

Objeto simulador de cabeça em imagens por ressonância magnética de 3T

Phantom Head in Magnetic Resonance Imaging 3T

Gisene B. Martins¹, Carlos G. Salmon²

¹Universidade Federal de Sergipe (UFS), São Cristóvão, Brasil

²Departamento de Física e Matemática da Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto, Brasil

Resumo

Este estudo investigou soluções de íons paramagnéticos mais convenientes para a elaboração de objetos simuladores de cabeça em imagens por ressonância magnética com intensidade de campo de 3T e determina as constantes de proporcionalidade entre os tempos de relaxação e a concentração do íon. Foram utilizados seis recipientes com diferentes concentrações de uma solução com $MnCl_2 \cdot 4H_2O$. Para a determinação do tempo de relaxação longitudinal, utilizou-se a sequência inversão-recuperação Spin Eco e para o tempo de relaxação transversal a sequência Spin Eco. A partir de uma função linear das taxas de relaxação com a concentração do íon paramagnético, foi possível obter as constantes de proporcionalidade, em que os valores dessas concentrações foram obtidos para os tecidos do cérebro como a substância branca (0,095 mM) e substância cinzenta (0,073 mM). Nossos resultados mostraram que é possível encontrarmos as concentrações necessárias para os diferentes tecidos da cabeça com a solução de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$, porém essas soluções conduzem a presença de ondas de radiofrequência (RF) causando distorções do campo de RF.

Palavras-chave: controle de qualidade; imagem por ressonância magnética; simuladores; íons.

Abstract

This study investigated the paramagnetic ions solutions more convenient to elaborate phantom of head in magnetic resonance imaging operating at 3T and determines the relaxivity between relaxation times and concentration of the paramagnetic ions. Six recipients with different $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ concentrations were used. For determination of the longitudinal relaxation time the inversion recovery spin echo sequence and the transverse relaxation time the spin echo sequence were used. The relaxivities was obtained with linear relaxation rates and ions concentration. The values of these concentrations for tissue of brain as the white matter (0.095 mM) and gray matter (0.073 mM). The results shown that is possible to find the concentration necessary for different tissues of head with the solution of $MnCl_2 \cdot 4H_2O$. However, these solutions lead presence of radiofrequency waves causing distortions of the radiofrequency field.

Keywords: quality control; magnetic resonance imaging; phantoms; ions.

Introdução

A introdução de íons paramagnéticos para afetar os tempos de relaxação longitudinal (T_1) e transversal (T_2) tem sido utilizada em uma grande variedade de aplicações em Ressonância Magnética Nuclear (RMN), incluindo a preparação de objetos de teste ou *phantoms*. Dependendo do tecido que se deseja simular, será necessário utilizar um determinado íon paramagnético. Os mecanismos de contraste associados com a relaxividade são derivados de diferenças de T_1 e T_2 de tecidos vizinhos. Os termos T_1 ou T_2 podem ser tipicamente discutidos em termos de taxas de relaxação R_1 ($1/T_1$) e R_2 ($1/T_2$) de uma solução como uma função linear da concentração do íon paramagnético envolvido (C).

Para fazer um controle de qualidade de diferentes técnicas quantitativas utilizadas no estudo do cérebro com o equipamento de RMN de 3T (volumetria e relaxometria) é necessário um objeto simulador de cabeça. Assim, surgiu a necessidade de encontrar um íon paramagnético capaz de simular os valores das taxas de relaxação dos principais tecidos cerebrais. Para isso, precisamos definir qual a solução de íon paramagnético mais conveniente para a elaboração dos objetos simuladores de cabeça, determinar as constantes de proporcionalidade entre os tempos de relaxação e a concentração do íon para 3T.

A desvantagem de se utilizar essas soluções em grandes volumes e em altos campos magnéticos, portanto com alta permissividade elétrica ($\epsilon=80$), e a presença de ondas

de RF causando distorções do campo de RF. Apesar disso, em relaxometria esse efeito torna-se irrelevante.

