

NOÇÕES SOBRE A PRODUÇÃO DA IMAGEM EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Prof.. Antonio Carlos dos Santos

Como a física envolvida na produção da imagem por ressonância magnética (IRM) é muito complexa, aqui fica mais importante que nos capítulos anteriores, lembrar que este texto é uma simplificação do assunto, contem apenas conceitos básicos. Nós tentamos torná-lo didático e adaptado para alunos de graduação em medicina que começam a ter contato com a imagem médica. Quem se interessar por um texto mais completo e complexo, deve consultar as referências de leitura sugeridas ao final deste capítulo.

Normas de segurança e contra-indicações para o exame de RM

Antes de discutir a produção da imagem, vamos abordar algumas questões de segurança na utilização do método. A primeira coisa importante é saber que a IRM é produzida pela colocação do paciente num forte campo magnético a fim de se conseguir um alinhamento da precessão dos seus núcleos de hidrogênio, para, em seguida, aplicar-se um pulso de radiofrequência para tirar estes núcleos do equilíbrio. A volta destes núcleos para o estado de repouso se faz liberando a energia transmitida pela radiofrequência, que é captada por uma antena colocada junto ao paciente. Com esta energia captada é produzida a imagem. Assim, essencialmente, a imagem é produzida por um campo magnético e por um pulso de radiofrequência na faixa de comprimento de onda das FM, em torno de 64 MHz, não sendo utilizada qualquer radiação ionizante. Por isto, a IRM pode ser realizada em pacientes grávidas, sendo inclusive útil para avaliação de malformações fetais, por exemplo. Outra coisa importante é saber que existem contra-indicações para a utilização da IRM relacionadas com a exposição de algumas pessoas ao campo magnético, como por exemplo, portadores de marcapasso cardíaco, pois este irá parar com a proximidade do magneto, com potencial parada cardíaca. Da mesma maneira, pacientes portadores de implantes metálicos ferromagnéticos em partes moles poderão sofrer danos com a mobilização destes ao se alinharem ao magneto do equipamento. Se um clipe de aneurisma que tiver componente ferroso na sua estrutura, por exemplo, for aproximado do aparelho, irá se mover para se alinhar com o campo, podendo lesar a

artéria a que estiver preso, causando hemorragia. Assim, são contra-indicações para a realização do exame de RM ser o paciente portador de marcapasso cardíaco, cliques vasculares ferrosos e implantes cocleares, cuja mobilização cause dano. Atualmente os cliques de aneurismas são construídos com titânio e outros metais não ferrosos, não sendo atraídos pelo magneto, não oferecendo contra-indicações para o exame. Porém, é preciso ter certeza absoluta da ausência de material ferroso nestes. Da mesma maneira, a presença de fragmentos metálicos em partes moles, como o olho, por exemplo, devido a acidentes pregressos poderão causar danos. Assim, antes do exame, todos os pacientes são submetidos a um questionário a fim de se identificar estes problemas. Porém, todo médico deve saber destas contra-indicações para não solicitar um exame que não poderá ser feito ou que, se for realizado, poderá causar danos a seu paciente.

Pessoas que tiverem parafusos e hastes metálicas em ossos podem fazer o exame após a fixação completa destes materiais, pois não serão mobilizados por estarem presos aos ossos. Evita-se o exame na fase aguda, pois pequenas mobilizações poderão prejudicar a consolidação. Fixadores externos não poderão ser examinados porque poderão ser atraídos pelo magneto, “prendendo” o paciente junto a este. Os materiais de fixação interna, porém, não oferecem problemas, podendo apenas gerar artefatos na imagem, se forem ferrosos e estiverem próximos da região a ser examinada.

Outros potenciais causadores de artefatos são os aparelhos dentários metálicos, tatuagens, maquiagem permanente e tintura de cabelos com muito ferro, como as avermelhadas. Nestes casos o exame pode ser prejudicado, dependendo da quantidade de ferro ou da proximidade com a área de interesse, não ocorrendo, porém, qualquer problema para o paciente.

