

A FÍSICA NA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.

JOSÉ CARLOS FERREIRA BASTOS¹, GILVANDENYS LEITE SALES¹,
DARKSON FERNANDES DA COSTA¹

¹ Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Ceará - IFCE
<jjcarlosb56@gmail.com> <denyssales@ifce.edu.br> <darksonifce@gmail.com>
DOI: <<https://doi.org/10.21439/conexoes.v14i3.1414>>

Resumo. O presente trabalho tem como objetivo principal promover a divulgação dos conceitos físicos envolvidos na formação de imagens através da Ressonância Magnética (RM). Para tanto, fez-se uma descrição detalhada de cada parte do processo, a partir de estudos de alguns conceitos da física, principalmente o eletromagnetismo e física nuclear. A pesquisa, de caráter bibliográfico, partiu da seguinte problemática: as imagens de Ressonância Magnética são geradas de forma complicada, o que torna muito mais difícil de entender do que a radiografia simples, tomografia computadorizada e ultrassonografia. Observou-se que a RM necessita de um campo magnético estático, para tanto, são utilizados prótons de hidrogênio no interior do corpo do paciente para alinhar-se com o campo magnético. Um pulso de Rádio Frequência (RF) é emitido a partir do *scanner*, sincronizado para uma gama específica de frequências, levando os prótons de hidrogênio ao movimento de precessão. Alguns dos prótons de hidrogênio são levados a 180º do alinhamento com o campo magnético estático, esses prótons serão forçados a entrarem em fase com outros prótons de hidrogênio. Ao passo que a energia do impulso de RF é dissipada, os prótons de hidrogênio retornarão ao alinhamento com o campo magnético estático. O resultado é que o sinal de ressonância magnética é derivado dos prótons de hidrogênio enquanto se movem, voltando para o alinhamento com o campo magnético e ficando fora de "fase" uns com os outros por conta do processo, dividido em relaxamento T_1 e T_2 . Como resultado o sinal de RM é dividido e localizado espacialmente para produzir imagens.

Palavras-chaves: Ressonância Magnética. Campo Magnético. Imagens.

Abstract. The present work had as main objective to promote the dissemination of the physical concepts involved in the formation of images through Magnetic Resonance Image (MRI). For this, a detailed description of each part of the process was made, based on studies of some concepts of physics, mainly electromagnetism and nuclear physics. The bibliographical research was based on the following problems: Magnetic resonance imaging is generated in a complicated way, which makes it much more difficult to understand than simple radiography, computed tomography and ultrasonography. It has been observed that the MRI needs a static magnetic field; therefore, hydrogen protons are used inside the patient's body to align with the magnetic field. A Radio Frequency (RF) pulse is emitted from the scanner, synchronized to a specific range of frequencies, bringing the hydrogen protons to the precession movement. Some of the hydrogen protons are "knocked out" to 180° out of alignment with the static magnetic field, these protons will be forced into phase with other hydrogen protons. While the energy of the RF pulse is dissipated, the hydrogen protons will return to alignment with the static magnetic field. The result is that the magnetic resonance signal is derived from the hydrogen protons as they move back into alignment with the magnetic field and out of phase with each other due to the process, divided into relaxation T_1 and T_2 . As a result, the MRI signal is divided and located spatially to produce images.

Keywords: Magnetic Resonance. Imaging. Magnetic Field Images.

1 INTRODUÇÃO

Imagem por Ressonância Magnética (RM) é um método diagnóstico utilizado para produzir imagens de alta qualidade do interior do corpo humano. Nosso objetivo consiste em descrever de forma simples os conceitos e processos físicos relacionados e aplicados neste importante recurso tecnológico revolucionário para a saúde e qualidade de vida na sociedade contemporânea. Abordaremos os conceitos avançados de eletromagnetismo e mecânica quântica presentes no processo do modo mais elucidativo possível, de modo a tornar o assunto compreensível ao público não especializado e aos leitores em geral. O processo pelo qual as Imagens de Ressonância Magnética (IRM) são geradas é mais complexo que os envolvidos em outros importantes recursos diagnósticos como a radiografia, a mamografia, a tomografia computadorizada, a ultrassonografia ou mesmo nos métodos radioativos da medicina nuclear.