Este estudo mostra que é possível encontrarmos as concentrações necessárias para os diferentes tecidos da cabeça com a solução de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ em imagens por ressonância magnética de $3T^{1-3}$.

Material e Métodos

Neste estudo utilizamos seis recipientes com diferentes concentrações de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ (0.21, 0.17, 0.13, 0.12, 0.09, 0.06) mM. Os tempos de relaxação longitudinal (T_1) e transversal (T_2) foram determinados a partir de imagens de ressonância magnética realizadas no equipamento Philips Achieva 3T do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo utilizando uma bobina de cabeça de 8 canais.

Para a determinação de T_1 foi utilizada uma sequência Inversão-recuperação Spin Eco (IR-SE) com diferentes tempos de inversão (TI=100, 200, 400, 600, 800, 1200, 1600) ms, TE = 14 ms, TR = 6000 ms, FOV = (160x124) mm, espessura da fatia 3 mm, 1 corte, matriz de aquisição (160x124).

No caso das estimativas dos valores de T_2 foi usada uma seqüência Spin Eco (SE) com diferentes tempos ao eco TE (20, 40, 60, 80, 100, 120, 140 e 160) ms, TR=5000 ms, FOV = (200x138) mm, espessura da fatia 4 mm, 1 corte, matriz de aquisição (200x138).

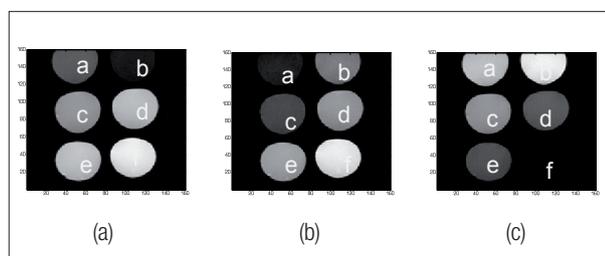


Figura 1. Sequência IR-SE com TR=6000 ms, TE=14 ms, (a) TI=800 ms, (b) TI=1200 ms e (c) TI=1600 ms. Onde a, b, c, d, e, f correspondem aos valores das concentrações e são: 0,03 mM, 0,015 mM, 0,06 mM, 0,045 mM, 0,085 mM, 0,065 mM, respectivamente.

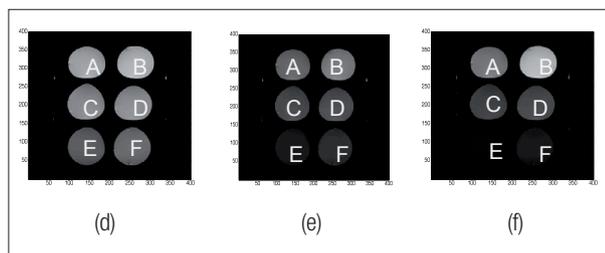


Figura 2. Sequência SE, TR=5000 ms, (d) TE=40 ms, (e) TE=80 ms e (f) TE=160 ms. Onde A, B, C, D, E e F correspondem aos valores das concentrações e são: 0,09 mM, 0,06 mM, 0,13 mM, 0,12 mM, 0,21 mM, 0,17 mM, respectivamente.

Após as determinações dos tempos, os comportamentos das taxas de relaxação (R_1 e R_2 , s^{-1}) em função da concentração foram ajustados a uma equação linear para estimar as constantes de proporcionalidade (r_1 e r_2 , $mM^{-1} \cdot s^{-1}$) e as taxas de relaxação da água pura (R_{10} e R_{20} , s^{-1}).

Resultados

A solução com $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ foi escolhida para os objetos simuladores de cabeça pois para este íon com uma mesma concentração é possível reproduzir ambos os valores T_1 e T_2 próximos aos valores dos tecidos cerebrais reportados *in vivo*. As Figuras 1 e 2 mostram as imagens geradas com a seqüência IR-SE com TR=6000 ms variando o tempo de inversão (TI=800, 1200 e 1600 ms) e a seqüência SE com TR=5000 ms variando o tempo ao eco (TE=40, 80 e 160 ms).