Quem for entrar na sala de exame precisa estar ciente de que não poderá estar portando cartões magnéticos ou qualquer equipamento eletrônico como telefone celular ou bip, pois o campo magnético apagará memórias e configurações, inutilizando-os. Equipamentos metálicos serão atraídos e poderão ficar presos no magneto, prejudicando sua homogeneidade, sendo proibitivo a entrada na sala de moedas, cliques metálicos, chaves, e instrumentos médicos, como o estetoscópio, laringoscópio, etc. No caso do paciente precisar ser socorrido dentro da sala, somente equipamentos especiais, não magnéticos poderão ser usados. Relógios analógicos terão sua engrenagem imantada ao se aproximar do equipamento, ficando inutilizados.

Conceitos básicos na produção da imagem

Discutiremos a seguir alguns conceitos sobre magnetismo e ondas, necessários para o entendimento da formação da IRM. Inicialmente vamos lembrar que um magneto gera um campo ao seu redor que, na presença de outros corpos imantáveis, força estes a orientar seus campos magnéticos próprios no mesmo sentido do seu (fig.1). Basta lembrar o que acontece quando aproximamos um ímã natural de pedaços pequenos de metal ou de outro ímã menor. Ou ainda, o que acontece quando a agulha imantada da bússola sofre a ação do campo magnético da terra apontando para o norte.

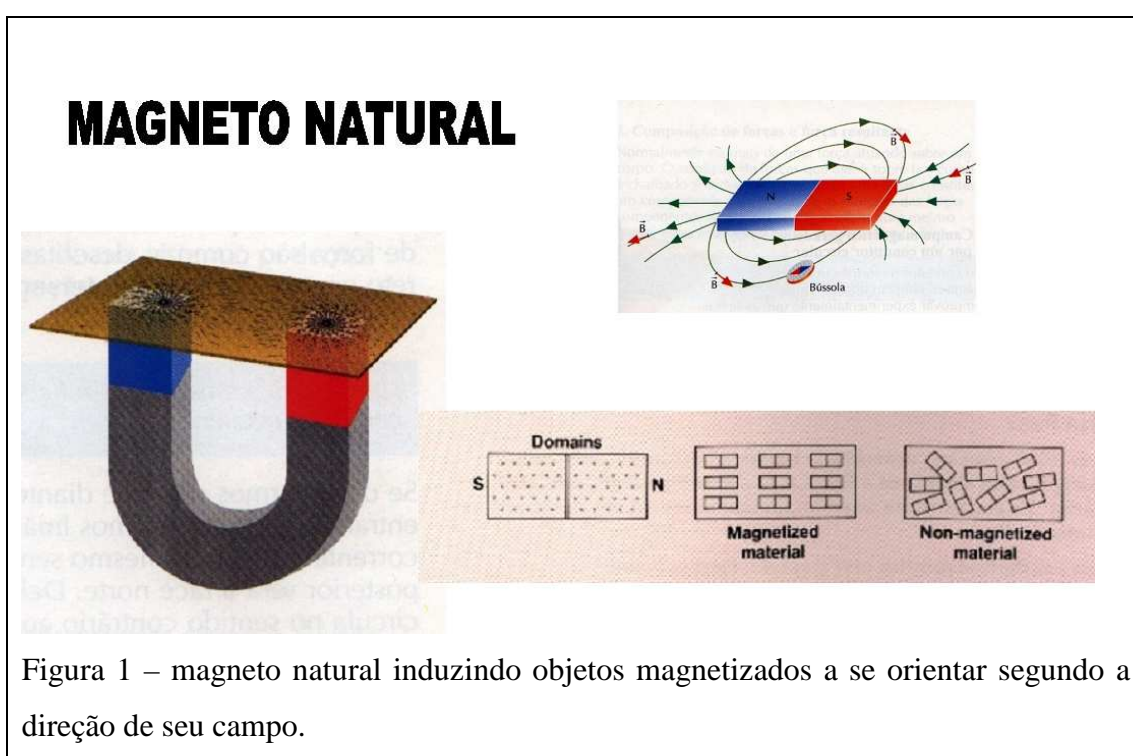
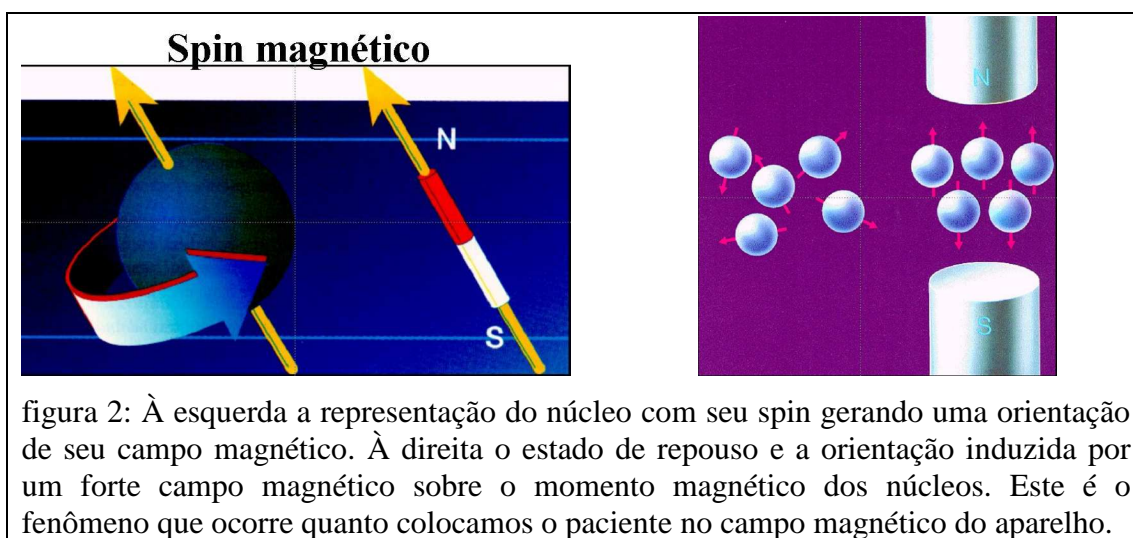


