



ANÁLISE DO FID NA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA POR IMAGEAMENTO

Araújo, G.¹, Costa, A.², Costa, R.³

¹Departamento de Engenharia

Pontifícia Universidade Católica de Goiás

Goiânia-GOÁIS-Brasil

²Departamento de Escola de

Ciências Exatas e da Computação

Pontifícia Universidade Católica de Goiás

Goiânia-GOÁIS-Brasil

³ Departamento de Escola de

Ciências Exatas e da Computação

Pontifícia Universidade Católica de Goiás

Goiânia-GOÁIS-Brasil

RESUMO: Neste trabalho, foi possível observar o comportamento do Decaimento de Indução livre ou FID (sigla em inglês – Free Induction Decay) para substâncias orgânicas diferentes, cujos núcleos de RM (Ressonância Magnética) eram Carbono, Fósforo, Flúor e Hidrogênio. Utiliza-se um algoritmo que plota o FID em função do tempo para avaliar o tempo de decaimento da Magnetização Transversal quando estes núcleos são submetidos a um pulso de Rádio Frequência (RF) de 90°. Foi possível analisar as respostas para substância branca, sangue e gordura, avaliando as respectivas respostas de decaimento T2.

Palavras-chave: Ressonância Magnética Nuclear, Relaxação de T1 e T2, Magnetização, Free Induction Decay (FID), Contraste de imagem.

ABSTRACT: In this work, we observed the behavior of the FID (Free Induction Decay) for different organic substances, whose nuclei of MRI were Carbon, Phosphorus, Fluorine and Hydrogen. We used an algorithm that plots the FID as a function of time to evaluate the decay time of Transverse Magnetization when these cores are subjected to a 90° Radio Frequency (RF) pulse. We analyzed the responses to white matter, blood and fat, evaluating the respective T2 decay responses.

Keywords: Nuclear Magnetic Resonance, Relaxation of T1 and T2, Magnetization, Free Induction Decay (FID), Image Contrast.

1. Introdução

A Ressonância Magnética Nuclear (RMN) é uma técnica conhecida teórica e experimentalmente desde a década de 1930 (mais especificamente em 1934) quando Rabi et al conseguiu medir o momento magnético de um próton [1]. Em 1937, o mesmo Rabi trouxe inovação quando propôs um método para medir o sinal e a magnitude do momento

magnético de um sistema qualquer. Tal técnica foi aplicada para medir o momento magnético do nêutron e momentos nucleares atômicos [2]. Em 1938, Rabi e seus colaboradores, os físicos J. R. Zacharias, S. Millman e P. Kush conseguiram calcular o momento magnético do Lítio (Li) que tem número de massa 7, ou seja, três prótons e quatro nêutrons em seu núcleo. Este experimento demonstra um dos princípios básicos de RMN: os núcleos ativos de RM [3]. Por esta descoberta, Rabi foi considerado um dos pioneiros no estudo de RMN ganhando o prêmio Nobel de Física em 1944 [4].

Em 1946 E. M. Purcell, H. C. Torrey e R.V Pound conseguiram medir a frequência de Larmor, ou seja, a frequência de precessão do momento magnético nuclear em torno de um campo magnético estático aplicado na direção longitudinal, extraindo a informação da diferença energética entre o campo oscilante de RF e o campo estático aplicado [5]. Concomitantemente e usando uma técnica equivalente à apresentada por Purcell e seus colaboradores, F. Bloch et al detectaram a RMN através de sinais induzidos numa bobina detectora perpendicular entre o campo magnético fixo e o oscilante [6]. Os dois pesquisadores dividiram o prêmio Nobel de Física em 1952 pelo desenvolvimento de técnicas precisas de RMN.

No ano 1948 Bloembergen, Purcell e Pound, começaram a aperfeiçoar a técnica. Assim os mesmos apresentaram um trabalho sobre relaxação magnética nuclear [7]. A relaxação da magnetização é um processo depois da aplicação do pulso de RF, no qual a magnetização de RMN é constituída de duas direções distintas que são baseados nos tempos de T1 e o T2. O primeiro é o tempo de relaxação longitudinal e o segundo é o transversal. A relaxação longitudinal ocorre depois da excitação de um pulso de RF. Assim a magnetização será recuperada gradativamente e volta ao seu estágio inicial que é paralelo ao campo magnético estático B_0 . A magnetização transversal, depois do pulso de RF, irá perder sua magnitude sucessivamente até zero. Com isso o sinal de FID também tenderá a zero, e toda esta relaxação tanto de T1 e T2 é voltado ao seu estágio de equilíbrio. Para uma visualização melhor, T1 é uma interação dos spins com sua população, ou seja, interação rede. Já o T2 é uma interação de spin-spin (dipolo-dipolo).