A física nuclear tem sido associada historicamente aos efeitos deletérios das radiações ionizantes no corpo humano, após duas bombas nucleares serem deflagradas nas cidades japonesas de Hiroshima e Nagasaki no final da segunda grande guerra e durante todo o terrorismo bélico que caracterizou o período de guerra fria entre os Estados Unidos da América e a União Soviética. Talvez por esta conotação estigmatizada da palavra "nuclear", o uso médico da técnica aqui descrita optou por suprimir parte de sua nomenclatura original, a Ressonância Magnética Nuclear (RMN). Esta é uma técnica espectroscópica usada por cientistas para obter informação sobre as moléculas, sob o ponto de vista da química inorgânica, química orgânica, química analítica e físico-química (JACKMAN; STERNHELL, 2013). Esta última área está relacionada à chamada biofísica, e ambas servem como base para o estudo e o desenvolvimento de técnicas terapêuticas e diagnósticas onde os conhecimentos de física são aplicados à medicina, dentre elas está a geração de imagens por ressonância magnética (PYKETT, 1982).

A RM começou como técnica de geração de imagens tomográficas (AVINASH; SLANEY, 1988), produzida por uma imagem do sinal de RMN de uma fina fatia através do corpo humano (ZIJLSTRA, 1985). Desde então a RM tem avançado além da simples técnica para realizar imagem tomográfica, para uma técnica de imagem do volume (TONGDEE et al., 2006; KIJOWSKI; GOLD, 2011).

Sob o ponto de vista histórico, o fenômeno da ressonância magnética foi demonstrado simultaneamente, mas de forma independente, por dois grandes cientistas do século XX, no ano de 1946. Bloch (1946),

em artigo intitulado "Indução Nuclear" (NOBELPRIZE, 1952), e Purcell, publicou outro artigo de nome "Absorção de ressonância por momentos magnéticos nucleares em um sólido", descobriram e descreveram o fenômeno, sendo por estes trabalhos laureados com a mais alta distinção científica contemporânea, o Prêmio Nobel, no ano de 1952 (PURCELL; TORREY; POUND, 1946).

No período entre 1950 e 1970, RMN foi desenvolvido e utilizado para análise de estruturas moleculares em diversos campos da química e da física (PROCTOR; YU, 1950; BUCKINGHAM, 1960; GOLDMAN, 1970), apesar de os primeiros estudos com moléculas biológicas, como aminoácidos comuns e a ribonuclease pancreática de bovinos (SAUNDERS; WISHNIA; KIRKWOOD, 1957) terem sido publicados em 1957 (MARION, 2013). Em 1971, Raymond Damadian mostrou que os tempos de relaxação magnéticos nucleares de tecidos e tumores diferiam, motivando assim os cientistas a considerar o uso de ressonância magnética para a detecção de doenças (MARION, 1971).

Outra técnica de formação de imagens muito importante foi descrita por Hounsfield em 1973. O método propiciava imagens multiangulares formadas a partir da composição de vários feixes de raios-x e ficou conhecida como tomografia computadorizada (HOUNSFIELD, 1973). A partir deste momento, onde duas importantes e distintas técnicas de formação de imagens médicas estavam disponíveis, nota-se um grande aumento nos investimentos, por parte de instituições de saúde, direcionados a equipamentos para formação de imagens via tomografia e ressonância magnética (MAZZOLA et al., 2005).

A ressonância magnética foi aplicada então por meio de uma técnica semelhante ao utilizada na tomografia computadorizada. Foi assim que Paul Lauterbur gerou imagens da inhomogeneidade química no interior de objetos macroscópicos em 1975 (LAUTERBUR et al., 1975). Richard Ernst incorporou à ressonância magnética, em 1975, fases e frequências de codificação e filtros de imagens baseados em Transformada de Fourier (KUMAR; WELTI; ERNST, 1975). Este procedimento serviu como referência para os processos atuais de formação de imagens por ressonância magnética (MAZZOLA et al., 2005).

