

3. FORMAÇÃO DA IMAGEM

3.1 INTRODUÇÃO

O sistema de geração da imagem de RM emprega muitos fatores técnicos que devem ser considerados, compreendidos e algumas vezes modificados no painel de controle durante um exame. Muitos equipamentos permitem que estes fatores sejam programados em um protocolo semelhante à programação do protocolo de Tomografia Computadorizada. Os parâmetros de seqüência dos pulsos de radiofrequência são designados para suprimir artefatos e otimizar a qualidade de diagnóstico da anatomia e patologia específicas.

O processo de escolha de parâmetros envolve consideravelmente mais que a seleção de TR e TE. A decisão inicial também envolve o tipo de seqüência de pulso a ser usado, tais como spin-echo, gradiente-eco ou inversão-recuperação. Além do tipo de seqüência de pulso, as outras escolhas que dependem do operador incluem tamanho da matriz, espessura do corte, espaço entre cortes, campo de visão, número de aquisições de dados, ângulo de inversão de RF, seleção da bobina, aquisição de corte único ou múltiplo, posição de múltiplos cortes e ordem de excitação de múltiplos cortes.

Esses fatores permitem que o exame seja ajustado para uma área específica de interesse e patologia. Vários destes fatores estão inter-relacionados individualmente, bem como coletivamente. Estas relações afetam a razão sinal/ruído, o contraste, a resolução espacial e a produção de artefatos. Esses fatores também afetam o tempo de exame que, por sua vez, afeta a cooperação do paciente e o gerenciamento da agenda de horário.

3.2 CONTRASTE DO OBJETO

O contraste na RM origina-se da relação entre opções dependentes do operador discutidas previamente e fatores teciduais incluindo a densidade protônica, tempos de relaxamento T1 e T2, e movimento tecidual como o fluxo LCE e sangue. Esses fatores teciduais dependem da bioquímica do tecido. Escolhendo-se determinadas seqüências de pulso,

podem ser produzidas imagens que enfatizam esses fatores teciduais e permitam visualização do contraste observado em imagens de RM.

3.3 VETORES MAGNÉTICOS

Para que se possa entender como a informação do próton é captada pelo equipamento, e depois transformada em imagem, é importante que o técnico tenha alguns conceitos importantes em mente.

Em primeiro lugar, devemos definir como vetor magnetização B_0 ao vetor que representa a orientação do campo magnético produzido pelo ressonador. Este campo é muito intenso, entre 0,5 e 2 teslas, e fará com que os vetores magnéticos, os quais chamaremos de **dipolos**, de cada próton se alinhem com ele.

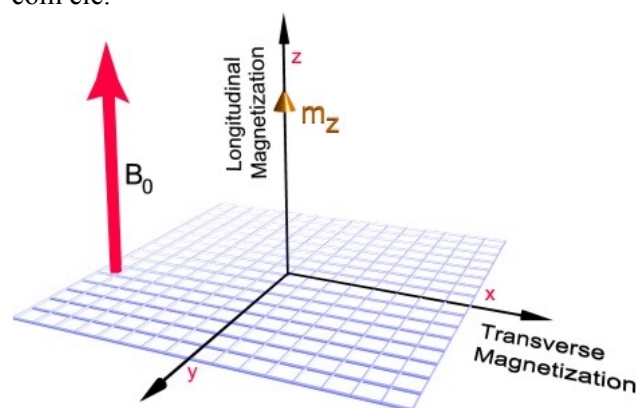


Figura 3.1. Vetores magnéticos e eixo de coordenadas.

Como não trabalhamos com cada próton individualmente, mas sempre com um grande conjunto deles, podemos definir um vetor magnético M como sendo o vetor resultante da soma de cada vetor magnético (dipolo) de cada próton. Ou seja, o vetor M representa a situação magnética de um conjunto de prótons.