2. Materiais e Métodos

2.1 Materiais

a) Modelo de Block

O modelo de Bloch se consiste de uma aplicação de um campo magnético estático B_0 no plano longitudinal, (ou direção 'z'), num composto químico isótopo. Este possui um momento magnético que entrará em precessão em torno de B_0 . Depois desta etapa surgirá os *spins* alto do componente químico que vão se orientar na direção e no sentido do campo aplicado estático que terão baixa energia. Os *spins* baixo que irão precessar contra ao (B_0) num estado de máximo energia.

Essa diferença de spins da população paralela e antiparalela ao campo aplicado estático é calculada pelo um vetor que se denomina magnetização efetiva ou longitudinal. Esse vetor irá ter uma frequência de precessão em volta do B_0 que se denomina Frequência de Larmor. A Equação 1 representa a Frequência de Larmor (ω) que é igual a razão giromagnética do núcleo (γ) multiplicado pelo campo magnético estático B_0

$$\omega = \gamma B_0. \quad (1)$$

As imagens 1 e 2 representa todo este acontecimento e movimentação de precessão que foi exposta [8].

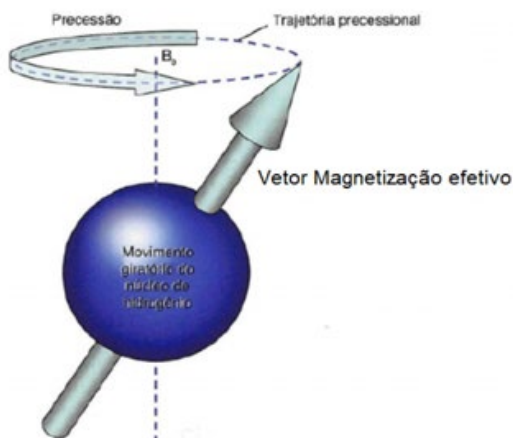


Figura 1.6 Precessão.

Figura 1: Depois do cálculo da diferença das populações spin alto e spin baixo, o vetor magnetização efetiva irá fazer a trajetória precessional em torno de (B_0).

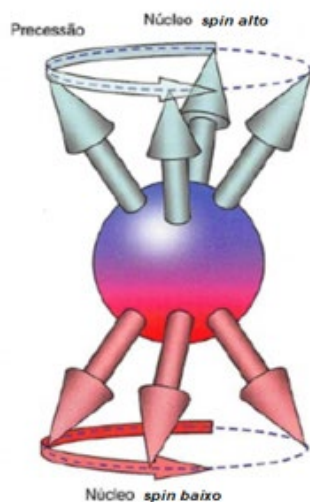


Figura 1.7 Precessão de populações de núcleos spin alto e spin baixo.

Figura 2: E o comportamento das populações paralela e antiparalela ao (B_0) é retratado na imagem no qual ambas populações também possuem um movimentação precessional.

b) Relaxação Magnética

Para acontecer à Ressonância Magnética é necessário aplicar um pulso 90° na faixa da Rádio Frequência (1MHz a 100MHz) com o mesmo valor da Frequência de Larmor. Assim o vetor de magnetização efetivo ganhará energia e terá direção no plano transversal (xy). Também, o mesmo está em movimento de precessão neste plano.

Depois de certo tempo a magnetização do sistema irá entrar num processo de relaxação. Com isso, o vetor da magnetização longitudinal M_Z irá crescer ou reaparecer e o transversal M_{xy} irá diminuir ou desaparecer, de acordo com o tempo T1 e T2 respectivamente.

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

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}}. \quad (3)$$

As Equações (2) e (3) são da magnetização da relaxação tanto no plano longitudinal, ou seja, a componente 'z' e no plano transversal que é os componentes 'xy'. As Figuras 3 e 4 mostra com mais detalhes esse acontecimento.