Em 1977 foi demonstrada por Raymond Damadian a ressonância magnética nuclear de focagem campo (DAMADIAN, 1980). Neste mesmo ano, Peter Mansfield desenvolveu a técnica de imagem ecoplanar (MANSFIELD, 1977). Esta técnica será posteriormente desenvolvida para produzir imagens dinâmicas

em forma de vídeo (SLICHTER, 1989; WILLIAMS, 1989).

Edelstein e colaboradores demonstraram imagens do corpo usando a técnica de Ernst em 1980 (EDELSTEIN et al., 1980). Uma única imagem pode ser adquirida em aproximadamente cinco minutos por esta técnica. Em 1986, o tempo de imagem foi reduzido para cerca de cinco segundos, sem perdas significativas de qualidade. No mesmo ano, Craig Eccles e Paul Callaghan desenvolveram um microscópio de alta resolução que utilizava RMN (ECCLES; CALLAGHAN, 1986). Em 1987 a imagiologia ecoplanar foi utilizada para realizar um filme de imagens em tempo real de um ciclo cardíaco. Ainda neste ano, Charles Dumoulin apresentou a angiografia por ressonância magnética (MRA), o que proporcionou imagens arteriais sem necessidade de agentes de contraste (DUMOULIN; JR, 1987).

Em 1991, Richard Ernst foi recompensado por suas realizações com as transformadas de Fourier pulsada RMN e IRM com o Prêmio Nobel de Química (NOBELPRIZE, 1991). Em 1992, a imagem por ressonância magnética funcional (IRMf) foi desenvolvida por John Belliveau (SERENO et al., 1995). Esta técnica permite o mapeamento da função das diversas regiões do cérebro humano. O desenvolvimento da IRMF abriu um novo conceito do mapeamento das regiões do cérebro responsável pelo pensamento e controle motor. Em 1994, pesquisadores demonstraram a imagem de gás hiperpolarizado para estudos da respiração (MIDDLETON, 1995).

Em 2003, Paul C. Lauterbur da Universidade de Illinois e Sir Peter Mansfield, da Universidade de Nottingham foram agraciados com o Prêmio Nobel de Medicina por suas descobertas sobre a ressonância magnética (NOBELPRIZE, 1991).

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Princípios Físicos utilizados IRM

O Spin

O spin é uma propriedade fundamental da natureza (EISBERG, 1961), como carga ou massa elétrica. Considerado como uma rotação, vem em múltiplos de $1/2$ e pode ser para cima (*up*) ou para baixo (*down*). Prótons, elétrons e nêutrons possuem rotação. Elétrons desemparelhados individuais, prótons e nêutrons cada um possui um spin de $1/2$. No átomo de deutério, ou hidrogênio pesado (^2H), com um elétron não emparelhado, um próton não pareado, e um nêutron não pareado, o

spin eletrônico total é igual a $1/2$ e o spin nuclear total é igual a 1 . Duas ou mais partículas com spins em sentidos opostos podem emparelhar-se e eliminar as manifestações observáveis de rotação. Um exemplo é o spin eletrônico total do hélio, que é zero por possuir dois elétrons emparelhados. Em ressonância magnética nuclear, são spins nucleares não emparelhados os que têm maior importância.

Propriedades de rotação

Quando colocado num campo magnético de intensidade B , uma partícula com um spin resultante não nulo pode absorver um fóton, de frequência ν , que depende da relação giromagnética γ , da partícula.

$$\nu = \gamma B \quad (1)$$

Para o hidrogênio, $\gamma = 42,58 \text{ MHz/T}$.

Núcleos com spin

Os núcleos são compostos de prótons carregados positivamente e nêutrons não carregados mantidos juntos por forças nucleares. Ambos os prótons e nêutrons têm aproximadamente a mesma massa, que é cerca de 1840 vezes maior do que a massa de um elétron.

O modelo de escudo para o núcleo nos diz que núcleos, assim como os elétrons, preenchem orbitais. Quando o número de prótons ou nêutrons são iguais a 2, 8, 20, 28, 50, 82 e 126, orbitais estão preenchidos (KRANE; HALLIDAY, 1988). Como os núcleos têm spin, assim como os elétrons, sua rotação pode emparelhar-se quando os orbitais estão sendo preenchidos, anulando-se. Quase todos os elementos na tabela periódica tem um isótopo com um spin nuclear diferente de zero. A RMN só pode ser realizada em isótopos cuja abundância natural é alta o suficiente para eles possam ser detectados.

