diagnóstico por imagem estabelecido na prática clínica e em crescente desenvolvimento. Dada a alta capacidade de diferenciar tecidos, o espectro de aplicações se estende a todas as partes do corpo humano e explora aspectos anatômicos e funcionais.

A ressonância magnética funcional (RMf) se destaca como uma das técnicas de IRM que vem permitindo explorar funções cerebrais como a memória, linguagem e controle da motricidade.

A física da ressonância magnética nuclear (RMN), aplicada à formação de imagens, é complexa e abrangente, uma vez que tópicos como eletromagnetismo, supercondutividade e processamento de sinais devem ser abordados em conjunto para o entendimento desse método.

Esta revisão tem por objetivo explorar de forma introdutória e simplificada a física da imagem por ressonância magnética e demonstrar os mecanismos e aplicações da

RMf, servindo como texto de apoio para o aprofundamento do assunto através das referências citadas.

Física da RMN

A IRM é, resumidamente, o resultado da interação do forte campo magnético produzido pelo equipamento com os prótons de hidrogênio do tecido humano, criando uma condição para que possamos enviar um pulso de radiofrequência e, após, coletar a radiofrequência modificada, através de uma bobina ou antena receptora. Este sinal coletado é processado e convertido numa imagem ou informação.

Apesar do fenômeno físico da RMN ter sido descrito em 1946 por Block e Purcell em artigos independentes da *Physics Review*^{1,2}, as primeiras imagens do corpo humano só foram possíveis cerca de trinta anos após. Este intervalo de tempo demonstra a complexidade deste método e a necessidade, para a formação da imagem, do uso de

tecnologias aparentemente tão distintas como os supercondutores e o processamento de sinais.

RMN

As propriedades de ressonância magnética têm origem na interação entre um átomo em um campo magnético externo; de forma mais precisa, é um fenômeno em que partículas contendo momento angular e momento magnético exibem um movimento de precessão quando estão sob ação de um campo magnético.

Os principais átomos que compõem o tecido humano são: hidrogênio, oxigênio, carbono, fósforo, cálcio, flúor, sódio, potássio e nitrogênio. Estes átomos, exceto o hidrogênio, possuem no núcleo atômico prótons e nêutrons.

Apesar de outros núcleos possuírem propriedades que permitam a utilização em IMR, o hidrogênio é o escolhido por três motivos básicos:

- é o mais abundante no corpo humano: cerca de 10% do peso corporal se deve ao hidrogênio³;
- as características de RMN se diferem bastante entre o hidrogênio presente no tecido normal e no tecido patológico;
- o próton do hidrogênio possui o maior momento magnético e, portanto, a maior sensibilidade a RMN.

Spin e o momento magnético

O átomo de hidrogênio, o mais simples da tabela periódica, possui como núcleo o próton. Os prótons são partículas carregadas positivamente, que possuem uma propriedade chamada de spin ou momento angular.

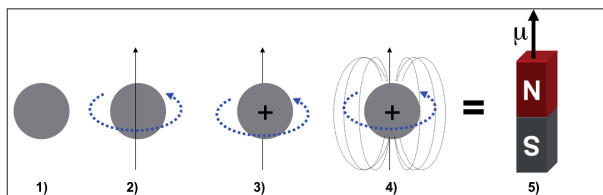


Figura 1. O próton de hidrogênio pode ser visto como uma pequena esfera (1), que possui um movimento de giro, ou spin, em torno do seu próprio eixo (2); por ser uma partícula carregada positivamente (3), irá gerar um campo magnético próprio ao seu redor (4), comportando-se como um pequeno dipolo magnético (4) ou como um ímã (5), com um momento magnético (μ) associado.

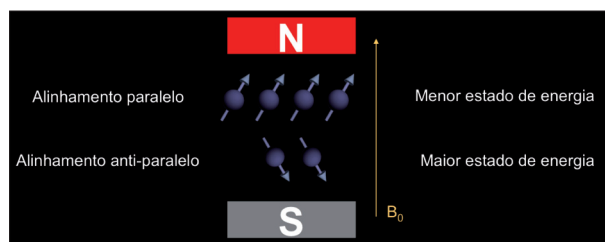


Figura 2. Prótons de hidrogênio sob ação do campo magnético externo aplicado. Os prótons se distribuem em dois níveis de energia, sendo que um pequeno número maior de prótons se alinha paralelamente.

Como o objetivo é ter uma visão simplificada e introdutória da física relacionada à IRM, vamos admitir que o spin represente o movimento de giro do próton em torno de seu próprio eixo, da mesma forma que um pequeno pião. Para o próton de hidrogênio, o spin (l) pode ser $+1/2$ ou $-1/2$, o que na nossa analogia clássica pode representar o prótons girando para um lado ou para o outro.

Juntamente com o spin, o próton de hidrogênio possui outra propriedade chamada de momento magnético, que faz com que o mesmo se comporte como um pequeno ímã.

Esta analogia é válida se visualizarmos o próton como uma pequena esfera carregada (carga positiva) e girando em torno de seu próprio eixo (spin). Como para toda partícula carregada em movimento acelerado surge um campo magnético associado, o próton de hidrogênio se comporta como um pequeno magneto, ou um dipolo magnético. Podemos utilizar um vetor para descrever cada dipolo magnético, ou cada próton, como mostra a Figura 1.

E o que acontece quando um próton de hidrogênio ou um conjunto de prótons de hidrogênio é colocado sob ação de um campo magnético externo? Ou seja, o que ocorre com os prótons do corpo do paciente quando o mesmo é posicionado dentro do magneto?

Para responder esta pergunta, é importante entendermos que na temperatura média de $36,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ do corpo humano, e sob ação do fraco campo magnético terrestre de $0,3$ gauss (ou 3×10^{-5} tesla, uma vez que o fator de conversão é de $1\text{ T} = 10.000\text{ G}$), os momentos magnéticos não possuem uma orientação espacial definida, se distribuindo de forma randômica. Esta distribuição aleatória faz com que a magnetização resultante de um volume de tecido seja igual a zero.

Quando o paciente é posicionado no interior do magneto e fica sob ação de um campo magnético de, por exemplo, $1,5\text{ T}$, os prótons de hidrogênio irão se orientar de acordo com a direção do campo aplicado, como se fossem pequenas bússolas; porém, ao contrário das bússolas, que apontariam seu norte marcado na agulha para o sul magnético, os prótons de hidrogênio apontam tanto paralelamente quanto antiparalelamente ao campo. As duas orientações representam dois níveis de energia que o próton pode ocupar: o nível de baixa energia (alinhamento paralelo) e o nível de maior energia (alinhamento antiparalelo), como mostra a Figura 2. No modelo quântico, um dipolo nuclear somente pode ter $2l+1$ orientações com o campo, correspondendo a $2l+1$ níveis de energia. O próton de hidrogênio ($l=1/2$) possui duas possíveis orientações, que correspondem aos níveis de baixa e alta energia.

A distribuição dos spins nos dois níveis é regida pela distribuição de Boltzmann (Equação 1):

$$\frac{N_P}{N_{AP}} = e^{-\frac{E}{kT}} \quad (1)$$

onde:

N_P : número de spins alinhados paralelamente;

N_{AP} : número de spins alinhados anti-paralelamente;

k : constante de Boltzmann ($k=1,3805 \times 10^{-23}$ joules/kelvin);

T : temperatura absoluta, em kelvin.

Para um campo magnético de 1,5 T e na temperatura média do tecido humano, a diferença entre os spins que ocupam o estado de menor energia e o de maior energia é de aproximadamente 5 para 1 milhão. Do ponto de vista prático é somente com estes cinco spins resultantes que poderemos trabalhar para produzir sinal detectável na bobina.

Movimento de precessão e equação de Larmor

Na tentativa de alinhamento com o campo, e por possuir o spin, surge um segundo movimento chamado de precessão. A analogia com um pião sob a ação do campo gravitacional é válida para entendermos este movimento.

Sob ação de um campo magnético, os prótons de hidrogênio irão precessar a uma frequência ω determinada pela equação de Larmor (Equação 2):

$$\omega = \gamma B_0 \quad (2)$$

onde:

γ : razão giromagnética;

B_0 : valor do campo magnético externo aplicado.

Para o hidrogênio, a razão giromagnética é de 42,58 MHz/T. Portanto, se considerarmos um campo de 1,5 T, a frequência de precessão será de 63,87 MHz.

Uma regra importante a ser sempre lembrada é que qualquer alteração no valor do campo magnético irá alterar a frequência de precessão.