Figura 1 – magneto natural induzindo objetos magnetizados a se orientar segundo a direção de seu campo.

Analogamente, os núcleos dos átomos de nosso corpo que possuem um número ímpar de prótons ou nêutrons, possuem uma carga resultante positiva e possuem também um movimento circular ao redor de si mesmo, à semelhança do movimento de rotação da terra. Este movimento é chamado de spin, investigado inicialmente por Wolfgang Pauli, em 1924. Tendo movimento e carga, geram um campo magnético ao seu redor e funcionam como “pequenos corpos imantados”, possuindo o chamado momento magnético, uma grandeza física vetorial que expressa a intensidade e a direção do campo magnético que envolve o núcleo. Uma analogia pode ser feita entre este campo e aquele produzido por um ímã microscópico. Na

ausência de um campo magnético externo, os núcleos se organizam de modo a buscar uma situação de menor energias e acabam anulando o campo um dos outros. Porém, na presença de um campo magnético potente, se orientam na direção deste campo, segundo um estado de alta ou baixa energia, ficando na mesma direção, mas contra o campo aqueles com alta energia e na mesma direção mas a favor do campo aqueles com baixa energia (figura 2).



Claro que este efeito só ocorre se o campo magnético for realmente forte. Assim, para conseguirmos imagem de qualidade usamos campos da ordem de 1.5 Tesla, que equivale a 15 000 Gaus (medidas de campo magnético). Só para comparação, o campo magnético da Terra é de 0,3 Gaus no equador e de 0,7 Gaus no pólo. Ou seja, o equipamento de 1,5 Tesla tem um campo cerca de 45 mil vezes maior que o campo da Terra ao nível do equador.

Uma vez colocado o paciente no campo magnético do equipamento, seus núcleos se orientam e geram um campo magnético resultante (fig.3). Desta maneira, podemos atuar sobre este campo resultante e medir o efeito da troca de energia com este. Sem a orientação e sem um campo resultante, o efeito que produziríamos seria fraco demais para ser mensurado.