Em segundo lugar, devemos identificar um segundo campo magnético, que chamaremos de B_1 , que é o provocado pela onda eletromagnética emitida pela bobina de radiofrequência. Este vetor fará com que o próton desloque sua precessão em 90° ou 180° .

Uma vez determinadas estas variáveis, devemos estabelecer um eixo de coordenadas para que possamos visualizar melhor em que planos são aplicados os vetores de magnetização e como o próton irá se alinhar com eles. Por definição, o campo magnético permanente, ou principal, B_0 está sempre orientado segundo o eixo z de um sistema tridimensional. E por consequência, o vetor B_0 é perpendicular ao plano xy.

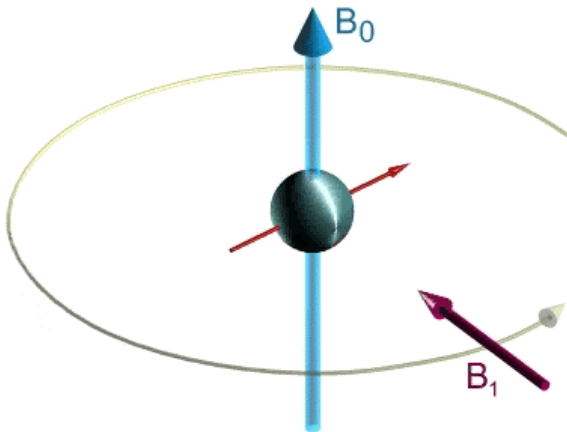


Figura 3.2. Vetor magnetização B_0 e vetor de deslocamento B_1 , provocado pela onda de rádio. Como B_1 está em ressonância com o próton, este tende a desviar sua precessão (em 90°) para acompanhar B_1 .

O motivo principal de adotarmos esta convenção de eixos coordenados é que teremos o vetor M inicialmente paralelo ao vetor B_0 . Com a ação do campo magnético B_1 o vetor M sofrerá um deslocamento. Neste deslocamento, poderemos medir as componentes longitudinal e transversal do vetor M . Ou seja, o vetor M será decomposto numa componente ainda paralela a B_0 , chamada M_z e outra componente perpendicular, chamada M_{xy} .

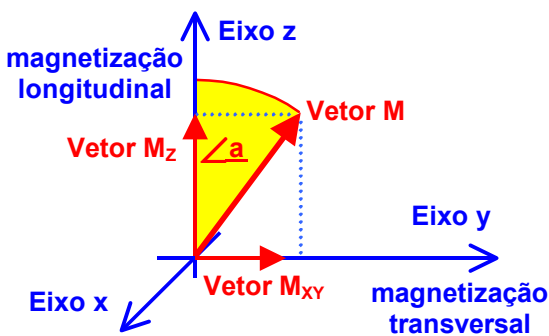


Figura 3.3. Vetor magnetização do próton.

As medidas de T1 e T2 refletem justamente o tempo necessário para o vetor M maximizar a componente M_z , extinguindo sua componente M_{xy} a partir da interação com B_1 .

3.4 IMAGEM EM DENSIDADE PROTÔNICA

Uma seqüência de pulso utilizando uma combinação de TR longo e TE curto (TR = 2.000 ms; TE = 20 a 30 ms) produz imagens com contraste resultante da densidade protônica (algumas vezes denominada densidade spin), sendo diminuídos os efeitos de contraste devidos ao relaxamento T1 e T2. O uso de seqüências de pulso com graus variáveis de ponderação em T1 e T2 ajuda a identificar a anatomia e a patologia.

Tabela 3. Comparação entre densidades protônicas.