Níveis de Energia

Para entender como partículas com spin comportam-se em um campo magnético, considere um próton. Este próton tem a propriedade chamada spin. Pense no giro deste próton como um vetor momento magnético, fazendo com que o próton se comporte como um pequeno ímã com um polo norte e sul.

Quando o próton é colocado em um campo magnético externo, o vetor de rotação da partícula se alinha

com o campo externo, como um ímã faria. Há uma configuração de baixa energia no estado onde os polos norte (N) e sul (S) estejam alinhados de modo NSNS e um de alta energia onde o alinhamento ocorre de forma NNSS.

Transições

Um próton pode sofrer uma transição entre os dois estados de energia pela absorção de um fóton. Uma partícula no estado de energia inferior absorve um fóton e ocupa um estado de energia superior. A energia deste fóton deve corresponder exatamente a diferença de energia entre os dois estados. A energia (E) de um fóton está relacionada à sua frequência através da constante pela constante de Planck h :

$$E = hv, \quad (2)$$

onde $h = 6,626 \times 10^{-34}$ J.s.

Em RMN e IRM, a quantidade é chamada de frequência de ressonância, identificada com a frequência de Larmor (FEYNMAN, 1964).

Diagrama de Nível de Energia

A energia dos dois estados de spin pode ser representada por um diagrama de níveis de energia. Vimos que $v = \gamma B$ e $E = hv$. Por conseguinte, a energia do fóton necessária para provocar uma transição entre os dois estados de spin é

$$E = h\gamma B \quad (3)$$

Quando a energia do fóton corresponde à diferença de energia entre os dois estados de spin, uma absorção de energia deve ocorrer.

No experimento de RMN, a frequência do fóton está na gama de rádio frequências. Na espectroscopia de RMN, ela está entre 60 e 800 MHz para núcleos de hidrogênio, enquanto na IRM clínica ela é tipicamente de 15 a 80 MHz.

Estatísticas de Boltzmann

Quando um grupo de rotações é colocado num campo magnético, cada rotação se alinha em uma das duas orientações possíveis. À temperatura ambiente, o número de rotações do nível de energia inferior, N^- , ultrapassa ligeiramente o número no nível superior, N^+ . A estatística de Boltzmann diz que

$$N^-/N^+ = e^{-E/kT}, \quad (4)$$

onde E é a diferença de energia entre os estados de spin; k é a constante de Boltzmann, $k = 1,38 \times 10^{-23}$ J/K; e T é a temperatura em K (Kelvins).

À medida que a temperatura diminui, acontece o mesmo com a relação N^-/N^+ . Se a temperatura aumenta, a relação se aproxima de um. A RMN é uma espectroscopia bastante sensível, uma vez que é capaz de detectar diferenças muito pequenas na população de spins. A ressonância, ou troca de energia em uma frequência específica entre os spins, garante à RMN sua sensibilidade.

É interessante notar outro fator de influência na ressonância magnética: a abundância natural do isótopo e abundância biológica. A abundância natural dos isótopos, ou seja, a fração de núcleos que têm um determinado número de prótons e nêutrons, ou determinado peso atômico. Por exemplo, há três isótopos de hidrogênio, ^1H , ^2H e ^3H . A abundância natural de ^1H é 99,985% (EISBERG, 1961).

Pacotes de spin

A descrição da RMN em escala microscópica está longe de ser simples. Uma imagem macroscópica é mais fácil de ser entendida. O primeiro passo no desenvolvimento da imagem macroscópica é definir o pacote de rotação. Um pacote de spin é um grupo de spins experimentando a mesma força do campo magnético. Neste exemplo, as rotações no interior de cada seção da amostra representam um pacote de rotação. Em qualquer instante de tempo, o campo magnético devido às rotações em cada amostra de centrifugação pode ser representado por um vetor de magnetização.