As constantes de proporcionalidade para T_1 ($r_1 = 8,1$ $mM^{-1} \cdot s^{-1}$) e T_2 ($r_2 = 102$ $mM^{-1} \cdot s^{-1}$) e das taxas de relaxação da H_2O ($R_{10} = 0,25$ s^{-1} e $R_{20} = 0,51$ s^{-1}) para 3T obtiveram valores significativamente coerentes se comparadas aos valores das constantes de proporcionalidade para T_1 ($r_1 = 8,0$ $mM^{-1} \cdot s^{-1}$) e T_2 ($r_2 = 80$ $mM^{-1} \cdot s^{-1}$) e das taxas de relaxação da H_2O ($R_{10} = 0,28$ s^{-1} e $R_{20} = 0,4$ s^{-1}) para 1,5T descritas na literatura⁴⁻⁵.

A concentração da solução com $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ encontrada para a substância branca foi 0,095 mM, onde foi possível obter os valores de T_1 (980 ms) e T_2 (98 ms) e 0,073 mM com T_1 (1188 ms) e T_2 (125 ms) para a substância cinzenta de cabeça para 3T. Os valores reportados na literatura para T_1 e T_2 da substância branca de 3T foram 1097 ms e 86 ms, conforme Figuras 3 e 4, e para a substância cinzenta 1470 ms e 100 ms, respectivamente.

Podemos observar o comportamento do sinal ao longo dos tempos de inversão e tempo ao eco para cada seqüência aplicada, conforme as Figuras 5 e 6.

Discussão

As soluções, quando utilizadas em grandes volumes, provocam uma perda variável da magnetização transversal sem seqüências SE, gerando um aumento da não uniformidade dos *phantoms* em um campo de RF não uniforme. De acordo com estudos realizados por Tofts², o mais indicado é a utilização do gel agarose, pois existem evidências de estabilidade, não provocando distorções do campo magnético de RF em grandes volumes.

Conclusão

Nossos resultados mostraram que é possível encontrarmos as concentrações necessárias para os diferentes tecidos da cabeça com a solução de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$, porém, essas soluções conduzem a presença de ondas de RF

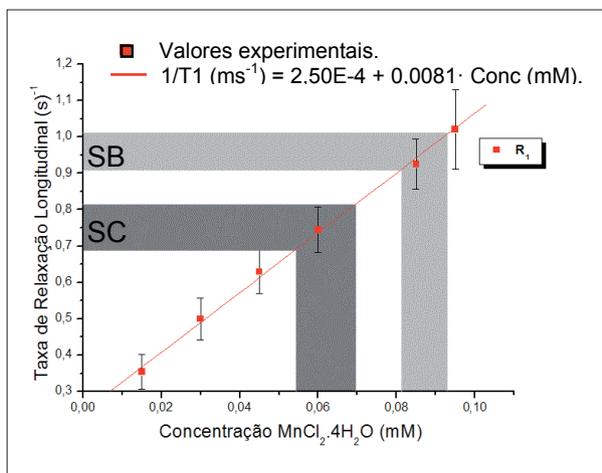


Figura 3. Comportamento da taxa de relaxação longitudinal para diferentes concentrações da solução de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ com seu respectivo ajuste linear.

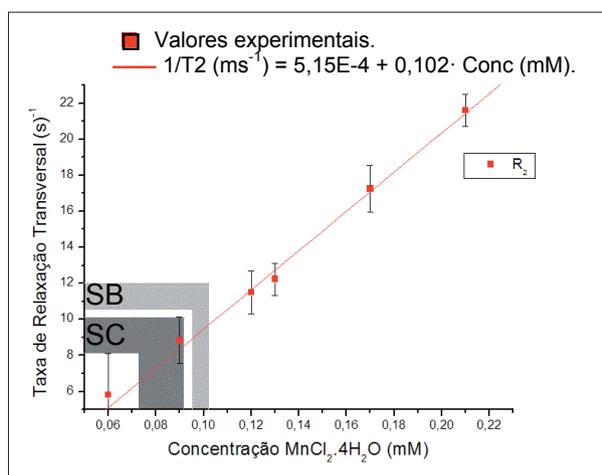


Figura 4. Comportamento da taxa de relaxação transversal para diferentes concentrações da solução de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ com seu respectivo ajuste linear.