Tecido	Densidade protônica	T1 (ms)	T2 (ms)
LCE	10,8	2.000	250
Substância cinzenta	10,5	475	118
Substância branca	11,0	300	133
Gordura	10,9	150	150
Músculo	11,0	450	64
Fígado	10,0	250	44

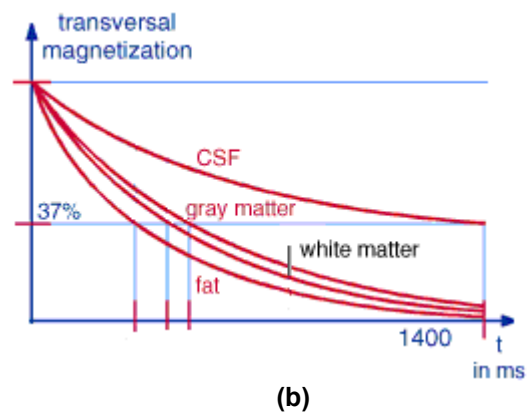
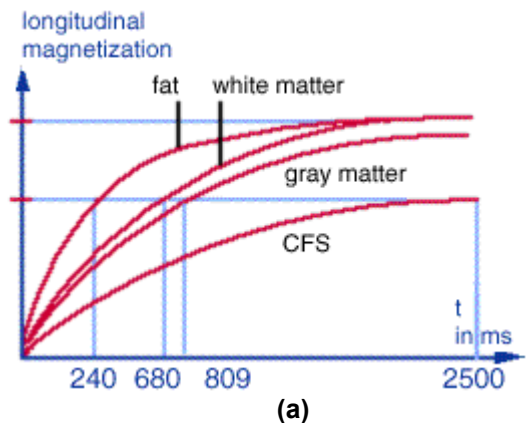


Figura 3.4. Tempos típicos de relaxamento dos diversos tecidos humanos: a) tempo T1, ou relaxamento longitudinal; b) tempo T2 ou relaxamento transversal.

3.5 IMAGENS PONDERADAS

Embora os relaxamentos T1 e T2 ocorram simultaneamente, são independentes entre si. O T1 da maioria dos tecidos biológicos está na faixa de 200 a 2.000 ms. O T2 geralmente cai na faixa de 20 a 300 ms, embora a água possua um T2 na faixa de 2.000 ms. Podemos observar, na tabela anterior, que o T1 é superior ou igual aos tempos de relaxamento T2 para qualquer tecido. Geralmente são escolhidas seqüências de pulso para acentuar a diferença entre os tempos de relaxamento de diferentes tecidos. O contraste entre os tecidos é atingido na imagem de RM final por acentuação destas diferenças. Entretanto, independentemente de como é alterada a seqüência de pulso, se houver alguns prótons de hidrogênio móvel (como ocorre no osso cortical e no ar), a imagem será preta.

3.5.1. Seqüências de Pulso

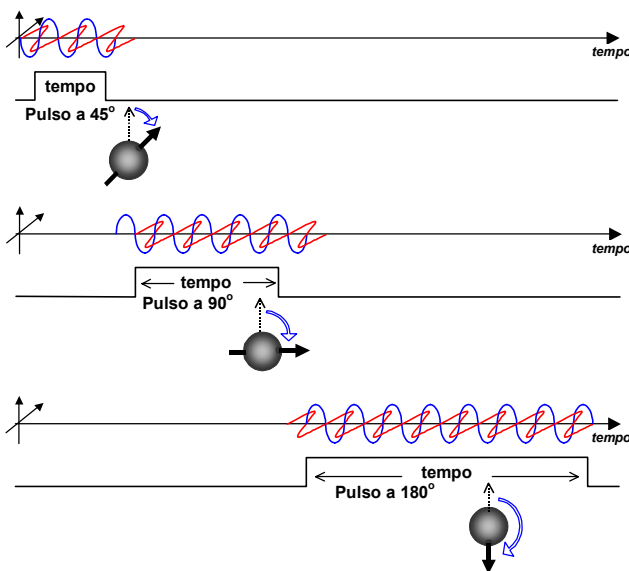


Figura 3.5. Tipos de seqüências de pulsos. Quanto maior o tempo de duração do sinal, mais energia é transmitida ao próton e maior o ângulo de precessão.