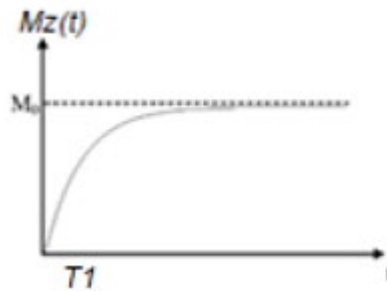


Figura 3: A curva exponencial de Magnetização Longitudinal [9].

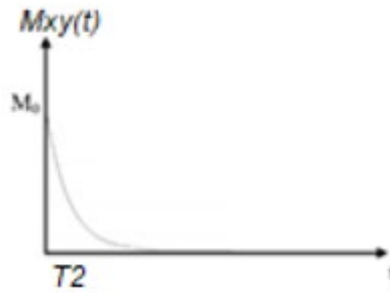


Figura 4: E a Magnetização Transversal [9].

c) Captação do sinal na bobina receptora

O processo para gerar uma imagem de RMN, é baseado em T1 e T2. Entretanto é o T2 que irá produzir uma variação no fluxo do campo magnético (Φ) através da espira. Com esta variação, pela Lei de Faraday [10], irá induzir uma corrente elétrica na mesma e essa será transformada num sinal. A Equação 4 apresenta a Lei de Faraday,

$$fem = -\frac{\partial \Phi}{\partial t}. \quad (3)$$

Essa variação de fluxo magnético é causada pelo o pulso de Rádio Frequência aplicado no vetor de magnetização efetivo em algum núcleo ativo. Sua consequência é precessão no plano transversal surgindo assim o T2. Após certo tempo de relaxação desse parâmetro, surgirá um sinal. E este sinal terá um decrescimento que é o decaimento de indução livre.

Figura 5: A imagem representa um experimento de RMN para captação do sinal FID. Que para acontecer é necessário aplicar um campo magnético estático no componente que é núcleo ativo, e este terá populações distintas que são paralelas ao campo e antiparalela. Essa diferença de populações é calculada por um vetor de magnetização efetivo, e tal vetor possui um movimento de precessão. E tendo essa movimentação surgirá a Frequência Larmor. Para acontecer a ressonância é necessário aplicar um pulso de 90° , no qual atuará diretamente na população paralela que ganhará energia indo para população antiparalela, modificando o vetor magnetização efetivo. Com essa mudança, o vetor magnetização efetivo irá precessar no plano transversal, onde se localiza a bobina receptora e por fim tal bobina irá detectar uma oscilação de fluxo magnético, gerando o sinal elétrico ou FID.

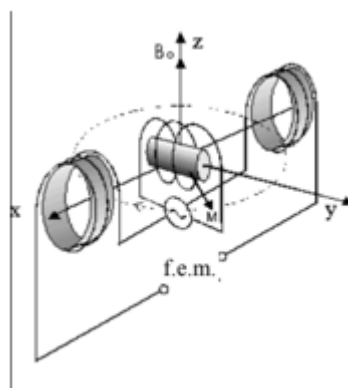


Figura 5: A representação do experimento e fenômeno de RMN.

Figura 6: A intensidade da força eletromotriz desenvolvida pelo campo caindo exponencialmente com o tempo será o sinal FID [9].

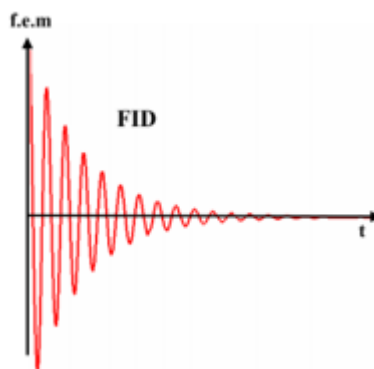


Figura 6: O comportamento do sinal FID pela força eletromotriz em função do tempo.

2.2 Métodos

Foi utilizado o método de Block para análise de FID em tecidos humanos. Consequentemente os parâmetros T1, T2 e Frequência de Larmor serão aplicados nas simulações do trabalho para analogia de um exame clínico de imagem.

O *software* utilizado nas simulações foi o *Matlab* [11] e neste programa foi apresentado um algoritmo [12] que obtêm os gráficos de FID em função do tempo. Esse algoritmo calcula os tempos T1 e T2, Frequência de Larmor, pelas magnetizações longitudinal e transversal. Mais foram somente os parâmetros T1, T2 e Frequência de Larmor que foram modificados no programa.