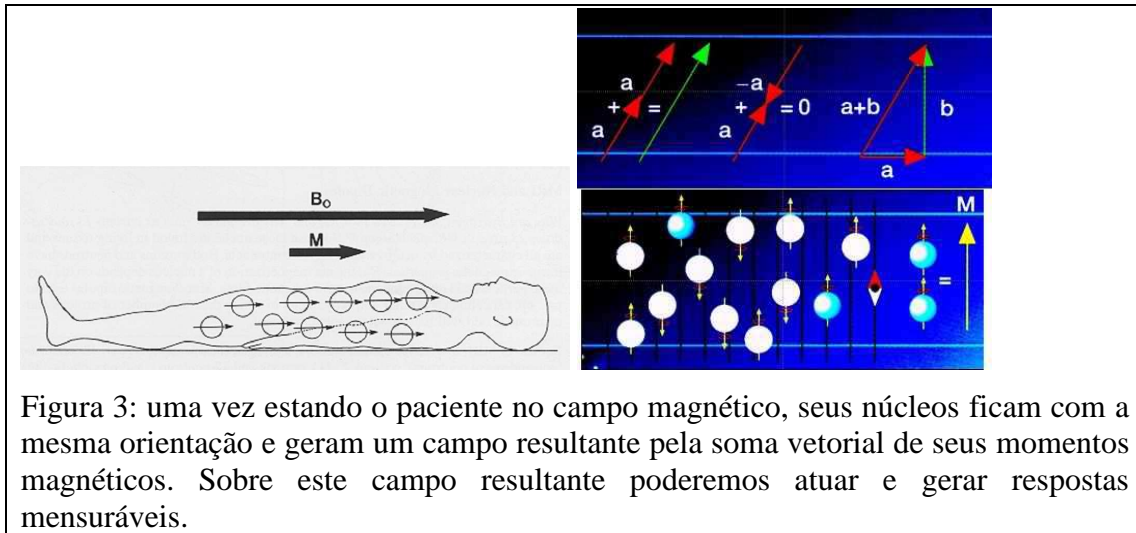


Figura 3: uma vez estando o paciente no campo magnético, seus núcleos ficam com a mesma orientação e geram um campo resultante pela soma vetorial de seus momentos magnéticos. Sobre este campo resultante poderemos atuar e gerar respostas mensuráveis.

O vetor resultante é proporcional à potência do campo magnético principal, sendo tanto maior quanto mais potente este for. Isto ocorre porque, quanto maior o campo mais núcleos vão estar a favor do campo e menos contra. Lembre-se que o núcleo com alta energia fica contra o campo e aquele com baixa fica a favor. Se o campo for mais potente, ele “arrasta” mais núcleos no seu sentido. Com isto, podemos ver que um ml de água, possuindo 3×10^{22} núcleos de hidrogênio, gera um campo resultante de 1,3 ppm sob a ação de um campo de 0,2 Tesla e de 9,6 ppm num campo de 1,5 Tesla. Como a qualidade do sinal depende da resultante, podemos compreender porque equipamentos mais potentes têm melhor imagem.

Sob a ação do campo magnético os núcleos não ficam totalmente paralelos, apresentando uma certa angulação, que produz um segundo movimento circular do seu eixo em relação ao campo principal, denominado precessão. A analogia é com o movimento de um pião rodando (como o spin), mas que, sob o efeito da gravidade da terra, fazem movimentos de rotação de seu eixo “bambeando” (fig. 4). Este movimento de precessão ocorre com frequência característica para cada núcleo, sendo influenciada pelo campo magnético externo ao qual este núcleo estiver submetido, sendo proporcional a este.