A soma vetorial dos vetores de magnetização de todos os pacotes é a magnetização de spin resultante. A fim de descrever de RMN pulsada é necessário partir do entendimento da magnetização resultante. Adaptando o sistema de coordenadas de RMN convencional, o campo magnético externo e o vetor de magnetização resultante do estado de equilíbrio estão ambos ao longo do eixo Z. Em qualquer instante no tempo, o campo magnético devido às rotações em cada amostra de centrifugação pode ser representado por um vetor de magnetização.

Processos T_1

No equilíbrio, o vetor de magnetização M resultante encontra-se ao longo da direção do campo magnético aplicado B_0 e é chamado de equilíbrio de magnetização M_0 (BLOEMBERGEN, 1961). Nesta configuração, o componente de magnetização M_Z é igual a M_0 . M_Z é referido como a magnetização longitudinal. Não há magnetização transversal (M_X ou M_Y) aqui. É possível alterar a magnetização da rede, expondo o sistema de spin nuclear com a energia de uma frequência igual à diferença de energia entre estados de spin. Se energia suficiente é colocado no sistema, é possível saturar o sistema de spin e fazer $M_Z = 0$.

A constante de tempo, que descreve como M_Z retorna ao seu valor de equilíbrio e é chamado de tempo de relaxamento da rotação da estrutura (T_1). A equação que regem este comportamento em função do tempo t após o seu deslocamento é:

$$M_Z = M_0 \left(1 - e^{-t/T_1}\right) \quad (5)$$

T_1 é o tempo necessário para reduzir a diferença entre a magnetização longitudinal (M_Z) e o seu valor de equilíbrio por um fator de e . Se a magnetização resultante está localizada ao longo do eixo Z , que vai gradualmente retornar à sua posição de equilíbrio ao longo do eixo Z positivo a uma taxa governada por T_1 . A equação que regem este comportamento em função do tempo t após o seu deslocamento é:

$$M_Z = M_0 \left(1 - 2e^{t/T_1}\right) \quad (6)$$

Precessão

Se a magnetização resultante é colocada no plano XY ele vai girar em torno do eixo Z , com uma frequência igual à frequência do fóton que iria provocar uma transição entre os dois níveis de energia do spin. Conforme Bloembergen (1961), esta frequência é chamada de frequência de Larmor.

Processos T_2

Em adição à rotação, começa a magnetização de fase porque cada um dos pacotes de rotação vão atravessar um campo magnético ligeiramente diferente que gira na sua própria frequência de Larmor. Quanto maior o tempo decorrido, maior for a diferença de fase. A constante de tempo que descreve o retorno ao equilíbrio da magnetização transversal M_{XY} é chamada tempo de relaxamento spin-spin, T_2 :

$$M_{XY} = M_{XY_0} e^{-t/T_2} \quad (7)$$

onde T_2 é sempre menor ou igual a T_1 . A magnetização resultante no plano XY vai para zero e, em seguida, a magnetização longitudinal cresce até termos M_0 em Z . Qualquer magnetização transversal atua da mesma maneira. A componente transversal gira sobre a direção da magnetização aplicada às fases de T_1 , que governa a taxa de recuperação da magnetização longitudinal, que pode ser visualizado na Tabela 1.

Tabela 1: Tempos de relaxação T_1 e T_2 aproximados para diversos tecidos do corpo humano

Tecido	T_1 (ms)	T_2 (ms)
Substância Branca	790	90
Substância Cinzenta	920	100
Líquido Cefalorraquidiano (Líquor)	4000	2000
Sangue (Arterial)	1200	50
Miocárdio	870	60
Músculo	870	50
Lipídios (Gordura)	250	80

3 GIRANDO O REFERENCIAL

É conveniente definir uma estrutura rotativa de referência para os spins, que gire em torno do eixo Z na frequência de Larmor. Pode-se distinguir este sistema de rotação de coordenadas do sistema do laboratório por eixos X' , Y' e Z' . Um vetor de magnetização rotativo na frequência de Larmor tendo como referencial o laboratório, parece ser estacionário em um ponto de referência que gira em torno do eixo Z . No referencial rotativo, o relaxamento da magnetização M_Z para seu valor de equilíbrio parece o mesmo no referencial do laboratório.

