

УДК 681.2.082

Богатов Николай Маркович

ФГБОУ ВПО «Кубанский государственный университет»

Россия, Краснодар¹

Заведующий кафедрой физики и информационных систем

Доктор физико-математических наук, профессор

E-Mail: bogatov@phys.kubsu.ru

Синицын Алексей Сергеевич

ФГБОУ ВПО «Кубанский государственный университет»

Россия, Краснодар

Преподаватель кафедры физики и информационных систем

E-Mail: Nj_1@inbox.ru

Влияние градиентного магнитного поля на магнитно-резонансные томографические изображения фантомов с различной температурой

Аннотация. Определение температурного поля внутри объема тела и его изменения в результате воздействия электрических, электромагнитных, акустических, механических, тепловых и др. воздействий является актуальной научно-технической проблемой.

В данной работе проведен цифровой анализ магнитно-резонансных изображений. Изображения построены на основе времени продольной спин-решеточной релаксации с помощью импульсной последовательности Fast Field Echo на магнитно-резонансном томографе 1 Тл. Объектом исследования являлись однородные и неоднородные по составу фантомы, имеющие различную температуру. Однородные фантомы – полиэтиленовые пакеты 500 мл с 0,9% раствором натрия хлорида для инфузий. Неоднородные фантомы – пластиковые бутылки 1,5 л, заполненные водой и рафинированным подсолнечным маслом.

Впервые продемонстрировано влияние градиентного магнитного поля на магнитно-резонансные изображения, построенные на основе времени продольной спин-решеточной релаксации. Показано, что время продольной спин-решеточной релаксации уменьшается с ростом температуры фантомов. Этот эффект необходимо учитывать при разработке методики объемной термометрии, использующей измерение времени продольной спин-решеточной релаксации. В аппаратных комплексах магнитно-резонансной термометрии необходимо задавать градиентное магнитное поле с точностью, достаточной для определения различных значений температуры в соседних областях.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография; термометрия; время спин-решеточной релаксации; магнитное поле; ядерный магнитный резонанс; цифровой анализ изображений; псевдоцветовая палитра.

Идентификационный номер статьи в журнале 120TVN414

¹ 350040, Краснодар, Ставропольская, 149, ФГБОУ ВПО «КубГУ», ФТФ

Введение

В настоящее время конструкции и методы обработки сигналов магнитно-резонансных томографов совершенствуются с целью решения новых задач медицинской диагностики. Одной из таких задач является определение температуры внутренних тканей организма. Эта задача требует более высокой точности контроля режимов работы томографа и создания новых алгоритмов анализа данных и изображений. Разработка методов неинвазивной термометрии для термотерапии является актуальной научно-технической проблемой [1].

В работах [2 – 5] обсуждаются принципиальные возможности магнитно-резонансной томографии (МРТ) для определения состояния ткани при температурных воздействиях на внутренние органы. Методика определения внутренней температуры тела с помощью ядерного магнитного резонанса ЯМР активно развивается [6]. Для объемной магнитно-резонансной (МР) термометрии используются методы, основанные на получении резонанса от протонов в составе различных молекул исследуемого объекта: воды и жира [7 – 9], метилена [10], липидов [11] и др. Разница резонансных частот дает информацию об абсолютной температуре тканей. Разрабатываются методы, использующие молекулярную диффузию [12].

Разнообразие методов построения тепловых изображений с помощью МРТ обусловлено многофакторностью влияния температуры на состояние живого объекта, что выражается в температурной зависимости измеряемых параметров: времени продольной (спин-решеточной) релаксации T_1 [13 – 19], времени поперечной (спин-спиновой) релаксации T_2 [10, 18, 19], намагниченности M_0 [19], связанной с протонной плотностью, коэффициента диффузии D [16, 20], химического сдвига δ [11, 21 – 24]. Сравнительный анализ различных методов проведен в работе [25].

Регистрация теплового поля методом МРТ в объеме для различных способов нагревания заданной области обсуждается в следующих работах: микроволновой нагрев [18, 24], лазерный нагрев [19, 26], нагрев от миниатюрных электронагревателей [27].