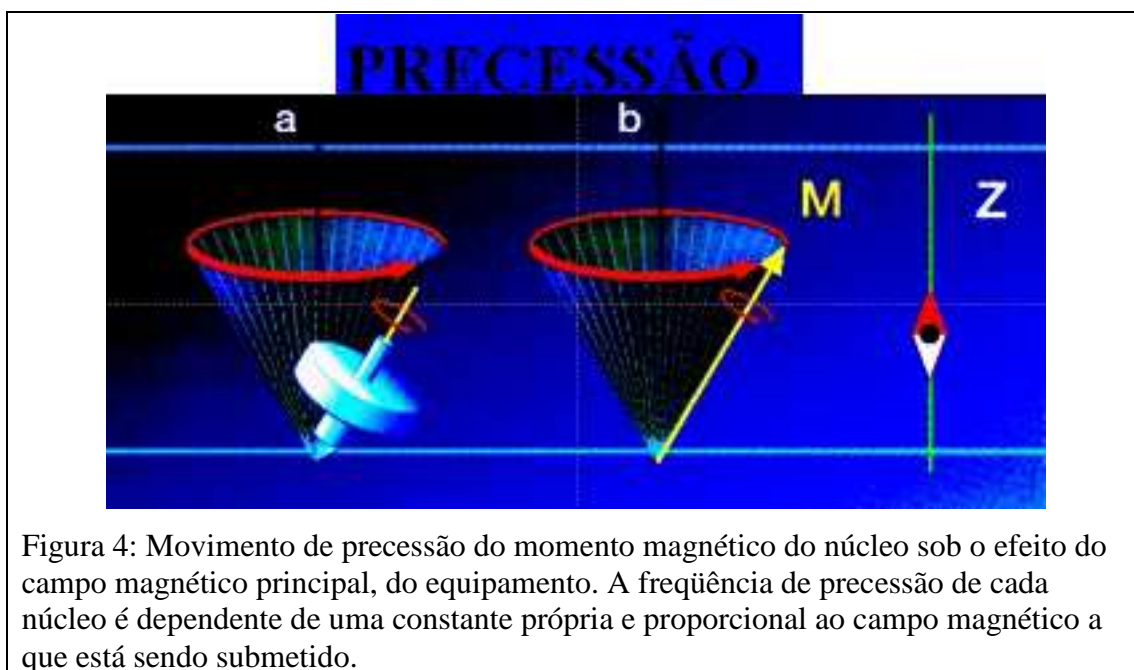


Figura 4: Movimento de precessão do momento magnético do núcleo sob o efeito do campo magnético principal, do equipamento. A frequência de precessão de cada núcleo é dependente de uma constante própria e proporcional ao campo magnético a que está sendo submetido.

A frequência de precessão específica de cada núcleo depende de uma constante giromagnética (γ). Além disto, esta frequência de precessão é influenciada pelo campo magnético, variando de maneira proporcional a este de acordo com uma equação, denominada relação de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

onde ω_0 é a frequência de precessão, γ é a constante giromagnética própria do núcleo e B_0 a potência do campo magnético. Assim, a variação da precessão é diretamente proporcional ao campo. A figura 5 mostra uma tabela com as constantes dos principais núcleos, bem como a frequência que esta precessão assume num campo de 1 tesla. No caso de equipamentos com 1.5 Tesla, a frequência passa ser a apresentada nesta tabela, multiplicada por 1,5. No caso do hidrogênio, por exemplo, seria 63.87 MHz.

Isótopo	Constante giromagnética	Frequência de precessão em MHz/Tesla
¹ H	26.8	42.58
² H	4.1	6.53
¹³ C	6.7	10.70
²³ N	7.1	11.26
³¹ P	10.8	17.24

Assim, após a colocação do paciente no campo magnético, os seus núcleos ficam alinhados, gerando um vetor resultante. O próximo passo é tirar este vetor resultante do equilíbrio, para gerar a imagem. Para isto é necessário transmitir energia para os núcleos. Como a precessão tem um comportamento de onda, para transmitir esta energia, precisamos de uma onda com a mesma frequência da precessão do núcleo. Este é o princípio da “ressonância”, segundo o qual a energia somente é transmitida entre ondas com a mesma frequência. Como cada núcleo tem uma frequência, é necessário escolher um deles para ser utilizado. Como é possível ver por esta tabela, o hidrogênio é o elemento químico com maior constante giromagnética. Isto, mais o fato dele ser o elemento mais abundante nos tecidos biológicos, torna ele o elemento preferencial para gerar a imagem médica. Neste caso, trabalhando com equipamento de 1.5 Tesla, precisaremos usar uma onda com frequência em torno de 64 MHz. Felizmente nesta frequência estão as ondas de radio, na faixa usada por rádios FM, que, sendo inócuas, podem ser usadas sem problemas. A figura 5 mostra diferentes frequências e comprimentos em diferentes ondas eletromagnéticas. Note que as ondas de radio estão na faixa que nos interessa.