As mudanças de tempo de T1 e T2 partem do princípio de que cada tecido possui uma magnetização diferente, ou seja, cada substância tem um determinado comportamento.

Como o objetivo do trabalho não é aprofundar no comportamento da magnetização e sim verificar as diferenças de FID que resulta num contraste de imagem clínica, foram realizadas 32 simulações de FID. Divididas em quatro Frequências de Larmor diferentes dos seguintes compostos: Carbono (C), Fosforo (P), Flúor (F) e Hidrogênio (H).

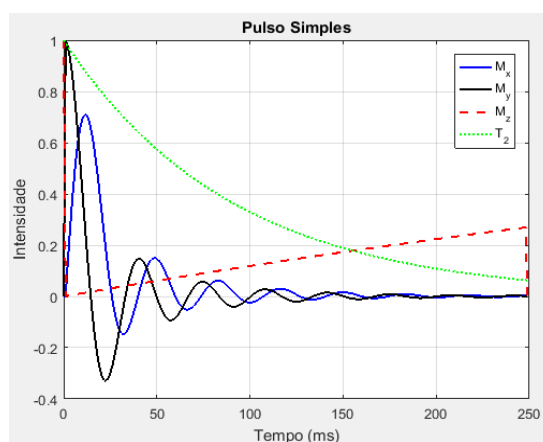
Os tempos T1 e T2 são diferentes para diferentes tecidos que neste caso foi o da substância branca, cinzenta, líquido, sangue, parênquima hepático, miocárdio, músculo e gordura. A Tabela 1 demonstra apenas uma amostra do tecido do cérebro que foi abordado neste trabalho.

Tabela 1: Os parâmetros T1 e T2 são dos tempos para um campo magnético estático de 1.5T [13].

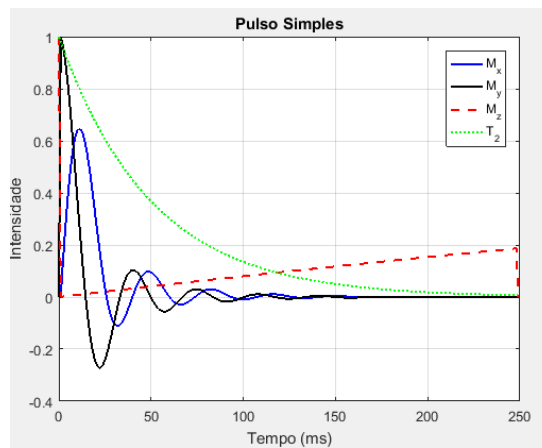
Tecido	T1 (ms)	T2 (ms)
Substância Branca	790	90
Sangue (arterial)	1200	50
Lipídios (gordura)	260	80

Todas essas substâncias são importantes para o exame clínico. As figuras 7 (a) a 3 (c) mostram o FID do composto hidrogênio nos tecidos substância branca, sangue e gordura.

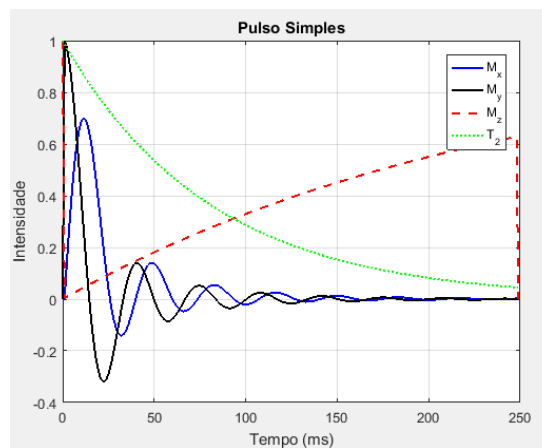
Figura 7: (a) A imagem é a sinal FID que possui uma Frequência de Larmor do hidrogênio em torno de 64 MHz e com os tempos de T1 e T2 respectivamente da tabela [1]. (b) No próximo gráfico só é diferenciado os parâmetros T1 e T2, por razão do seu tecido ser o sangue. (c) A gordura de acordo com a tabela [1] terá tempos de relação diferentes das letras já informadas. E estes três gráficos estão normalizados.