A imagem produzida por um sistema de RM é criticamente influenciada pela seqüência exata de pulsos de radiofrequência usados, bem como pelo momento em que o sinal emitido pelos núcleos é amostrado ou recebido. Como a duração do pulso de radiofrequência que é enviado ao paciente determina o ângulo de precessão do núcleo, o comprimento do pulso freqüentemente é especificado em termos de ângulo que produzirá. A Figura 1.18 ilustra pulsos a 45°, 90° e 180°.

Seqüência de pulso Spin-Eco: Uma seqüência de pulso típica é representada em diagrama na figura 1.19. A seqüência contém dois pulsos, um de 90° e outro de 180°. As ondas de radiofrequência são enviadas ao paciente durante cada pulso. A seqüência é repetida após decorrido um tempo TR (tempo de repetição). Os valores de TR típicos usados no exame podem variar de 200 a 2.000 ms (0,2 a 2 segundos). A seqüência de pulso altera o ângulo de precessão dos prótons e causa uma onda de radiofrequência denominada "eco" a ser emitida do paciente.

Em técnicas de RM, a bobina receptora capta um eco do sinal, e não o sinal inicial, o que é denominado decaimento de indução livre (DIL). O eco é interceptado pelas bobinas receptoras do sistema de RM e é usado para construir uma imagem do paciente. O eco ocorre em um tempo TE (tempo para eco) após o pulso inicial da seqüência. Valores de TE típicos usados no exame variam de 10 a 100 ms. Tanto TR quanto TE são variáveis técnicas, selecionadas pelo operador do sistema de RM para otimizar a aparência de uma imagem e para permitir a aquisição de informações ponderadas nas velocidades de relaxamento T1 ou T2.

A aquisição de uma imagem requer que os gradientes sejam ativados e desativados em momentos apropriados durante uma seqüência de pulso. Os gradientes são usados para variar a fase e a freqüência da precessão de prótons de todo o paciente, de forma que a origem do sinal de RM (eco) pode ser atribuída a localizações apropriadas dentro da imagem. O diagrama de cronometragem da seqüência de pulso completa para uma seqüência de pulso spin-eco

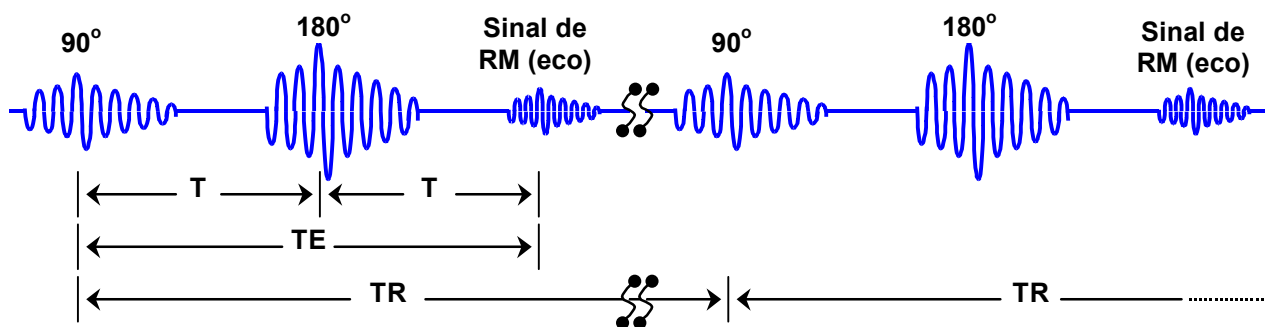


Figura 3.6. Seqüência de pulso spin-eco.

é mostrada na Figura 1.19. Uma seqüência de pulso spin-eco é comumente usada em situações clínicas e é apenas uma das técnicas disponíveis para a imagem. O gradiente-eco e a inversão-recuperação são outros dois tipos de seqüências de pulso.