Времена релаксации T_1 , T_2 зависят от индукции магнитного поля [28], эта зависимость для T_1 более выражена, чем для T_2 [29]. В результате контрастные характеристики биологической ткани T_1 МРТ изображений зависят от значения индукции магнитного поля. Поэтому для разработки методики магнитно-резонансной термометрии необходимо исследовать эти эффекты.

Значение индукции основного постоянного магнитного – важнейшая характеристика томографа. В соответствии с методикой обработки сигналов и построения МР изображений к постоянному магнитному полю добавляется изменяющаяся в пространстве составляющая – градиентное магнитное поле.

Целью данной работы является анализ влияния градиентного магнитного поля на T_1 магнитно-резонансные томографические изображения фантомов с различной температурой.

Анализ МРТ изображений фантомов с различной температурой

Фантомы, однородные и неоднородные по составу, исследовались на магнитно-резонансном томографе 1 Тл Panorama HFO 1.0. Изменение времени спин-решеточной релаксации протонов T_1 анализировалось на основе изменения интенсивности пикселей T_1 МР изображений. Значения интенсивности пикселей T нормированы так, что $T \in [0, 255]$. Повышение разрешающей способности достигалось использованием псевдоцветовой палитры МРТ изображений с помощью программы [30]. Температура исследуемых объектов t измерялась с помощью контактного термодатчика Nihon Konden BSN 2301К.

Однородные фантомы – полиэтиленовые пакеты 500 мл с 0,9% раствором натрия хлорида для инфузий. На рис. 1, рис. 5 показаны T_1 изображения двух фантомов с одинаковой температурой $t = 24,9$ °С, полученные во взаимно перпендикулярных проекциях с помощью импульсной последовательности Fast Field Echo (FFE). На рис. 2, рис. 3, рис. 4 приведена зависимость интенсивности T от длины L , измеряемой в пикселях, для линий 1, 2, 3 (рис. 1), соответственно, а на рис. 6, рис. 7, рис. 8 – для линий 1, 2, 3 (рис. 5). Для каждой линии началом отсчета является ее левая, верхняя точка.

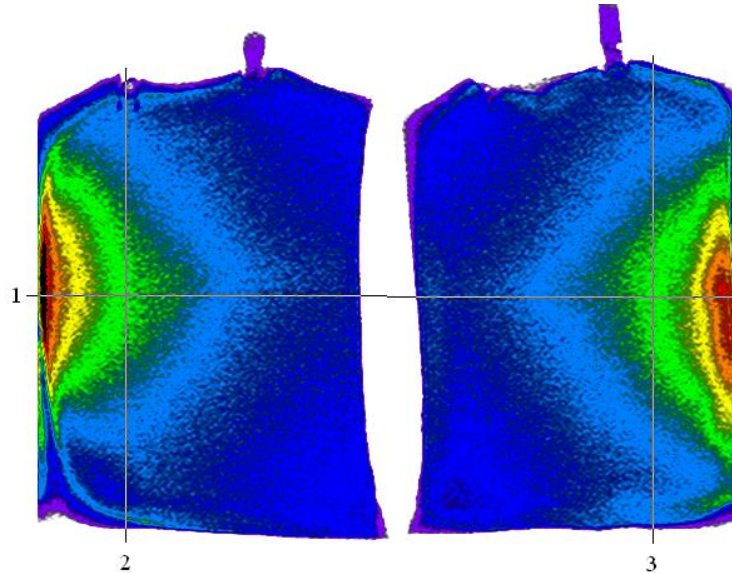


Рис. 1. T_1 –взвешенное изображение двух однородных фантомов с температурой 24,9 °С в горизонтальном сечении