Magnetização do tecido

Como nas imagens a menor unidade será o voxel – sendo este da ordem de $1,0 \text{ mm}^3$ ou mais –, é o efeito combinado dos prótons de hidrogênio que irá nos interessar. A magnetização resultante em cada voxel é o resultado da soma vetorial de todos os spins que resultaram do cancelamento mútuo.

No equilíbrio, a magnetização resultante possui somente a componente horizontal, ao longo de B_0 . É fundamental que neste momento façamos a localização espacial do vetor magnetização.

Coordenadas no espaço (x, y e z): eixo longitudinal e plano transversal

A Figura 3 mostra os eixos de coordenadas (x, y e z) e o vetor que representa o momento magnético de um próton de hidrogênio realizando o movimento de precessão em torno do eixo z, assim como as mesmas coordenadas num típico magneto supercondutor. O eixo z, ou longitudinal, representa a direção de aplicação do campo magnético principal (B_0). O plano xy é chamado de plano transversal.

Utilizando o mesmo sistema de coordenadas, podemos imaginar um elemento de volume de tecido (voxel) contendo 11 spins, como mostra a Figura 4. Os spins irão se alinhar paralelamente (7 spins) e antiparalelamente (4 spins). Realizando o cancelamento mútuo do vetor momento

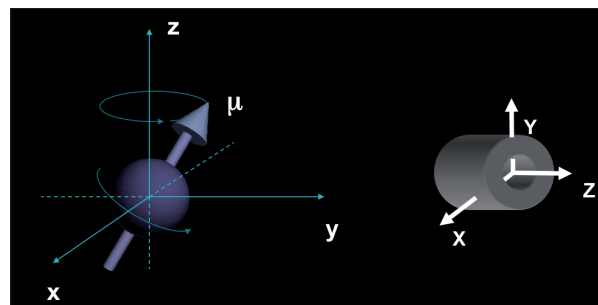


Figura 3. Eixos de coordenadas usados em IRM e o vetor momento magnético (μ) associado ao próton de hidrogênio.

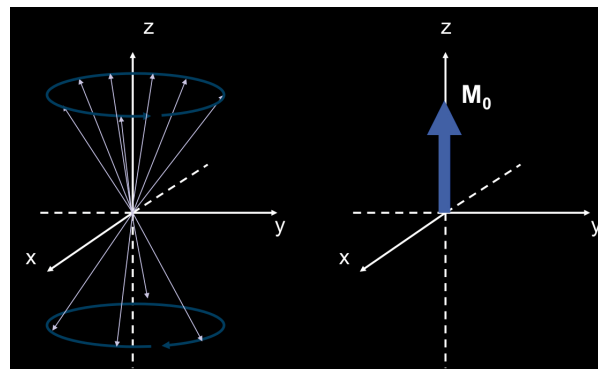


Figura 4. Direita: spins alinhados paralelamente e antiparalelamente ao campo magnético externo aplicado (eixo z), realizando movimento de precessão. Esquerda: Vetor magnetização resultante (M_0) de um elemento de volume do tecido.

magnético dos que estão para cima com os que estão para baixo (7-4=3 spins), uma componente de magnetização resultante M_0 irá surgir alinhada ao eixo longitudinal.

Apesar de todos os momentos magnéticos individuais precessarem em torno de B_0 a uma frequência angular igual a ω , não existe coerência de fase entre eles e, portanto, não existirá componente de magnetização no plano transversal.

Uma bobina posicionada de forma perpendicular ao plano transversal não detectará nenhum sinal, pois não ocorrerá alteração no fluxo magnético.

Aplicação do campo de radiofrequência (B_1)

Para que uma corrente elétrica seja induzida em uma bobina posicionada de forma perpendicular ao plano transversal, é necessário que o vetor magnetização como um todo, ou parte dele, esteja no plano transversal e possua coerência de fase. Se todos os momentos magnéticos individuais forem desviados em 90° para o plano transversal e todos estiverem precessando na mesma posição (mesma fase), teremos o máximo de sinal induzido nesta bobina.

Para reorientar o vetor magnetização, um segundo campo magnético de curta duração (pulso) tem que ser aplicado. Este campo B_1 (pulso de radiofrequência, ou RF) deve ser perpendicular a B_0 e deve estar em fase com a frequência de precessão.

O efeito no vetor magnetização (vetor M) é o de afastá-lo, por um dado ângulo de desvio (α), do alinhamento com B_0 . Um dos pulsos de RF mais utilizados é o que irá resultar em um ângulo de desvio de 90° , transferindo assim todo o vetor M para o plano transversal. Pulsos de 180° também são utilizados e são chamados de pulsos de inversão (Figura 5).

A emissão deste pulso de RF é normalmente feita pela chamada bobina de corpo, e a detecção do sinal é feita por uma bobina local, como a bobina de crânio.

Em resumo, a aplicação do pulso de RF causa dois efeitos:

- transfere energia para o vetor magnetização, desviando-o do alinhamento, ou jogando-o para o plano transversal, quando for de 90° ;

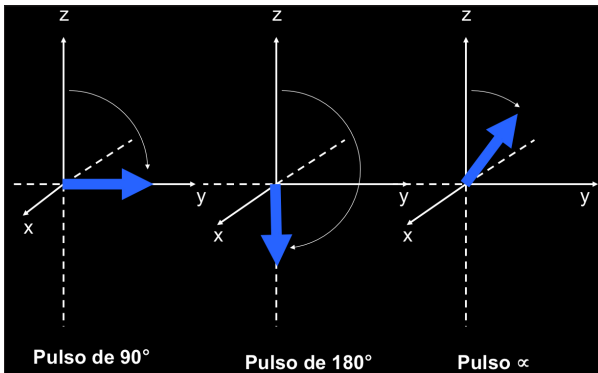


Figura 5. Pulsos de RF e sua nomenclatura. O pulso de 90° é chamado de pulso de excitação, o de 180° de pulso de inversão e o pulso α pode assumir qualquer valor.

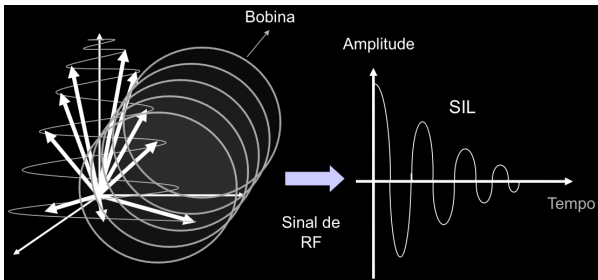


Figura 6. Sinal de Indução Livre (SIL) gerado pelo retorno da magnetização para o alinhamento após a aplicação de um pulso de RF de 90° .

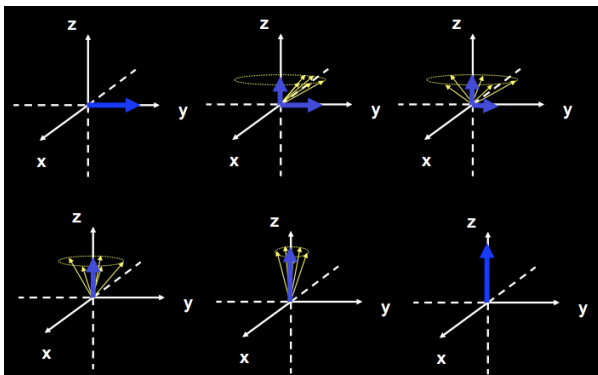


Figura 7. Retorno do vetor magnetização ao equilíbrio.

- faz com que os núcleos precessem, momentaneamente, em fase no plano transversal.

Sinal de indução livre

Com aplicação de um pulso de RF de 90° , por exemplo, a magnetização é jogada no plano transversal e passa a induzir uma tensão elétrica na bobina de frequência ω (sinal de RMN). Quando encerra a aplicação do pulso de RF, o sinal gradualmente decai como resultado do processo de relaxação ou de retorno do vetor magnetização para o equilíbrio, ou seja, para o alinhamento com B_0 .

O formato do sinal induzido (ou sinal de indução livre, SIL) é o de uma onda seno amortecida, como mostra a Figura 6.

Processos de relaxação: longitudinal e transversal

A relaxação dos spins que gera o SIL é causada pelas trocas de energia entre spins e entre spins e sua vizinhança (rede). Estas interações são chamadas de relaxação spin-spin e spin-rede e juntas fazem com que o vetor M retorne ao seu estado de equilíbrio (paralelo a B_0).

Duas constantes de tempo foram criadas para caracterizar cada um destes processos: T_1 e T_2 . A constante T_1 está relacionada ao tempo de retorno da magnetização para o eixo longitudinal e é influenciada pela interação dos spins com a rede. Já a constante T_2 faz referência à redução da magnetização no plano transversal e é influenciada pela interação spin-spin (dipolo-dipolo).