(a) Substância branca



(b) Sangue



(c) Gordura

3. Resultados e Discussão

O gráfico da Fig.8 representa FID em milisegundos, em termos da Frequência de Larmor em MHz, para diferentes substâncias orgânicas. Os círculos correspondem ao Sangue, os triângulos à Gordura, e quadrados à substância branca. Para cada uma das substâncias, as frequências de ressonância a 1,5 T são 16 MHz, 25 MHz, 60 MHz e 64 MHz, para o Carbono (C), Fósforo (P), Flúor (F) e Hidrogênio (H), respectivamente.

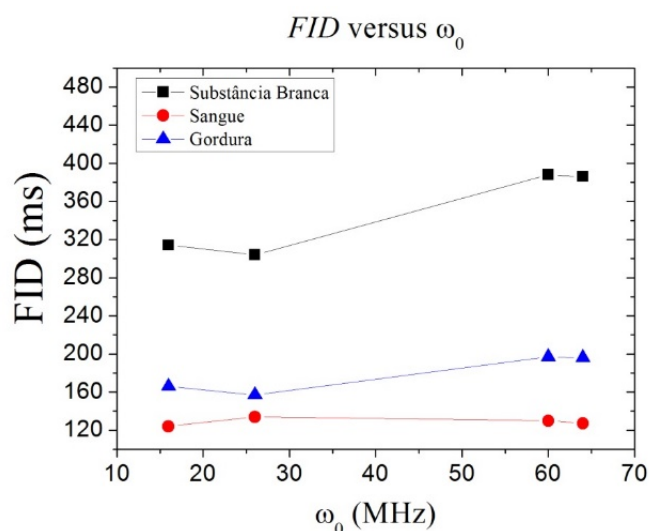


Figura 8: O gráfico é uma descrição de como é o comportamento do FID em função da Frequência de Larmor, mostrando a relação entre substância branca, sangue e gordura.

Observando o comportamento descrito no gráfico acima, nota-se que o FID é diferente para cada substância avaliada. Por exemplo, para o núcleo de RM Carbono, à mesma frequência de Larmor (16 MHz), os tempos de FID são 127 ms, 166 ms e 332 ms, para as substâncias: sangue, gordura e substância branca, respectivamente. Então, para o mesmo núcleo de RM, o tempo de decaimento da magnetização transversal é diferente. Isto sugere que à mesma frequência de Larmor, o FID diferencia os tecidos ou substâncias orgânicas pela mobilidade que este núcleo de RM apresenta, ou seja, quanto maior o FID menor vai ser a mobilidade deste núcleo de RM.

Outra observação importante é que quanto maior a frequência de RM, maior será o FID de cada substância. Isto ocorre devido aos diferentes núcleos de RM presentes em cada uma das substâncias. De fato, como o campo estático é fixo em 1,5T, o gráfico mostra que para cada frequência distinta, têm-se elementos distintos. Isto se deve às características intrínsecas de cada núcleo, ou seja, a sua razão giromagnética. Esse comportamento pode ser observado no gráfico da Figura 9, que corresponde ao fator giromagnético em termos da frequência.

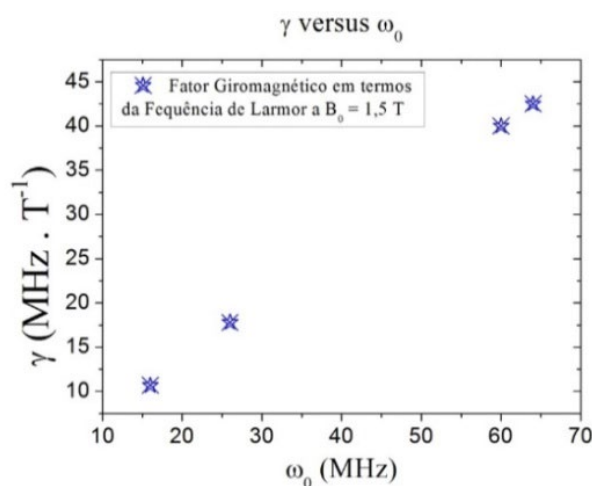


Figura 9: Pela equação [1], foi percebida uma relação entre razão giromagnética e frequência de Larmor. No qual se pode estabelecer pelo gráfico uma função afim crescente.