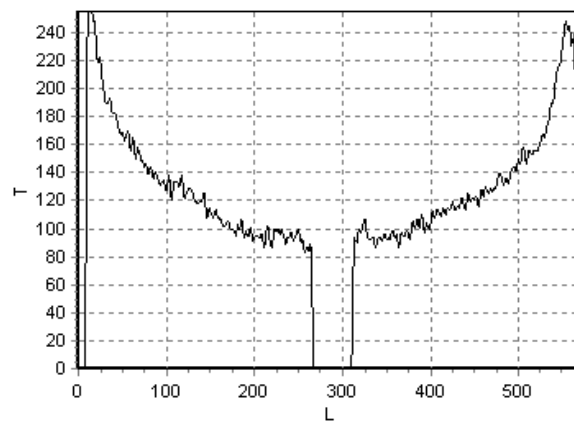


Рис. 2. Распределение интенсивности T вдоль линии 1 рис. 1

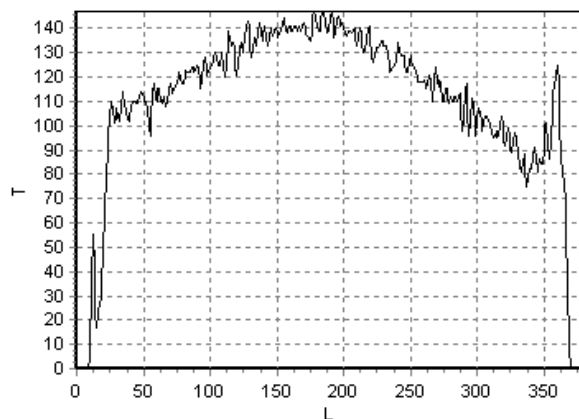


Рис. 3. Распределение интенсивности T вдоль линии 2 рис. 1

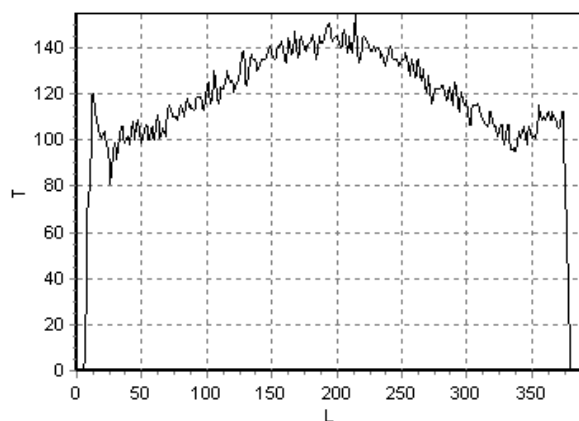


Рис. 4. Распределение интенсивности T вдоль линии 3 рис. 1

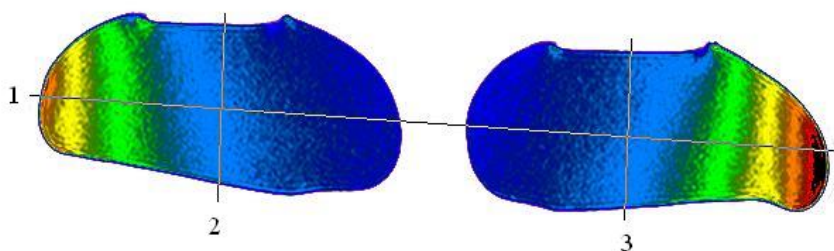


Рис. 5. T_1 -взвешенное изображение двух однородных фантомов с температурой 24,9 °C в вертикальном сечении