A Figura 7 mostra passo a passo o retorno do vetor magnetização ao equilíbrio após a aplicação de um pulso de RF de 90° . Em amarelo são mostrados os momentos magnéticos individuais. É possível perceber que estes vão se desfasando e com isso ocorre uma redução rápida na componente de magnetização ainda presente no plano transversal.

Retorno da magnetização longitudinal – T_1

A equação que descreve o retorno da magnetização para o eixo longitudinal, mostrada no gráfico da Figura 8, é a seguinte (Equação 3):

$$M_z = M_L = M_0 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (3)$$

onde:

M_z : magnetização no eixo z;

M_L : magnetização longitudinal;

M_0 : magnetização inicial;

t : tempo;

T_1 : constante de relaxação longitudinal.

O tempo necessário para a magnetização longitudinal recuperar 63% do seu valor inicial é chamado de T_1 .

Decaimento da magnetização transversal: tempo T_2

A equação que descreve o decaimento da magnetização no plano transversal, como mostra no gráfico da Figura 9 é a Equação 4:

$$M_{xy} = M_T = M_0 \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (4)$$

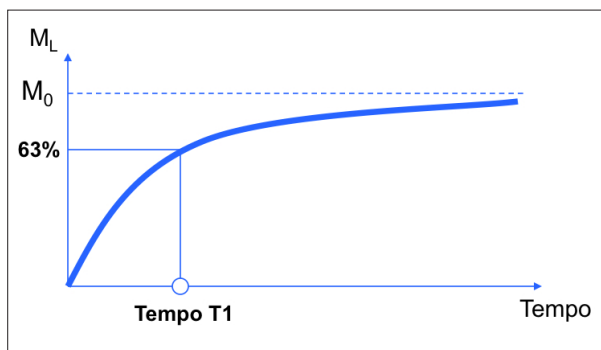


Figura 8. Retorno da magnetização longitudinal.

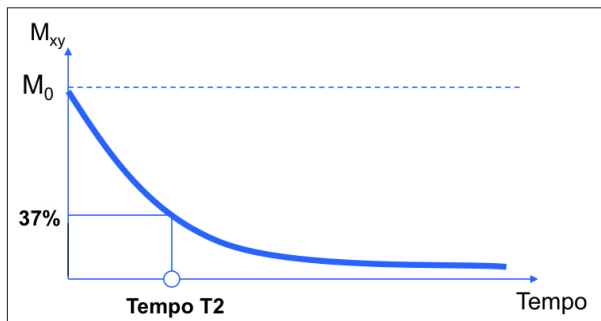


Figura 9. Decaimento da magnetização transversal.

onde:

M_{xy} : magnetização no plano xy;

M_{\perp} : magnetização transversal;

M_0 : magnetização inicial;

t: tempo;

T2: tempo de relação transversal.

O tempo necessário que a magnetização no plano transversal atinja 37% do seu valor inicial é chamado de T2.

Constante de tempo T2* versus T2*

Variações locais do B_0 causam defasagem dos momentos magnéticos, aumentando ainda mais a relaxação no plano transversal e acelerando o decaimento do sinal de indução livre. É conveniente definir outra constante de tempo, chamada T2*, ou T2 estrela (Equação 5):

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_{inomag.}} \quad (5)$$

onde:

$T2_{inomag.}$: descreve o decaimento adicional no sinal devido a inhomogeneidades do campo.

Estas inhomogeneidades podem ter origem nas próprias diferenças de composição dos tecidos do corpo, como também em imperfeições na fabricação e ajustes do magneto. A ressonância magnética funcional irá explorar as alterações no tempo T2*, como veremos mais adiante.

A Tabela 1 apresenta tempos de relaxação T1 e T2 para diversos tecidos a 1,5 T⁴. Os valores devem servir apenas como referência, pois uma medida quantitativa dos tempos de relaxação pode resultar em valores

Tabela 1. Tempos de relaxação T1 e T2 aproximados para diversos tecidos do corpo humano a 1,5 T

Tecido	T1 (ms)	T2 (ms)
Substância branca	790	90
Substância cinzenta	920	100
Líquido céfalo-raquidiano (líquor)	4000	2000
Sangue (arterial)	1200	50
Parênquima hepático	490	40
Miocárdio	870	60
Músculo	870	50
Lipídios (gordura)	260	80

bastante diferentes. É possível perceber que estas diferenças nos tempos de relaxação poderão ser usadas para gerar contraste entre os tecidos nas imagens (Figura 10), e que esta é uma vantagem da RM sobre os demais métodos de diagnóstico.

Ecos de spins

Até aqui tratamos do fenômeno da RMN e da observação do SIL, assim como entendemos que existem constantes de relaxação (T1 e T2) que possibilitam diferenciar tecidos. Um aspecto fundamental para a coleta do sinal que irá gerar a imagem de ressonância magnética é o fenômeno de formação de ecos. Este fenômeno foi observado e descrito por Hahn⁵ em 1950 e é a base para estudarmos seqüências de pulso.

Hahn descreveu que, se excitarmos os prótons com um pulso de RF inicial e, após um determinado tempo t, enviarmos um segundo pulso, observaremos que, além do surgimento de sinal na bobina após o primeiro pulso (SIL), também haverá o surgimento de um segundo sinal. Este segundo sinal é um eco do primeiro e aparece na bobina num tempo igual a 2 t. É importante ressaltarmos que o surgimento do eco é um processo natural e ocorre devido a refasagem dos momentos magnéticos induzida pelo segundo pulso de RF. Podemos controlar o momento em que o eco irá surgir através dos tempos e de aplicação dos pulsos, porém a defasagem e refasagem será dependente dos tipos de tecido em questão. Mais tarde abordaremos a seqüência de pulso gradiente eco, na qual poderemos manipular também a defasagem e a refasagem.

Seqüências de pulso spin eco ou eco de spins

A seqüência de pulso spin eco se caracteriza pela aplicação de um pulso inicial de RF de 90°, seguido de um pulso de RF de 180°. Como já descrito anteriormente, o intervalo de tempo t entre a aplicação destes dois pulsos irá determinar o surgimento do eco em 2 t. Chamaremos de tempo de eco (TE) o intervalo de tempo entre a aplicação do pulso inicial de RF de 90° e o pico do eco (Figura 11).

O tempo entre sucessivos pulsos de RF de 90° é chamado de TR, ou tempo de repetição. Enquanto o TE determina o quanto de relaxação no plano longitudinal estará presente no eco, o TR estabelece o quanto de magnetização longitudinal se recuperou entre sucessivos pulsos de 90°.

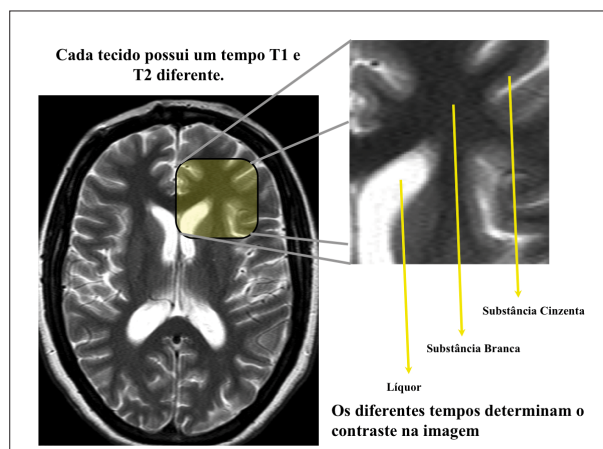


Figura 10. Imagem turbo spin eco ponderada em T2, mostrando na imagem ampliada a resolução de contraste obtida devido as diferenças nos tempos T2 entre os tecidos envolvidos.

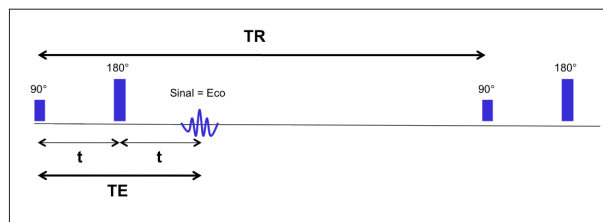


Figura 11. Sequência de pulso spin eco. Pulso de 90° e aplicação no tempo (TE/2) do pulso de RF de 180°

Formação da imagem

Codificação do sinal

A RMN só pôde se tornar útil como método de obtenção de imagens do corpo humano com o desenvolvimento da codificação espacial do sinal através do uso de gradientes de campo magnético. Em 1973, Paul Lauterbur⁶ propôs o uso de gradientes de campo magnético, permitindo assim a codificação espacial do sinal. Lauterbur mostrou que, adicionando gradientes de campo magnético lineares e obtendo uma série de projeções da distribuição de sinal, seria possível reconstruir uma imagem através da mesma retroprojeção filtrada usada por Hounsfield para obtenção de imagens de tomografia computadorizada por raios-x⁷. O método foi aprimorado por muito outros pesquisadores, incluindo Peter Mansfield, o qual propôs também a sequência de pulso eco planar (EPI), que será tratada mais adiante⁸.