4. Conclusão

Com a análise do FID é possível distinguir cada tecido ou substância (substância branca, sangue e gordura) por seus respectivos tempos de relaxação e sua Frequência de Larmor aos componentes carbonos, fosforo, flúor e hidrogênio. Estes compostos são núcleos ativos de RM que ao se aplicar um campo magnético estático de 1,5 T, melhora suas respectivas respostas para o contraste de cada uma destes elementos.

A diferença dos FID's dos tecidos é crucial para técnica de contraste na imagem. Esta etapa é uma parte final de todo o processo de RMNI (Ressonância Magnética Nuclear por Imageamento), pois se sair uma imagem com muito ou pouco brilho, irá interferir na análise e diagnóstico de imagem do paciente. O que controla contraste e o brilho são os parâmetros de FID do tecido, pulsos de radiofrequência e as características intrínsecas de T1 e T2.

A captação do sinal FID na bobina receptora, pode ser melhorado através do campo magnético estático. Com o algoritmo adotado, é notada a diferença entre o decaimento livre das substâncias propostas para este estudo. Com estes resultados, vê-se que para núcleos de RM diferentes, têm-se decaimentos diferentes. Isso implica em contraste de imagens para RMNI. Para completar, quanto maior a potência do campo estático aplicado, melhor será o contraste. Pois isso leva a frequências de Larmor maiores e consequentemente a diferenças ainda maiores no decaimento T2.

Uma vantagem de aumentar o campo magnético é que na imagem final podem-se visualizar tumores ainda menores, e bem específicos no seu estágio inicial, com isso a chance de um diagnóstico com maior precisão irá auxiliar o médico para um tratamento mais adequado e específico [14]. Entretanto, como desvantagem para o paciente pode ter tonturas, dores de cabeça e ânsia de vômito pela exposição desse alto campo magnético.

5. Perspectivas Futuras

Como possível trabalho futuro pode-se analisar, a estrutura do *hardware* com a utilização do *Protheus*. Que seria uma modelagem do circuito eletrônico e componentes que constitui na máquina de ressonância magnética.

Uma maneira de aprimorar o algoritmo [12], para ter uma abordagem mais abrangente na parte da engenharia de controle e automação das etapas.

O aperfeiçoamento da técnica de Block, que é utilizada na máquina de ressonância magnética, através de estudos mais recentes sobre esta técnica.

E estudo sobre eventos adversos que acontece na máquina, que acabam tendo em quase todo equipamento médico ou máquina de diagnóstico.

6. Referências Bibliográficas

1. Rabi, I.I., J.M.B. Kellogg, and J.R. Zacharias, Physical Review, 1934. 46: p. 157.
2. Rabi, I.I., Space Quantization in a Gyating Magnetic Field. Physical Review, 1937. 51: p. 652-654.
3. Rabi, I.I., et al., A New Method of Measuring Nuclear Magnetic Moment. Physical Review, 1939. 53: p. 318.
4. <<https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1944/summary/>> Acesso em 20 de Abril de 2018.
5. E.M. Purcell, H.C. Torrey, R.V Pound. "Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid", Phys. Rev. 69, 37 (1946).
6. F. Bloch, W. W. Hansen, M. Packard. "Nuclear Induction", Phys. Rev. 69, 127 (1946).
7. Bloembergen, N., Purcell, E. R., Pound, R. V., Relaxation Effects in Nuclear Magnetic Resonance Absorption. Physical Review, 1948. 73(7): p. 679-712.
8. Westbrook C., Roth C. K., Talbot J. 4ª Edição, Grupo Gen e Guanabara Koogan: Aplicações Práticas, pg 7;
9. Daniel Papoti, Alberto Tannús. "Transdutores de RF para experimentos de imagens em pequenos animais", Dissertação (Mestrado) – Instituto de Física de São Carlos, 2006.
10. Wangsness, R.K. Electromagnetic Fields, New York, John Wiley, 1979.
11. MATLAB; version 7.10.0 (R2010a), MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, EUA, 2010.
12. Tiago Bueno Moraes, e Luiz Alberto Colnagob "Simulação de sinais de RMN através das equações de Block". Quim. Nova, Vol. 37, No. 8, 1410-1416, 2014.
13. Bernstein MA, King KE, Xiaohong JZ. Handbook of MRI pulse sequences. London: Elsevier; 2004.
14. Inovações e aplicações da RMN de alto campo (7T) são discutidas na ANM, Jornal do Brasil.