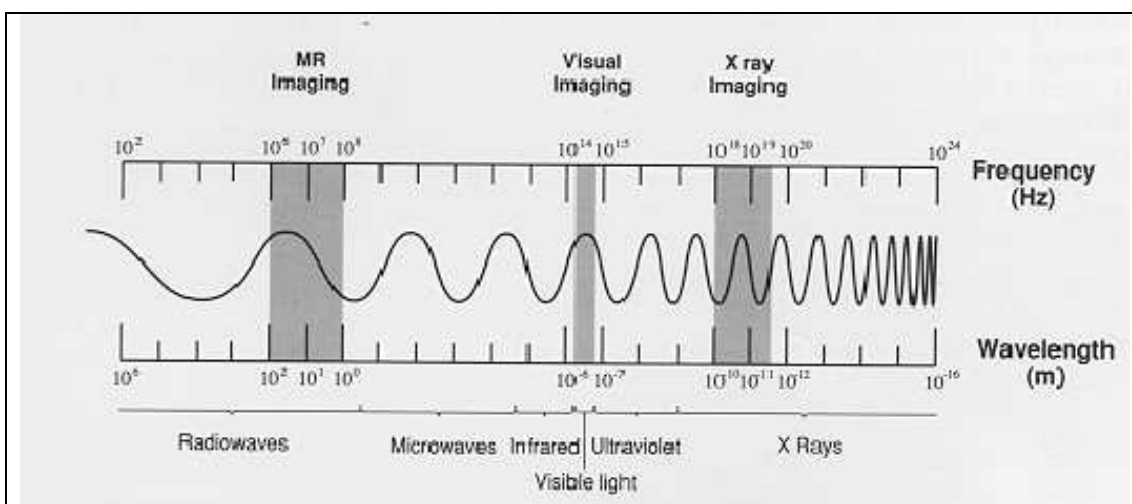


Figura 5 – Note que a alta frequência e o menor comprimento de onda está ligado a uma maior penetração tecidual. Também a deposição de energia é maior nas microondas em relação às ondas de rádio.

Assim, com a radiofrequência na faixa de 64 MHz conseguimos emitir pulsos com potência variada, transmitindo mais ou menos energia para os núcleos do

hidrogênio a fim de tirá-los do equilíbrio e obter a imagem de RM. Como é muito demorada e pouco produtiva a utilização dos outros núcleos, as máquinas de RM são preparadas para estudar os átomos de hidrogênio. Ou seja, falar de imagem de RM é sinônimo de imagem do núcleo de hidrogênio. Como o núcleo do H^+ é um próton, também falamos que é imagem de prótons.

Após o vetor resultante ser tirado do equilíbrio pelo pulso de radiofrequência, ele tende a retornar ao equilíbrio, liberando a energia recebida para o meio. Esta energia liberada na forma de campo magnético pode ser captada por uma bobina e gerar um sinal elétrico que será transformado em imagem, após processamento pelo computador. Assim, para obtermos a imagem, necessitamos do campo magnético principal, de um gerador de radiofrequência e de uma bobina para captar o sinal, que é colocada junto da região a ser examinada, no paciente (figura 5).



Figura 5 – O magneto principal do equipamento é um eletroímã produzido com material supercondutor, que gera um campo paralelo ao seu eixo interno, com maior homogeneidade no seu centro, onde o paciente deve ser posicionado. Os aparelhos mais antigos são mais estreitos e longos, com os modernos sendo mais curtos e amplos. À direita um paciente está com uma bobina receptora ajustada para o estudo da região cervical. A abertura do equipamento dá uma idéia do espaço que o paciente terá no interior do magneto.