Gradientes de campo magnético

Até aqui, consideramos que o campo magnético produzido pelo magneto possui um valor único e uniforme. Desta forma, se todo um volume de tecido, como o cérebro, for posicionado neste campo, e se um pulso de RF for enviado com valor de frequência exatamente igual à frequência de precessão dos prótons de hidrogênio, todo o volume será excitado. Os prótons de hidrogênio do volume como um todo receberão energia do pulso de RF e retornarão sinal para a bobina. Este

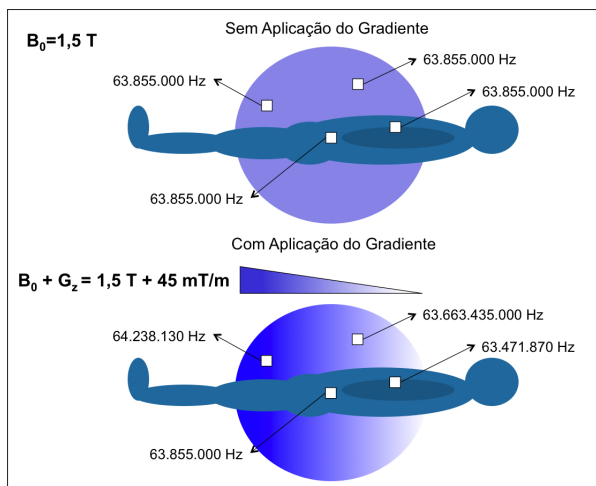


Figura 12. Efeito de aplicação de um gradiente de campo magnético na direção do eixo z com amplitude de 45 mT/m. As alterações na frequência de precessão dentro do volume de interesse se modificam de acordo com a posição ao longo do eixo z

sinal contém informação de todo o tecido cerebral, mas não possibilita que saibamos de que parte do cérebro ele provém.

Como o objetivo é mapear uma imagem bidimensional (2D), é preciso estabelecer um método que possibilite a seleção de um corte do corpo para que, dentro deste corte, possa haver uma matriz de pontos organizada em linhas e colunas. Para cada elemento desta matriz (pixel) deve ser obtido o valor de intensidade de sinal, para que através de uma escala de tons de cinza ou cores possamos visualizar a imagem final.

Com a introdução dos chamados gradientes de campo magnético, poderemos variar linearmente em uma dada direção a intensidade do campo magnético, como mostra a Equação 6:

$$B_z(z) = B_0 + z.G_z \quad (6)$$

onde:

G_z : intensidade do gradiente aplicado (mT/m) na direção z;
 $B_z(z)$: novo valor de campo magnético numa dada posição z.
 O novo campo criado localmente com o acionamento do gradiente fará com que a frequência de precessão mude, ou seja, cada posição do tecido na direção de aplicação do gradiente atinja precessão em uma frequência diferente. A Figura 12 exemplifica o acionamento do gradiente. A frequência poderá ser usada, agora, para localizar espacialmente o sinal.

O acionamento de um gradiente de campo também altera a fase dos spins. Esta alteração é proporcional ao tempo que o gradiente fica ligado e amplitude do gradiente.

Juntas, fase e frequência poderão fornecer informações espaciais do sinal.

Seleção de corte, codificação de fase e codificação de frequência

São necessárias três etapas para a codificação do sinal de forma a obter uma imagem de RM: seleção de corte,

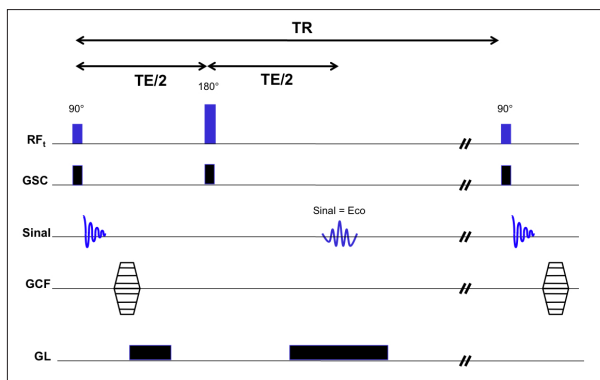


Figura 13. Diagrama simplificado da sequência de pulso spin eco mostrando o acionamento dos gradientes de seleção de corte (GSC), codificação de fase (GCF) e codificação de frequência ou de leitura (GL). Sempre que um pulso de RF é transmitido (RF_1) ocorre o acionamento de um gradiente de seleção de corte.

codificação de fase e codificação de frequência. Cada etapa representa o acionamento de gradientes em uma dada direção.

Se o gradiente de seleção de corte for acionado na direção z, cada posição ao longo do eixo da mesa irá precessar com um valor diferente de frequência. Se este gradiente permanecer ligado, podemos enviar um pulso de RF com frequência central de precessão igual a da região que queremos excitar. Assim, dividimos o paciente em cortes axiais. Os outros dois gradientes (codificação de fase e frequência) serão acionados nos eixos que restaram (x e y ou y e x).

Quando o gradiente de codificação de fase é acionado, alteramos a fase dos spins de forma proporcional à sua localização. Assim, um dos eixos do corte fica mapeado com a fase. É necessário acionar n vezes o gradiente de codificação de fase. Cada vez que é acionado, altera-se a amplitude do gradiente.

No momento da leitura do sinal, o gradiente de codificação de frequência é acionado na direção restante. Desta forma, o segundo eixo do corte ficará mapeado em frequência. O gradiente de codificação de frequência também é chamado de gradiente de leitura.

Podemos agora adicionar ao nosso esquema da sequência de pulso as etapas de codificação do sinal, como mostra a Figura 13.

Domínio do tempo *versus* domínio de frequências: Fourier

O sinal coletado de cada corte está mapeado em fase e frequência. Ou seja, um sinal que varia no tempo, contendo diversas fases e diversas frequências, carrega informação sobre todo o tecido contido no corte.

Por volta de 1807, o matemático francês Jean Baptiste Joseph Fourier, desenvolveu ferramentas analíticas para decompor uma função contínua em suas componentes oscilatórias e amplitudes. Este processo é hoje conhecido como transformada de Fourier (TF). Uma versão desta

metodologia é usada atualmente para determinar as amplitudes e frequências (e, portanto, as posições) encontradas no sinal de RM (eco) coletado pelas bobinas.

Somente depois de coletar 64, 128, 256 ou mais ecos e armazená-los no chamado espaço K é que aplicaremos a TF para passar do domínio do tempo para o domínio de frequências, obtendo a imagem de RM. Uma descrição completa deste processo é apresentada por autores como Bracewell⁹ e Gallagher¹⁰.

Espaço K

O espaço K não é um local físico no equipamento de RM, e sim um conceito abstrato que auxilia no entendimento de sequências de pulso modernas e metodologias de aquisição. É útil visualizarmos o espaço K como uma matriz. Cada linha desta matriz será preenchida com um eco. Podemos visualizar o espaço K na forma de uma matriz em tons de cinza. Cada ponto nesta matriz corresponde a uma intensidade de sinal (tom de cinza) e a uma posição no tempo, e representa a amplitude do sinal recebido pela bobina naquele dado instante. Os eixos de coordenadas (x e y ou k_y e k_x) deste espaço são, respectivamente, o gradiente de codificação de frequência e o gradiente de codificação de fase, como mostra a Figura 14.

O preenchimento linha a linha do espaço K irá ocorrer à medida que o gradiente de codificação de fase na sequência de pulso variar sua amplitude. O número de codificações de fase pode, por exemplo, ser de 256, o que resulta no acionamento de 256 amplitudes diferentes para o gradiente de codificação de fase. Esta amplitude pode iniciar com o uso de um gradiente negativo com máxima amplitude, reduzindo gradativamente sua amplitude até zero e, a partir daí, acionando um gradiente positivo até atingir novamente a amplitude máxima, mas na direção contrária. Cada linha do espaço K será preenchida com um eco que foi codificado por uma amplitude diferente do gradiente de fase.

Uma característica importante do preenchimento do espaço K, descrito acima, é que os extremos do espaço K serão preenchidos com sinal de baixa amplitude, pois o próprio acionamento do gradiente causa maior defasagem e redução do sinal. Já as linhas centrais do espaço K conterão sinal de maior amplitude, o que na imagem de RM resultará em contraste (preto e branco).