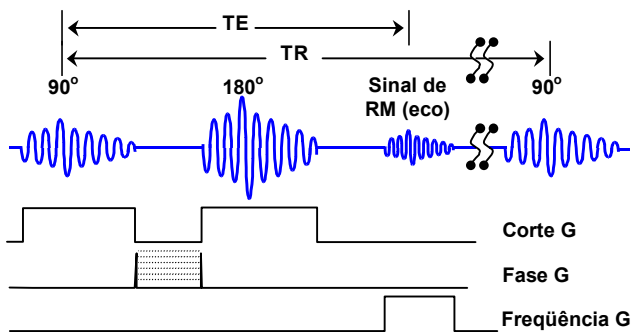


Figura 3.7. Diagrama de tempo da aquisição da imagem mostrando a seqüência spin-eco juntamente com os gradientes de campo.

O gradiente selecionado do corte, corte G, é ativado enquanto pulsos são enviados ao paciente. O gradiente de codificação da frequência, frequência G, é ativado apenas enquanto o sinal de eco é recebido. O gradiente de codificação da fase, fase G, é ativado entre os pulsos. Todo o processo é repetido com diferentes valores de gradiente de codificação de fase (indicado pelas linhas pontilhadas para fase G na figura 1.20).

As três direções do gradiente - corte, fase e frequência - correspondem aos três eixos do paciente - x, y e z - que podem ser identificados com a seleção do corte (plano).

Fatores de tempo em seqüência de pulso:

Atualmente, são usados vários tipos de seqüências de pulso para acentuar um ou mais parâmetros que influenciam as imagens de RM. O tempo entre o pulso inicial que é enviado ao paciente e o tempo em que o sinal de RM é recolhido do paciente, o tempo de eco (TE), também influenciam na qualidade da imagem. Tanto o TR quanto o TE são selecionados pelo operador e têm uma influencia acentuada sobre o contraste na imagem.

Número de médias de sinal: outra variável ajustada pelo operador e que influencia a aparência da imagem é o número de médias do sinal. Toda a seqüência de pulso é repetida várias vezes e então calcula-se a média do valor do sinal de RM. A média do sinal reduz os efeitos de ruídos espúrios, mas aumenta o tempo necessário para concluir uma imagem.

3.5.2. Imagens Ponderadas em T1

A fim de maximizar a diferença na intensidade de sinal baseada em tempos de relaxamento T1, o TR na seqüência de pulso é encurtado. Uma seqüência de TR e TE curtos produz uma imagem ponderada em T1 (TR de 350-800 ms e TE de 30 ms ou menor). Isso permite que estruturas com tempos de relaxamento T1 curtos sejam brilhantes (gordura, líquidos proteinogênicos, sangue subagudo) e estruturas com T1 longo sejam escuras (neoplasia, edema, inflamação, líquido puro, LCE). Um aspecto a ser lembrado com imagem ponderada em T1 é que como o TR está encurtado, a razão entre sinal e ruído diminui.

3.5.3. Imagens Ponderadas em T2

A imagem ponderada em T2 emprega uma seqüência de pulsos de TR longo e TE curto (TR = 2.000 ms; TE = 60 a 80 ms). Quando o TE é aumentado, o contraste T2 aumenta; entretanto, a razão sinal/ruído geral diminui. As estruturas na imagem ponderada em T2 mostrarão inversão do contraste em relação às estruturas na imagem ponderada em T1. As estruturas com T2 longo apresentam-se brilhantes (neoplasia, edema, inflamação, líquido puro, LCE). As estruturas com T2 curto apresentam-se escuras (estruturas com ferro - os produtos de decomposição do sangue).