Não basta um único pulso de radiofrequência para obtermos uma imagem, precisamos repetir este pulso e colhermos o eco uma série de vezes para termos um sinal útil. Para isto, aplicamos as chamadas “seqüências de pulsos” com intervalos característicos entre cada pulso, denominado “tempo de repetição” (TR) e intervalos de espera para colhermos o eco (“tempo de eco”, ou TE). Dependendo das variações do TR e do TE, bem como da potência do pulso de radiofrequência e da aplicação de campos magnéticos auxiliares, teremos imagens muito diferentes para a mesma região. São maneiras diferentes de representar o fenômeno complexo que ocorre ao

nível do meio ambiente molecular durante o exame e que são usadas para nos mostrar aspectos diferentes do mesmo tecido, permitindo inferências físicas e fisiopatológicas sobre este. Dependendo da seqüência utilizada, poderemos ter melhor “visão” das características da magnetização transversal ao campo magnético, também chamada de magnetização T2, utilizando um TR e um TE longo. Com isto, teremos um sinal intenso da água, gerando uma imagem brilhante de toda região com aumento relativo de água. Como quase todo processo patológico resulta num aumento da água, isto torna esta imagem muito sensível para lesões focais, como necrose, inflamação, isquemia e muitas neoplasias. São seqüências ditas ponderadas ou pesadas em T2. Se, por outro lado, utilizarmos TR e TE curtos obteremos o sinal antes que a água tenha tempo de se relaxar totalmente, gerando imagens onde a gordura tem alto sinal e o líquido tem baixo sinal. Estas privilegiam a magnetização longitudinal, ou T1, sendo chamadas de seqüências ponderadas em T1, com excelente resolução anatômica, com menor sensibilidade, mas maior especificidade que as seqüências T2. Com as seqüências T1 podemos usar um contraste endovenoso a base de um metal chamado gadolínio. Com o uso do gadolínio poderemos detectar aumento da permeabilidade capilar, como na inflamação, e aumento da vascularização, como em tumores ou malformações vasculares, por exemplo.

Devido a estas múltiplas possibilidades de manipulação do sinal, costuma-se dizer que a RM não é **uma** técnica, mas **um conjunto de técnicas**. Na figura 6, a título de exemplo, mostramos algumas imagens da mesma região do encéfalo, obtidas com técnicas diferentes, mostrando a mesma imagem com informações diversas e complementares.