Características do espaço K

Algumas características do espaço K são importantes para entendermos melhor a imagem resultante:

- Não existe correspondência entre um ponto do espaço K e um ponto da imagem de RM. Em cada ponto do espaço K existe informação de todo o corte. Se, por exemplo, um pequeno artefato de entrada de RF na sala de exames ocorrer em um dado instante durante a sequência de pulso, a presença deste artefato bem localizado no tempo poderá gerar um artefato que se propagará para toda a imagem de RM;

- Quanto maior o número de linhas do espaço K, maior é a quantidade de sinal coletado, porém maior é o tempo necessário. Se, em uma sequência de pulso spin eco, cada linha do espaço K é preenchida a cada tempo de repetição (TR), o tempo total para adquirir uma ou mais imagens será diretamente proporcional ao número de linhas do espaço K;
- As linhas centrais do espaço K estão diretamente relacionadas ao contraste na imagem de RM e a periferia, à resolução espacial;
- Uma imagem de RM pode ser formada por mais que um espaço K. A escolha do número de espaços K que serão utilizados para gerar uma imagem é um parâmetro controlado pelo operador e costuma ser chamado de número de aquisições ou número de excitações (NEX). Passar de um para dois espaços K faz com que o tempo total de aquisição dobre, com o benefício de melhorar em cerca de 40% a relação sinal-ruído na imagem.

Formas de preenchimento

Cada sequência de pulso pode se utilizar de uma estratégia para o preenchimento do espaço K^{4,9}. A Figura 15 mostra um esquema representativo de algumas destas formas.

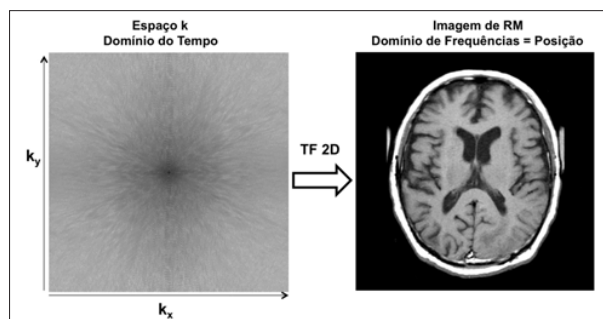


Figura 14. Espaço K e a imagem de RM correspondente após a aplicação da transformada de Fourier bidimensional (TF 2D).

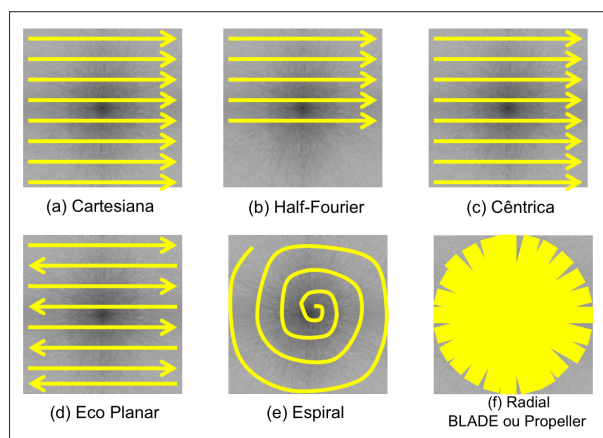


Figura 15. Esquema representativo das formas de preenchimento do espaço K. A diferença entre a forma cartesiana (a) e a cêntrica (c) é que, ao invés de iniciar o preenchimento por um dos extremos do espaço K, o método cêntrico inicia pela parte central.

Sequências de pulso

Duas grandes famílias de sequências de pulso são usadas para formar imagens de RM: spin eco (SE) e gradiente eco (GRE).

Spin eco (SE)

A sequência de pulso spin eco (SE) se caracteriza pela aplicação de um pulso inicial de RF de 90°, seguido de um pulso de RF de 180° e a coleta de um eco (Figura 13). Uma linha do espaço K é preenchida a cada tempo de repetição (TR).

A ponderação na imagem é controlada pelo TR e pelo TE. Os tempos típicos de TR e TE, assim como sua respectiva ponderação na imagem, são apresentados no Quadro 1.

Spin eco multieco

Uma variação da SE convencional é a multieco, onde, dentro de um mesmo TR, são selecionados dois tempos de eco diferentes. O primeiro TE é curto e o segundo TE é longo. Após a aplicação de cada um dos pulsos de RF de 180°, surgirá um eco. Cada eco, em cada TE, é armazenado em um espaço K diferente. As imagens de RM resultantes de cada um destes espaços K terão uma ponderação diferente. Esta técnica é usada para obtermos, dentro do mesmo TR, uma imagem ponderada em T2 e uma imagem ponderada na densidade de prótons (DP).

Tempo de aquisição

O tempo de aquisição de uma imagem de RM pode ser calculado da seguinte forma (Equação 7):

$$Tempo_{imagem} = TR \cdot NCF \cdot NEX \quad (7)$$

onde:

TR: tempo de repetição (em segundos);

NCF: número de codificações de fase;

NEX: número de excitações ou número de espaços K coletados.

Considerando os parâmetros de uma típica aquisição ponderada em T1 (TR=500ms, 256 codificações de fase e NEX=1), o tempo de aquisição será de 128 segundos ou cerca de 2 minutos. Já para uma aquisição ponderada em T2 com TR igual a 2500ms, 256 codificações de fase e NEX=1, o tempo total de aquisição passa a ser de 640 segundos ou quase 11 minutos.

Desta forma, para se obter ponderação T2 em tempo adequados, ou mesmo para aquisições mais rápidas com ponderação T1, foi desenvolvida no meio da década de 80 a sequência de pulso RARE¹¹ (rapid acquisition with

Quadro 1. da ponderação na imagem em sequências SE.

Tempo de repetição (TR)	Tempo de eco (TE)	Ponderação
TR Curto (< 500 ms)	TE Curto (5 a 25 ms)	T1
TR Longo (> 1500 ms)	TE Longo (> 90 ms)	T2
TR Longo (> 1500 ms)	TE Curto (5 a 25 ms)	DP

relaxation enhancement em inglês), que se popularizou como turbo spin eco (TSE).

Turbo spin eco

A sequência de pulso turbo spin eco (TSE) utiliza múltiplos pulsos de RF de 180°, combinando múltiplas codificações de fase, dentro de um mesmo TR. Desta forma, um trem de ecos pode ser gerado. Cada eco irá preencher uma linha diferente do espaço K, reduzindo assim o tempo total de aquisição. O número de pulso de RF de 180° a ser empregado é chamado de fator turbo ou tamanho do trem de ecos. A redução no tempo total de aquisição é proporcional ao fator turbo, como mostra a Equação 8:

$$Tempo_{imagem} = \frac{TR \cdot NCF \cdot NEX}{Fator\ Turbo} \tag{8}$$

Seria excelente poder usar um fator turbo tão alto a ponto de reduzir qualquer aquisição a não mais que alguns segundos. O eco coletado a cada pulso de 180° diminui em amplitude de acordo com o tempo T2 do tecido, ou seja, cada sinal coletado vai ficando menor à medida que se aplicam mais pulsos de refocalização, até o ponto em que se coleta um sinal comparável ao ruído. Outra observação sobre as sequências de pulso TSE é o chamado TE efetivo (TE_{ef}). Como uma série de ecos serão gerados dentro de um mesmo TR, o conceito de TE remete à conclusão de que esta técnica possuirá múltiplos tempos de eco. Entretanto, o TE que afetará de forma mais significativa a ponderação na imagem é o TE responsável pelo eco, que fará o preenchimento da linha central do espaço K. A este TE é dado o nome de TE efetivo (TE_{ef}).

A aquisição de uma imagem TSE ponderada em T2 com os mesmos parâmetros do exemplo usado em spin eco, exceto pelo uso de um fator turbo igual a 4, resultaria agora em um tempo de aquisição em cerca de 3 minutos, o qual é razoável para a rotina de exames de um hospital ou de uma clínica.

Gradiente eco

As sequências de pulso gradiente eco (GRE) são similares à SE, mas ao invés de se usar um pulso de RF de 180° para refasar os spins, utiliza-se um gradiente de campo magnético, como mostra a Figura 16.

Se os valores de TR, TE e ângulo de desvio do pulso de excitação forem semelhantes aos utilizados em sequências SE, a ponderação na imagem e o tempo de aquisição também serão semelhantes. Entretanto, a GRE é mais sensível a inhomogeneidades de campo magnético e apresenta mais artefatos na imagem devido a diferenças de susceptibilidade magnética.