causando distorções do campo de RF. Portanto, o mais indicado seria utilizar o gel agarose no lugar dessas soluções com estas mesmas concentrações para os objetos simuladores de cabeça em Imagens por Ressonância Magnética de 3T.

Agradecimentos

Ao Departamento de Física e Matemática da Universidade de São Paulo pelo espaço cedido para o desenvolvimento deste trabalho, ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto por ter fornecido o equipamento utilizado para a obtenção destes dados e a Capes pelo apoio financeiro.

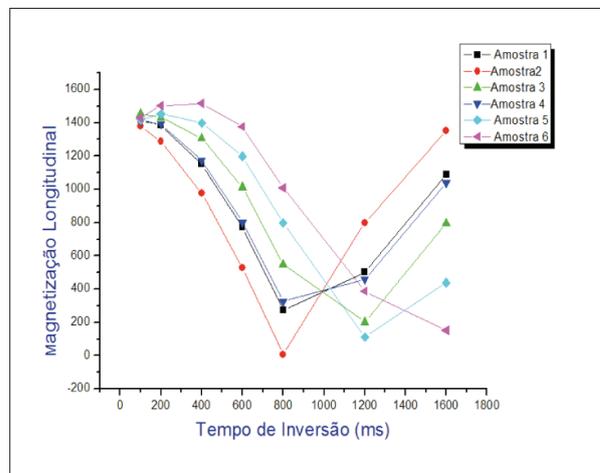


Figura 5. Comportamento da magnetização longitudinal *versus* TI para as diferentes concentrações da solução de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ para a seqüência IR-SE.

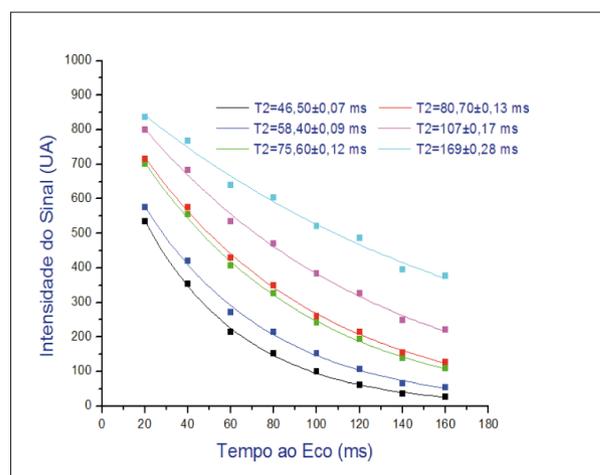


Figura 6. Comportamento da intensidade do sinal *versus* tempo ao eco para as diferentes concentrações da solução de $MnCl_2 \cdot 4H_2O$ para a seqüência Multieco.

Referências

1. Schneiders NJ. Solutions of two paramagnetic ions for use in nuclear magnetic resonance phantoms. *Med Phys.* 1988;15(1):12-6.
2. Tofts PS (Ed). *Quantitative MRI of the brain: measuring changes caused by disease.* Chichester: John Wiley & Sons, Ltd.; 2003.
3. Runge VM. *Contrast media in magnetic resonance imaging: a clinical approach.* Philadelphia: JB Lippincott Company; 1992.
4. Stanisz GJ, Odobina EE, Pun J, Escaravage M, Graham SJ, Bronskill MJ, et al. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med.* 2005;54(3):507-12.
5. Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright GA, Brittain J, Beaulieu C. Musculoskeletal MRI at 3.0T: relaxation times and image contrast. *AJR* 2004;183(2):343-51.