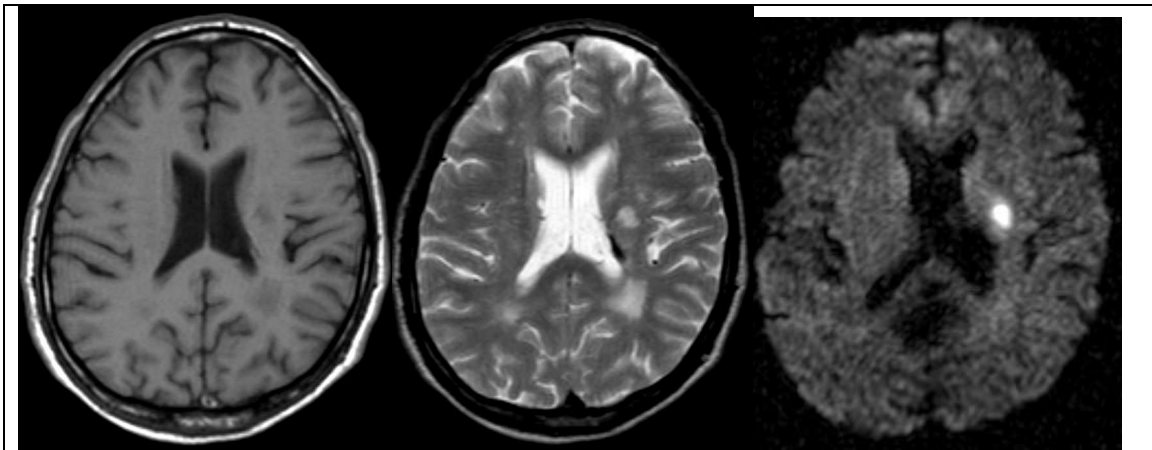


Figura 6 – À esquerda tem uma imagem ponderada em T1, com boa resolução anatômica, com o líquido preto e uma boa diferenciação entre a substância branca e cinzenta. No centro uma imagem ponderada em T2, com o líquido bem brilhante e imagem de hemossiderina, escura, junto ao ventrículo lateral. À direita uma imagem de difusão, com o infarto agudo bem brilhante e visível, mas sem uma boa definição do tecido e dos infartos antigos. Juntas estas imagens nos permitem uma série de conclusões, que não seriam possíveis com apenas uma delas.

Além da imagem poder ser modificada pela ponderação em T1, em T2 ou numa situação intermediária, chamada densidade de prótons, podemos usar pulsos adicionais para subtrair a gordura ou a água livre nas imagens. É possível usar técnicas especiais e medir a concentração de alguns metabólitos, fazendo uma verdadeira “biópsia” química, o que chamamos de espectroscopia por RM. É possível também quantificar o fluxo sanguíneo ou líquido, fazer angiografias com estas imagens de fluxo sanguíneo. Fazer imagens baseadas no movimento browniano da água, a chamada imagem por difusão. É possível fazer estudos de função cerebral, usando o aumento de fluxo regional para detectar atividade neuronal, ou medir a perfusão de regiões específicas. Ou seja, são inúmeras as possibilidades de se obter informações sobre os tecidos biológicos e órgãos, usando a IRM.

Como é possível ver na figura 6, a imagem de RM é apresentada na forma de cortes anatômicos, assim como na tomografia computadorizada, porém, obtidos de uma maneira muito diferente. Na RM o paciente não precisa ser mobilizado, permanecendo deitado de costas, de maneira confortável, durante todo o exame, sendo as imagens seccionais obtidas apenas com a aplicação de campos magnéticos auxiliares, denominados “campos gradientes”, controlados pelo operador através do console. Cada seqüência de pulso demora, em geral, de 2 a 12 minutos, mas fornece entre 9 e 20 cortes anatômicos. Isto é muito variável, com seqüências podendo durar

de poucos segundos a quase uma hora. Umas fornecem apenas um corte enquanto outras fornecem imagens de um milímetro de espessura nos mais diversos planos anatômicos. Porém, é preciso ter noção de que um exame de RM dura em geral entre 20 e 30 minutos, mas podendo chegar a mais de uma hora, dependendo das seqüências utilizadas e da quantidade e tipo de informação desejada. De modo geral, centenas de imagens são geradas em cada exame.

Apesar do exame de RM ser praticamente inócuo, o paciente precisa ser colocado no centro do magneto, o que gera uma sensação de confinamento em alguns pacientes, que dizem ter a sensação de que são colocados em um “túnel”. Cerca de 5% dos pacientes sentem claustrofobia e não conseguem fazer o exame. Além disto, as bobinas de campo gradiente, utilizadas para selecionar os planos de corte, causam uns barulhos bastante altos, sendo necessária a utilização de proteção auricular durante o exame. Como a imagem depende de uma série de pulsos utilizados de maneira ordenada, o paciente não pode se mover durante a seqüência, sendo necessários longos períodos de imobilidade, o que pode ser incômodo para alguns.

Assim, a imagem de RM possui inúmeras vantagens sobre todos os outros métodos, mas possui algumas limitações. Além destas descritas, precisamos lembrar ainda que a IRM, por ser obtida a partir dos prótons do hidrogênio, não detecta calcificações e osso cortical, que aparecem como uma ausência de sinal. É possível ver a imagem da medula óssea, mas não do osso cortical, com a IRM.

No caso das hemorragias, o sinal da IRM é bastante complexo, variando com o estágio de degradação do grupamento heme da hemoglobina. Se, por um lado a IRM é o melhor método para identificar sangramentos antigos, com hemossiderina impregnando os tecidos, ela é relativamente insensível para sangramentos hiperagudos. Ou seja, a IRM não é o melhor método para estudar pacientes com trauma craniano ou com hemorragias muito recentes.