Uma vez que a defasagem e refasagem dos spins para a produção do eco é agora controlada por um gradiente de campo magnético, é possível reduzir brutalmente o TR e o TE; entretanto, faz-se necessária uma redução no ângulo de desvio de forma a obter, entre sucessivos pulsos de excitação, uma quantidade adequada de magnetização

longitudinal. A combinação de baixo ângulo de desvio e curto TR e TE é a base para a maioria das chamadas sequências de pulso rápidas de RM.

Outra forma de adquirir imagens rápidas em IRM é fazer uso da sequência de pulso EPI (echo planar imaging, em inglês).

Imagem eco planar

A conexão com imagem funcional por RM se torna mais evidente a partir de agora com a descrição da sequência de pulso eco planar (EPI). Originalmente descrita por Peter Mansfield em 1977⁸ como uma forma teórica de aquisição extremamente rápida, teve que aguardar melhorias nos sistemas de gradientes e radiofrequência para se tornar clinicamente útil. Atualmente, a aquisição de EPI é capaz de adquirir uma imagem 2D em tempos tão curtos quanto 20 milissegundos. Desta forma, desempenhou e continua a desempenhar papel fundamental para o desenvolvimento de aplicações como difusão, perfusão e RMf.

A sequência de pulso EPI se difere das sequências SE e GRE principalmente na forma como os gradientes de codificação de fase e frequência são aplicados⁴. Um esquema inicial de aplicação de pulsos e acionamento de gradientes pode estar baseado em SE ou em GRE. A Figura 17 mostra o diagrama de um sequência de pulso EPI-SE.

Um pulso de excitação de 90° é enviado, seguido de um pulso de refocalização de 180° e, a partir deste ponto, uma série de gradientes bipolares de leitura são empregados para gerar um trem de ecos. Com a aplicação de gradientes codificadores de fase, cada eco é coletado e armazenado em uma linha do espaço K. Se todo o espaço K necessário para formar uma imagem for adquirido dentro de um TR, chamamos a aquisição EPI de ‘tiro único’.

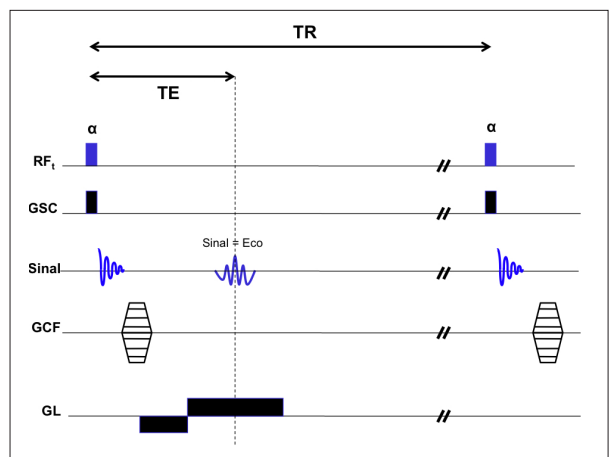


Figura 16. Sequência de Pulso GRE. O pulso de excitação de 90° é substituído por um pulso a e, ao invés de um pulso de RF de 180°, é utilizado um gradiente codificador de frequência ou de leitura (GL) para defasar (lobo invertido ou negativo) e após refasar os spins (lobo positivo).

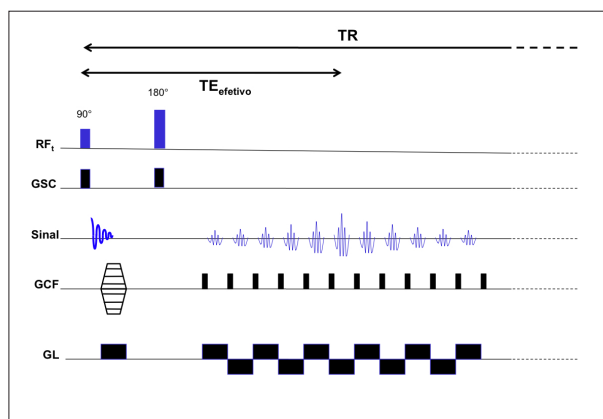


Figura 17. Diagrama simplificado de uma seqüência de pulso EPI-SE.

A forma de preenchimento do espaço K é bastante particular para a seqüência EPI, pois os ecos são armazenados linha a linha em zigue-zague, como mostrou a Figura 14 (d). Da mesma forma que na TSE, o TE_{ef} será determinado pelo eco que preencher o centro do espaço K.

A ponderação das imagens EPI é baseada em $T2^*$, uma vez que a aquisição de todos os ecos produzidos ocorre dentro do tempo de decaimento induzido livre. EPI é bastante susceptível a inhomogeneidades de campo.

Sistemas de gradientes rápidos e perfeitos são fatores decisivos para a qualidade das imagens. O fator turbo está diretamente relacionado ao tempo e a resolução espacial da imagem. Já o chamado espaçamento entre ecos (ESP) está diretamente relacionado à qualidade da imagem. Quanto maior o fator turbo, menor o ESP. Quanto menor o ESP, menor serão os artefatos de distorção na imagem, desvio químico e perda de sinal.

EPI-SE

A seqüência de pulso 2D spin eco EPI (EPI-SE) é formada pela aplicação de um pulso inicial de RF de 90° e um pulso de refocalização com ângulo de desvio de 180° . O pulso de 180° irá gerar o eco. Durante a janela de tempo em torno do eco, os gradientes de codificação EPI de leitura e fase serão acionados para produzir uma série de ecos de gradiente codificados espacialmente⁴. Os ecos de gradiente que são amostrados para preencher o espaço K foram gerados por um eco de spin ao invés de um SIL como ocorrerá com a EPI-GRE.

A EPI-SE sofre uma redução nos artefatos de susceptibilidade, porém possui sensibilidade reduzida ao efeito que buscaremos obter para o mapeamento cerebral pela RMf. A seqüência de pulso EPI-SE é utilizada para a obtenção de imagens ponderadas na difusão da água no tecido cerebral e nas aquisições para o cálculo do tensor de difusão (DTI)¹⁵.

EPI-GRE

A seqüência de pulso 2D EPI-GRE tem início com o envio de um pulso de excitação para a produção do SIL. Enquanto

o SIL ocorre, uma série de ecos de gradiente é produzida usando os gradientes de codificação EPI de leitura e fase. O pulso de excitação usado é de 90° , pois o TR é suficientemente longo. As imagens serão fortemente ponderadas em $T2^*$, o que aumenta o aparecimento de artefatos de susceptibilidade entre tecidos como osso e ar, mas também auxiliará no contraste das imagens de RMf.

Ressonância magnética funcional (RMf)

A ressonância magnética funcional é hoje uma técnica estabelecida e amplamente utilizada para o mapeamento da função cerebral. A obtenção de imagens do tecido cerebral que possibilitam localizar regiões que estão envolvidas com a realização de determinadas tarefas é tópicos de interesse para a Biologia Molecular, Neurofisiologia e Neuroanatomia. Uma aplicação clínica importante da RMf é o de auxiliar no planejamento neurocirúrgico e radioterápico de tumores cerebrais e outras lesões^{13,14}. Os dados gerados pela RMf podem ser sobrepostos nas imagens anatômicas e correlacionados com a provável abordagem cirúrgica ou terapêutica a ser adotada, de forma a evitar ou reduzir as complicações decorrentes da mesma.

Em 1991, o artigo de Moonen et al. publicado na Science¹² apresentou técnicas de RM como angiografia, perfusão, difusão, transferência de magnetização e espectroscopia como técnicas funcionais de obtenção de imagens em seres humanos. Entretanto, a partir do trabalho de Ogawa em 1990¹⁶, o termo funcional passou a ser aplicado somente para a técnica que será descrita a seguir. Exploraremos a RMf baseada no chamado efeito BOLD (do inglês blood oxygenation level dependent), ou dependência no nível de oxigenação do sangue.

Em 1990, Ogawa et al. observaram que os vasos sanguíneos do cérebro de um rato eram originalmente pretos quando este respirava ar numa composição normal; entretanto, passavam a apresentar maior sinal na imagem de RM e perdiam o contraste com o tecido vizinho quando o ar que respiravam atingia uma concentração de 100% de oxigênio. Os autores perceberam que a mudança de sinal era causada por diferenças nas propriedades magnéticas do sangue. A hemoglobina sem oxigênio (deoxi-hemoglobina) apresenta efeito de susceptibilidade magnética em relação ao tecido vizinho. Já quando o rato respira 100% de oxigênio, o sangue venoso possui uma concentração bem maior de oxi-hemoglobina, deixando de existir diferenças em relação ao tecido vizinho (redução do contraste). Ogawa et al. concluem que é possível utilizar este mecanismo de contraste para visualizar a função cerebral, pois acreditava que, quando ocorre uma ativação numa dada região do tecido cerebral, surgiriam pontos escuros na imagem uma vez que aumentaria o nível de deoxi-hemoglobina devido ao consumo de oxigênio.