Um vetor de magnetização transversal em rotação em torno do eixo Z na mesma velocidade que a estrutura rotativa aparece estacionária na estrutura rotativa. Um vetor de magnetização viaja mais rapidamente do que a estrutura rotativa gira no sentido horário em torno do eixo Z . Um vetor de magnetização movimenta-se mais lentamente que a estrutura rotativa que gira no sentido anti-horário em torno do eixo Z . Em uma amostra existem pacotes de spin que viajam mais rapidamente e outros mais lentamente que no referencial do laboratório. Como consequência, quando a frequência média da amostra é igual à do referencial rotativo, e a defasagem entre M_Z e $M_{Z'}$ se torna quase a mesma.

3.1 Campos magnéticos pulsantes

Uma bobina de arame colocada em torno do eixo X proporcionará um campo magnético ao longo do eixo X quando uma corrente contínua é passada através da bobina. Uma corrente alternada vai produzir um campo magnético na direção que se alterna.

Em uma estrutura de referência que gira em torno do eixo Z com uma frequência igual à da corrente alternada, o campo magnético ao longo do eixo do X' será constante, assim como no caso de uma corrente contínua no referencial do laboratório.

Este é o mesmo que se desloca a bobina sobre o referencial de rotação do sistema de coordenadas na frequência de Larmor. Em ressonância magnética, o campo magnético criado pela bobina de passagem de uma corrente alternada na frequência de Larmor é chamado, por exemplo, de campo magnético B_1 . Quando a corrente alternada através da bobina é ligada e desligada, ele cria um campo magnético pulsado B_1 ao longo do eixo X'. As rotações respondem a este pulso de tal maneira a fazer com que o vetor de magnetização resultante gire em torno da direção do campo B_1 aplicado. O ângulo de rotação depende do intervalo de tempo τ que o campo está ligado, e a sua magnitude é:

$$\theta = 2\pi\gamma B_1 \tau \quad (8)$$

Um pulso de 90° é tal que gira no sentido horário em torno do vetor de magnetização sobre o eixo X'. Um pulso de 90° gira o vetor magnetização de equilíbrio para baixo, na direção do eixo Y'. No referencial do laboratório a magnetização do equilíbrio desce em espiral em torno do eixo Z em relação ao plano XY. Você pode ver por que o referencial rotativo é útil para descrever o comportamento de magnetização em resposta a um campo magnético pulsado.

A magnetização resultante em qualquer orientação obedecerá a equação de rotação, ou seja, as coordenadas do vetor momento magnético obedecem à seguinte transformação:

$$\begin{bmatrix} X'' \\ Y'' \\ Z'' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix} \quad (9)$$

Spin de Relaxação

Tempos e campos variados causam alterações na frequência de Larmor e transições entre os estados de spin, ou seja, uma mudança na M_z . Em geral, T_1 é

inversamente proporcional à densidade de movimentos moleculares na frequência de Larmor.

A distribuição da frequência de rotação depende da temperatura e da viscosidade da solução. A temperatura do corpo humano não varia o suficiente para causar uma influência significativa em T_1 . A viscosidade tem, no entanto que variar de forma significativa de tecido para tecido para influenciar T_1 .

Campos oscilantes, que perturbam os níveis de energia dos estados de spin, causam a magnetização transversal de fase. O número de movimentos moleculares é menor ou igual à frequência de Larmor é inversamente proporcional ao T_2 .

3.2 Transferência de Magnetização por Contraste

Transferência de magnetização por contraste é um novo método de aumentar o contraste entre tecidos por meios físicos, em vez de químicos (HENKELMAN; STANISZ; GRAHAM, 2001). Para que esta técnica seja eficaz, deve haver pelo menos dois sistemas de spin na anatomia trabalhada que sejam capazes de trocar energia entre si. Um dos sistemas deve ter um T_2 muito mais curto do que o outro.