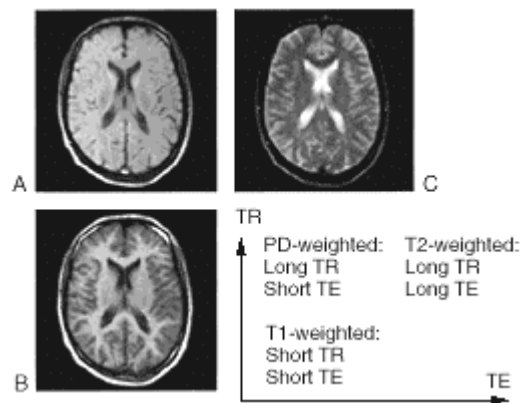


Figura 3.8. Diferentes técnicas aplicadas ao mesmo corte (durante a fase de exame): A) densidade protônica; B) ponderação T1; C) ponderação T2.

3.6 TÉCNICAS DE REDUÇÃO DO MOVIMENTO

As técnicas de software podem reduzir ou eliminar problemas relacionados ao movimento involuntário e ao fluxo, ou em alguns casos, como a angiografia por RM, realçar a anatomia quando há fluxo. Quando o movimento causa problemas que resultam em alterações do sinal, estas são denominadas artefatos de movimento. Existem recursos de software que compensam os artefatos relacionados ao movimento e ao fluxo; entretanto, esses geralmente exigem maiores tempos de exame. Estas técnicas incluem cálculo da média de sinais, codificação de fase reordenada, anulação do momento de gradiente e pré-saturação. Essas técnicas podem ser usadas em conjunto ou separadamente.

Outra técnica utilizada para reduzir problemas relacionados ao movimento é a monitoração fisiológica. A monitoração respiratória emprega foies colocados ao redor do tórax do paciente, que são usados para deflagrar a aquisição de dados pelas respirações do paciente ou apenas para aceitar dados adquiridos durante uma determinada fase do ciclo respiratório. O fluxo arterial pulsátil (movimento relacionado ao movimento cardíaco) e as pulsações do LCE podem ser reduzidos mediante sincronização da seqüência de RM com o ciclo cardíaco.

3.7 TÉCNICAS DE IMAGEM RÁPIDA

As técnicas de imagem rápida continuam a se desenvolver. As mais usadas são gradiente-eco e spin-eco rápida. As principais vantagens das técnicas de imagem rápida são o tempo de aquisição, e por consequência, o tempo total do exame; além de TE reduzida e artefato de movimento. O uso de técnicas de imagem rápida provavelmente continuará a aumentar à medida que as técnicas forem sendo desenvolvidas. As principais desvantagens são baixas relações sinal/ruído e um aumento de outros tipos de artefatos (além do artefato do movimento).

A técnica gradiente-eco utiliza um único pulso de excitação de RF (10° a 90°), e o eco é produzido por inversão do gradiente do campo magnético e não por um pulso de RF a 180° usado na imagem em spin-eco convencional. Esta técnica permite variações na seqüência de pulso e pode ser manipulada para atingir ponderação em T1, T2 e densidade prótonica.

A técnica spin-eco continuou a se desenvol-

ver e continua a ganhar popularidade. É semelhante à seqüência de pulso spin-eco, mas tem tempos de exame consideravelmente menores. No spin-eco rápido, o tempo de exame é reduzido realizando-se mais de uma etapa codificadora de fase por TR, e assim, os dados são adquiridos em menos tempo. A redução do tempo é proporcional ao número de etapas codificadoras de fase realizadas durante o TR. O contraste é semelhante às aquisições spin-eco convencionais, entretanto a gordura permanece brilhante em imagens ponderadas em T2. Isso freqüentemente é compensado acrescentando-se técnicas de supressão de gordura.

A imagem eco planar está sendo introduzida atualmente como um novo método para a imagem de RM extremamente rápida.



(a)



(b)

Figura 3.9. Exemplos de cortes: a) Imagem coronal T1 do punho; b) Imagem sagital T1 do joelho.

Folha deixada em branco