As propriedades magnéticas da oxi-hemoglobina e da deoxi-hemoglobina já haviam sido estudadas por Pauling e Coryell em 1936¹⁷, onde relatam que o estado

magnético da hemoglobina muda de acordo com o seu estado de oxigenação. Em 1982, Thulborn e colaboradores¹⁸ demonstram que o tempo de relaxação T2 do sangue é dependente da concentração de oxigênio.

De fato o que passou a ser observado nas primeiras imagens feitas do tecido cerebral durante a realização de tarefas foi um aumento na intensidade de sinal nas regiões neuronais ativas e não uma redução. Este fato se deve a um aumento no fluxo sanguíneo arterial (oxigenado) bastante maior que o aumento de deoxi-hemoglobina local, causado pelo consumo de oxigênio. Localmente é observada uma redução no nível de deoxi-hemoglobina e um aumento no tempo de relaxação T2. É a maior ou menor concentração de deoxi-hemoglobina que determina o contraste entre os tecidos. O efeito BOLD deveria ser chamado de dependência no nível de deoxigenação do sangue, uma vez que é a deoxi-hemoglobina que altera a susceptibilidade magnética. A oxí-hemoglobina é diamagnética e a deoxi-hemoglobina é paramagnética.

Em 1992, Kwong et al., Ogawa et al. e Bandetinni et al., assim como outros pesquisadores, publicaram trabalhos mostrando que era possível mapear mudanças de sinal nas imagens de RM e que estas mudanças estavam diretamente relacionadas com estímulos cerebrais produzidos em cérebros humanos¹⁹⁻²¹.

O físico inglês Michael Faraday tem uma relação muito estreita com os fundamentos que permitiram o desenvolvimento da física relacionada à RMN e à observação deste fenômeno, responsável pela Lei da Indução Eletromagnética (Lei de Faraday) em que uma força eletromotriz é induzida em um condutor quando um campo magnético em torno deste muda. Ao observar atentamente o conteúdo deste artigo, pode-se perceber que é devido à Lei de Faraday que se detecta a variação da magnetização do tecido através das bobinas receptores de um equipamento de IRM. Mas qual seria a relação de Faraday com a RMf?

Essa pergunta começa a ser respondida quando, verificando o trabalho de Ogawa et al. de 1990, os autores fazem referência ao trabalho publicado por Thulborn et al. em 1982, sendo que este faz referência ao trabalho de Pauling e Coryell, de 1936. Numa curta frase na introdução do trabalho de Pauling e Coryell, os autores mencionam experimentos de Faraday em 1845²², investigando propriedades magnéticas de amostras de sangue seco. Faraday realmente investigou a resposta de diversos materiais quando colocados sob a ação do campo magnético – entre eles, o sangue fresco e o sangue seco. Relata que ficou bastante impressionado pelo fato do sangue não ser ‘magnético’, apesar de conter ferro. Relata, ainda, que se um homem pudesse ser suspenso com suficiente delicadeza e colocado sob ação de um campo magnético, o mesmo não seria defletido por este campo, permanecendo inalterado em termos do alinhamento com o campo externo.

Efeito BOLD e o sinal de RMf

Uma região do córtex cerebral responsável pela função motora dos dedos da mão pode ser considerada em repouso

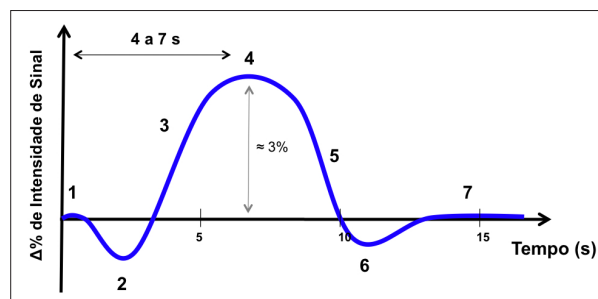


Figura 18. Função de resposta hemodinâmica (FDR) com a divisão em sete fases.

quando o indivíduo não está realizando a movimentação dos mesmos. Neste momento, as concentrações de oxí-hemoglobina e deoxi-hemoglobina estão distribuídas de tal forma que o comportamento magnético da região é igual a todo tecido vizinho. A partir do momento em que os neurônios desta área forem ativados para que o indivíduo inicie a movimentação dos dedos da mão, haverá um aumento no consumo de oxigênio local e um aumento no fluxo sanguíneo para suprir a região com oxí-hemoglobina. Como a quantidade suprida de oxí-hemoglobina é muito maior que o consumo para realizar a tarefa, a relação oxí/deoxi-hemoglobina aumenta na região. Esta redução na proporção de deoxi-hemoglobina (paramagnética) torna o tempo T2 local maior, causando aumento local no sinal de RM. Estes eventos que iniciam com o aumento da atividade elétrica e modulam a resposta neurovascular, alteram o sinal de RM no tempo e produzem a chamada função de resposta hemodinâmica.

Função de resposta hemodinâmica

A curva mostrada na Figura 18 representa a função de resposta hemodinâmica (FRH) para um voxel localizado na área motora descrita anteriormente.

Podemos considerar sete fases distintas nesta curva:

- 1) linha de base;
- 2) queda inicial;
- 3) aumento do sinal BOLD;
- 4) pico do sinal BOLD;
- 5) redução do sinal BOLD;
- 6) queda posterior;
- 7) retorno à linha de base.

Durante a ativação neuronal, pode ocorrer um aumento na concentração de deoxi-hemoglobina, causando a queda inicial na FRH (fase 2). Logo a seguir, o aumento na relação oxí/deoxi-hemoglobina leva até o pico do sinal BOLD (fases 3 e 4) e pode se manter num platô se o estímulo for mantido por tempo suficiente. Após cessar o estímulo, o sinal retorna à linha de base (fase 7), podendo apresentar uma queda posterior (fase 6). Acredita-se que esta queda deriva de uma demora na normalização do volume sanguíneo regional em relação ao fluxo sanguíneo. Modelos biomecânicos vêm sendo criados e testados experimentalmente para explicar as alterações dinâmicas na oxigenação e no fluxo sanguíneo durante a atividade neural.

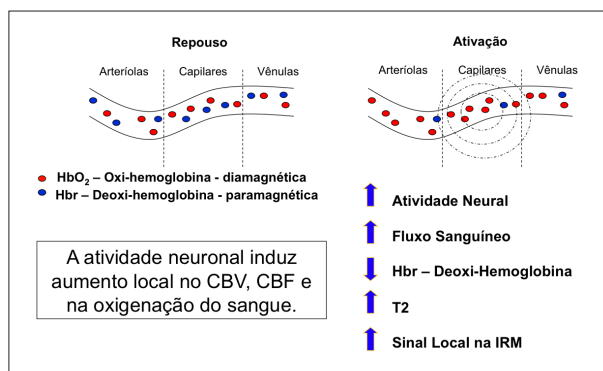


Figura 19. Resumo da cadeia de eventos que gera a alteração local de sinal nas imagens de RM.

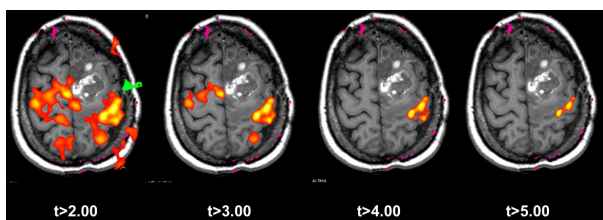


Figura 20. Efeito da escolha do limiar estatístico para visualização do mapa de ativação de tarefa motora de movimentação dos dedos da mão direita sobreposto na imagem anatômica ponderada em T1. As imagens foram usadas para o planejamento neurocirúrgico do tumor localizado no lado esquerdo do cérebro.

A implicação prática é que o efeito BOLD pode ser usado para detectar indiretamente o aumento na atividade neuronal no momento em que um indivíduo realiza uma tarefa em particular, comparativamente a outro momento quando a tarefa não é executada. A Figura 19 resume a cadeia de eventos que criam o aumento local de sinal nas imagens ponderadas em T2* da sequência de pulso EPI-GRE.