Os dois sistemas de spin poderiam ser proteínas e água. A proteína tem um T_2 muito curto em relação ao T_2 de água. Por causa da relação inversa entre T_2 e a largura de linha espectral, os espectros de RMN destes dois sistemas de spin terá um pico muito largo da proteína e um pico muito estreito a partir da água. O sinal a partir da proteína, por conseguinte, não será visível na imagem devido à sua ampla largura de linha que faz com que seu sinal seja distribuído ao longo de toda a imagem. Aplicando a saturação de pulso de 1 kHz do centro destes picos, pode-se saturar diretamente o sistema de spin da proteína e não o da água. Quaisquer moléculas de água em contato com a proteína pode ser capaz de fazer o intercâmbio de magnetização com a proteína. Portanto, a saturação da proteína irá afetar o sinal da água e o contraste entre a água e a proteína.

4 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi feita uma discussão que apresentou os conceitos físicos, aspectos técnicos e tecnológicos envolvidos na ressonância magnética, permitindo ao leitor, uma visão geral desses fenômenos e seu uso clínico. Foi abordada uma perspectiva histórica do desenvolvimento dos conceitos abordados. Especial cuidado foi tomado em apresentar uma bibliografia rica sobre o tema, a fim de possibilitar ao leitor um aprofundamento em aspectos de seu interesse. Esperamos

que este trabalho contribua para o interesse do leitor em analisar os aspectos multidisciplinares envolvidos na área de conhecimento, diagnóstico e tratamento conhecida nos dias de hoje como física médica, uma área em franca expansão e que demanda novos interessados em seu estudo, inovação e aplicação prática.

REFERÊNCIAS

- AVINASH, C. K.; SLANEY, M. **Principles of computerized tomographic imaging**. 1. ed. New York: IEEE press, 1988.
- BLOCH, F. Nuclear induction. **Physical review**, APS, v. 70, n. 7-8, p. 460, 1946.
- BLOEMBERGEN, N. **Nuclear magnetic relaxation**. 1. ed. New York: Benjamin, 1961.
- BUCKINGHAM, A. D. Chemical shifts in the nuclear magnetic resonance spectra of molecules containing polar groups. **Canadian Journal of Chemistry**, NRC Research Press, v. 38, n. 2, p. 300–307, 1960.
- DAMADIAN, R. Tumor detection by nuclear magnetic resonance. **Science**, American Association for the Advancement of Science, v. 171, n. 3976, p. 1151–1153, 1971.
- DAMADIAN, R. Field focusing nmr (fonar) and the formation of chemical images in man. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London. B, Biological Sciences**, The Royal Society London, v. 289, n. 1037, p. 489–500, 1980.
- DUMOULIN, C. L.; JR, H. R. H. **Methods for NMR angiography**. [S.l.]: Google Patents, 1987. US Patent 4,714,081.
- ECCLES, C.; CALLAGHAN, P. High-resolution imaging. the nmr microscope. **Journal of Magnetic Resonance (1969)**, Elsevier, v. 68, n. 2, p. 393–398, 1986.
- EDELSTEIN, W. A.; HUTCHISON, J. M.; JOHNSON, G.; REDPATH, T. Spin warp nmr imaging and applications to human whole-body imaging. **Physics in medicine & biology**, IOP Publishing, v. 25, n. 4, p. 751, 1980.
- EISBERG, R. M. **Fundamentals of modern physics**. 1. ed. New York: John Wiley & Sons, 1961.
- FEYNMAN, R. P. **Feynman lectures on physics. Volume 2: Mainly electromagnetism and matter**. 1. ed. New York: Basic Books, 1964. v. 2.
- GOLDMAN, M. Spin temperature and nuclear magnetic resonance in solids. **Physics Bulletin**, v. 22, n. 3, p. 161, 1970.
- HENKELMAN, R. M.; STANISZ, G. J.; GRAHAM, S. J. Magnetization transfer in mri: a review. **NMR in Biomedicine: An International Journal Devoted to the Development and Application of Magnetic Resonance In Vivo**, Wiley Online Library, v. 14, n. 2, p. 57–64, 2001.
- HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. description of system. **The British journal of radiology**, The British Institute of Radiology, v. 46, n. 552, p. 1016–1022, 1973.
- JACKMAN, L. M.; STERNHELL, S. **Application of Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy in Organic Chemistry: International Series in Organic Chemistry**. 2. ed. Pergamon: Elsevier, 2013.
- KIJOWSKI, R.; GOLD, G. E. Routine 3d magnetic resonance imaging of joints. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, Wiley Online Library, v. 33, n. 4, p. 758–771, 2011.
- KRANE, K. S.; HALLIDAY, D. **Introductory nuclear physics**. 1. ed. New York: Wiley, 1988.
- KUMAR, A.; WELTI, D.; ERNST, R. Imaging of macroscopic objects by nmr fourier zeugmatography. **Naturwissenschaften**, Springer, v. 62, n. 1, p. 34–34, 1975.
- LAUTERBUR, P. C.; KRAMER, D. M.; JR, W. V. H.; CHEN, C.-N. Zeugmatographic high resolution nuclear magnetic resonance spectroscopy. images of chemical inhomogeneity within macroscopic objects. **Journal of the American Chemical Society**, ACS Publications, v. 97, n. 23, p. 6866–6868, 1975.
- MANSFIELD, P. Multi-planar image formation using nmr spin echoes. **Journal of Physics C: Solid State Physics**, IOP Publishing, v. 10, n. 3, p. L55, 1977.
- MARION, D. An introduction to biological nmr spectroscopy. **Molecular & Cellular Proteomics**, ASBMB, v. 12, n. 11, p. 3006–3025, 2013.
- MAZZOLA, A. A.; HERDADE, S. B.; KOCH, H. A.; CARVALHO, A. C. P. Protocolo de testes de aceitação em equipamentos de imagem por ressonância magnética. **Radiologia Brasileira**, SciELO Brasil, v. 38, n. 3, p. 195–204, 2005.

- NOBELPRIZE. **The Nobel Prize in Physics 1952**. 1952. Disponível em: <http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1952/>. Acesso em: 18 jul. 2017.
- NOBELPRIZE. **The Nobel Prize in Chemistry 1991**. 1991. Disponível em: <http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/chemistry/laureates/1991/>. Acesso em: 13 jul. 2017.
- NOBELPRIZE. **The Nobel Prize in Physiology or Medicine 2003**. 2003. Disponível em: <http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/2003/>. Acesso em: 02 ago. 2017.
- PROCTOR, W.; YU, F. The dependence of a nuclear magnetic resonance frequency upon chemical compound. **Physical Review**, APS, v. 77, n. 5, p. 717, 1950.
- PURCELL, E. M.; TORREY, H. C.; POUND, R. V. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. **Physical review**, APS, v. 69, n. 1-2, p. 37, 1946.
- PYKETT, I. L. Nmr imaging in medicine. **Scientific American**, JSTOR, v. 246, n. 5, p. 78–91, 1982.
- SAUNDERS, M.; WISHNIA, A.; KIRKWOOD, J. G. The nuclear magnetic resonance spectrum of ribonuclease1. **Journal of the American Chemical Society**, ACS Publications, v. 79, n. 12, p. 3289–3290, 1957.
- SERENO, M. I.; DALE, A.; REPPAS, J.; KWONG, K.; BELLIVEAU, J.; BRADY, T.; ROSEN, B.; TOOTELL, R. Borders of multiple visual areas in humans revealed by functional magnetic resonance imaging. **Science**, American Association for the Advancement of Science, v. 268, n. 5212, p. 889–893, 1995.
- SLICHTER, C. P. **Principles of magnetic resonance: Springer series in solid states sciences**. 1. ed. Berlin: Springer-Verlag Berlin, 1989.
- TONGDEE, R.; NARRA, V.; OLIVEIRA, E.; CHAPMAN, W.; ELSAYES, K. M.; BROWN, J. Utility of 3d magnetic resonance imaging in preoperative evaluation of hepatobiliary diseases. **HPB**, Wiley Online Library, v. 8, n. 4, p. 311–317, 2006.
- WILLIAMS, M. P. **A Non-mathematical Approach to Basic MRI**. 1. ed. Paris: Medical Physics Publishing Corporation, 1989.
- ZIJLSTRA, H. Permanent magnet systems for nmr tomography. **Philips Journal of Research**, v. 40, n. 5, p. 259–288, 1985.