Paradigmas

O paradigma representa o conjunto de tarefas cognitivas que o indivíduo deve realizar no momento do exame. Alternar a movimentação do pé com períodos de repouso, ou realizar a leitura de frases projetadas numa tela com a visualização de uma letra no centro da mesma tela, são exemplos de paradigmas simples usados em experimentos de RMf. O desenho de paradigmas é fundamental para a obtenção de resultados nas imagens que representem a função cerebral a ser estudada. A forma mais simples de fornecer estímulos é em bloco, ou seja, alternando períodos de atividade e de repouso; porém, outras estratégias podem ser adotadas. O paradigma em bloco será explorado neste artigo por ser o mais utilizado clinicamente.

Paradigma em bloco

Tal paradigma consiste na apresentação de um estímulo ao paciente de forma alternada como períodos de repouso. Pode-se desenhar um paradigma em bloco para observar as regiões do córtex cerebral relacionadas ao movimento dos dedos da mão direita. A estratégia a ser adotada pode

ser de pedir que, durante os 30 segundos iniciais (A), o indivíduo permaneça imóvel e somente prestando atenção no ruído produzido pelo equipamento. Nos 30 segundos seguintes (B), o indivíduo é orientado a realizar um movimento de encontro dos dedos da mão. Este ciclo de dois períodos (AB) pode ser repetido duas, três ou mais vezes.

Com o uso da sequência de pulso EPI-GRE, é possível adquirir de 10 a 20 cortes com espessuras de 3 a 10 mm, que cobrirão todo o cérebro em tempos de aquisição de 1,5 a 4 segundos. Se utilizarmos um TR de 1500 ms, podemos obter 20 imagens coletadas na condição A e 20 imagens na condição B. A matriz de aquisição normalmente utilizada é de 64x64.

A aquisição rápida permite que as alterações no sinal devido ao fenômeno BOLD possam ser detectadas de forma mais sensível e comparadas ao modelo em bloco. Estas alterações de sinal em equipamentos de 1,5 T são da ordem de 0,3 a 5%, o que se aproxima bastante do próprio ruído, tornando impossível a observação direta na imagem. Somente através da análise estatística pixel a pixel é possível identificar os pixels na imagem que se correlacionam com o paradigma.

Análise das imagens

Existe uma quantidade bastante grande de programas livres ou comerciais para o processamento das imagens de RMf que são fornecidos por diversos grupos de pesquisa espalhados pelo mundo. Programas como o SPM e o FSL²⁶ são exemplos amplamente usados por pesquisadores. Os fabricantes de equipamentos também fornecem programas comerciais que podem ser instalados em estações de trabalho ou no próprio equipamento para análise, seja após a aquisição das imagens ou em tempo real, durante a execução do exame²⁵.

As etapas necessárias para o processamento dos dados de uma aquisição de RMf, e que são comuns a todos os programas, podem ser resumidas nos itens mostrados abaixo. Outras etapas podem ser acrescentadas, dependendo do objetivo do exame ou análise:

- correção de movimento: busca realinhar os volumes adquiridos de forma que pequenos movimentos não atrapalhem a análise posterior;
- aplicação de filtro de suavização: serve para reduzir o ruído das imagens, aumentando a razão sinal-ruído, porém reduzindo a resolução espacial das imagens;
- modelamento com o paradigma e com a FRH: esta etapa cria a função do sinal no tempo esperada para área ativada e modelada com a função de resposta hemodinâmica;
- geração do mapa estatístico e estabelecimento do limiar de visualização: o modelo criado é comparado com o sinal medido pixel-a-pixel e um mapa estatístico é criado para cada corte, onde cada pixel neste mapa possuirá um tom de cinza ou de cor que expressa o grau de correlação entre o modelo e o sinal medido. A este mapa podemos atribuir um limiar estatístico, de

forma que só sobrevivam os pixels acima de um determinado valor, aumentando a confiança de que aquele ponto é realmente uma ativação (Figura 20);

- sobreposição em imagens anatômicas: como a resolução espacial da sequência de pulso EPI-GRE é baixa, o mapa contendo as ativações pode ser sobreposto numa imagem anatômica ponderada em T1 de alta resolução.

Conclusão

A IRM amplia cada vez mais suas aplicações para o diagnóstico médico, e a área que mais se beneficiou até hoje desta evolução foi a Neurorradiologia. Em especial, a RMf vem auxiliando de forma fundamental no entendimento dos mecanismos relacionados ao funcionamento cerebral. Ainda assim, um aprofundamento nos conceitos físicos aqui apresentados é necessário para o entendimento completo, uma vez que o caminho mais simples foi adotado.

É impossível não imaginar que tipo de sensação Faraday teria ao ver um equipamento de RM e, na sua tela, a detecção em tempo real das mudanças de sinal no tecido cerebral devido a alterações dinâmicas da concentração de deoxi-hemoglobina. Assim como em outros grandes exemplos de aplicações da física na medicina, a RMf está maravilhosamente entrelaçada nestas duas áreas.

Agradecimentos

À equipe multidisciplinar da Unidade de Diagnóstico por Imagem do Hospital Moinhos de Vento e a Professora Doutora Ana Maria Marques, da Faculdade de física da PUCRS, pelo incentivo e comentários para este artigo.

Referências

1. Bloch F. Nuclear induction. *Phys Rev.* 1946;70(7-8):460-74.
2. Purcell EM, Torrey HC, Pound RV. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Phys Rev.* 1946;69:37-8.
3. Foster MA. *Magnetic resonance in medicine and biology.* Pergamon Press: New York; 1984.
4. Bernstein MA, King KE, Xiaohong JZ. *Handbook of MRI pulse sequences.* London: Elsevier; 2004.
5. Hahn EL. Spin echoes. *Phys Rev.* 1950;80(4):580-94.
6. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature.* 1973;242:190-1.

7. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *Br J Radiol.* 1973;46(552):1016-22.
8. Mansfield P. Multi-planar imaging formation using NMR spin echoes. *J Phys.* 1977;10:L55-8.
9. Bracewell R. *The Fourier transform and its applications.* 3rd ed. New York: McGraw-Hill Science; 1999.
10. Gallagher TA, Nemeth AJ, Hance-Bey L. An introduction to the Fourier Transform: relationship to MRI. *AJR.* 2008;190(5):1396-405.
11. Henning J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med.* 1986;3(6):823-33.
12. Moonen CT, van Zijl PC, Frank JA, Le Bihan D, Becker ED. *Functional Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Physiology.* Science. 1990;250(4977):53-61.
13. Sunaert S. Presurgical planning for tumor resectioning. *J Magn Reson Imaging.* 2006;23(6):887-905.
14. Narayana A, Chang J, Thakur S, Huang W, Karimi S, Hou B, et al. Use of MR spectroscopy and functional imaging in the treatment planning of gliomas. *Br J Radiol.* 2006;80(953):347-54.
15. Mukherjee P, Chung SW, Berman JI, Hess CP, Henry RG. Diffusion tensor MR imaging and fiber tractography: technical considerations. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2008;29(5):843-52.
16. Ogawa S, Lee TM, Kay AR, Tank DW. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc Natl Acad Sci.* 1990;87:9868-72.
17. Pauling L, Coryell CD. The magnetic properties and structure of hemoglobin, oxyhemoglobin and carbonmonoxyhemoglobin. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1930;22:210-5.
18. Thulborn KR, Waterton JC, Matthews PM, Radda GK. Oxygenation dependence of the transverse relaxation time of water protons in whole blood at high field. *Biochim Biophys Acta.* 1982;714(2):265-70.
19. Kwong KK, Belliveau JW, Chesler DA, Goldberg IE, Weisskoff RM, Poncelet BP, et al. Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1992;89(12):5675-9.
20. Ogawa S, Tank DW, Menon R, Ellermann JM, Kim SG, Merkle H, et al. Intrinsic signal changes accompanying sensory stimulation: functional brain mapping with magnetic resonance imaging. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 1992;89(13):5951-5.
21. Bandettini PA, Wong EC, Hinks RS, Tikofsky RS, Hyde JS. Time course EPI of human brain function during task activation. *Magn Reson Med.* 1992;25(2):390-7.
22. Faraday M. *Experimental Researches in Electricity.* v. 3. London: Richard Taylor and William Francis; 1855.
23. Buxton RB, Wong EC, Frank LR. Dynamics of blood flow and oxygenation changes during brain activation: the balloon model. *Magn Reson Med.* 1998;39(6):855-64.
24. Amaro Jr E, Barker GJ. Study design in fMRI: basic principles. *Brain and Cogn.* 2006;60(3):220-32.
25. *Statistical Parametric Mapping.* Disponível em: <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>.
26. *FSL.* Disponível em: <http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl/index.html>.
27. Fernández G, De Greiff A, Von Oertzen J, Reuben M, Lun S, Klaver P, et al. Language mapping in less than 15 minutes: real-time functional MRI during routine clinical investigation. *Neuroimage.* 2001;14(3):585-94.