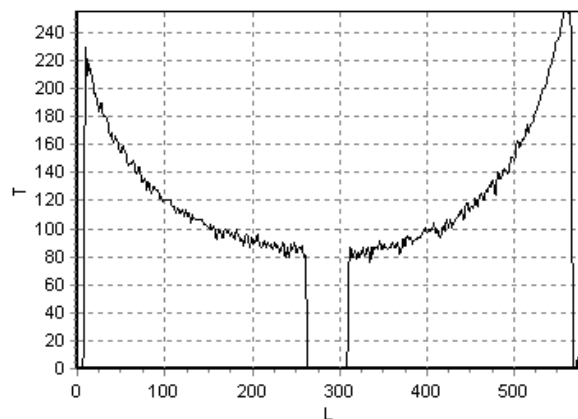


Рис. 6. Распределение интенсивности T вдоль линии 1 рис. 5

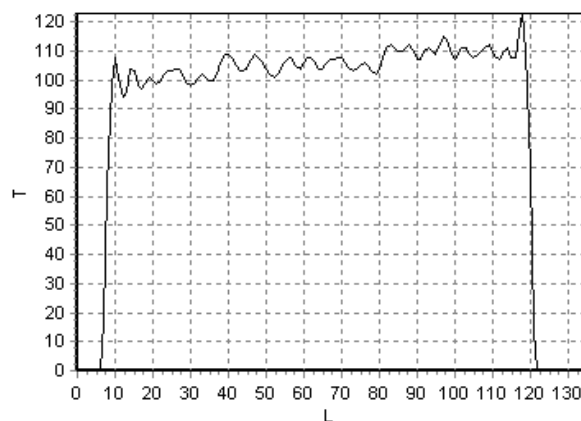


Рис. 7. Распределение интенсивности T вдоль линии 2 рис. 5

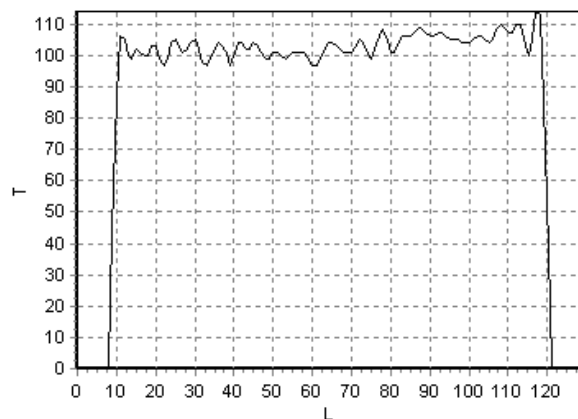


Рис. 8. Распределение интенсивности T вдоль линии 3 рис. 5

Относительная погрешность величины T , обусловленная шумом, $\varepsilon_o \approx 0,1$, а абсолютное погрешность $\varepsilon_a \approx 10$. Изменение интенсивности T в объеме однородных фантомов, продемонстрированное рис. 2 – рис. 4, рис. 6, превышает погрешность измерений и связано с

зависимостью времени спин-решеточной релаксации T_1 от распределения индукции результирующего магнитного поля.

На рис. 9 показаны T_1 изображения трех фантомов А, В, С с различной температурой, полученные с помощью импульсной последовательности FFE. На рис. 10, рис. 11, рис. 12, рис. 13 приведена зависимость интенсивности T от длины L , измеряемой в пикселях, для линий 1, 2, 3, 4 (рис. 9), соответственно.

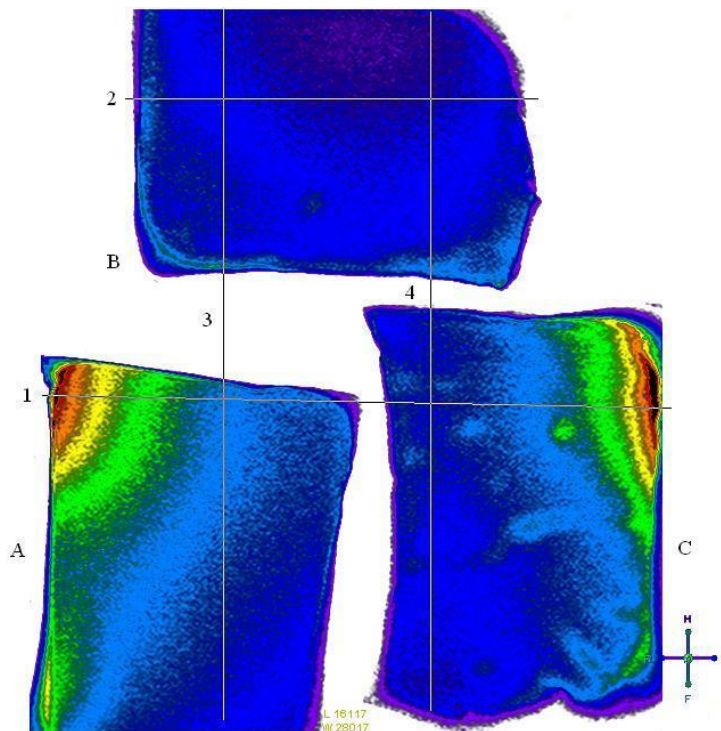


Рис. 9. T_1 –взвешенное изображение трех однородных фантомов А, В, С с различной температурой в горизонтальном сечении: А – $t_A = 19,8$ °С; В – $t_B = 24,9$ °С; С – $t_C = 26,6$ °С

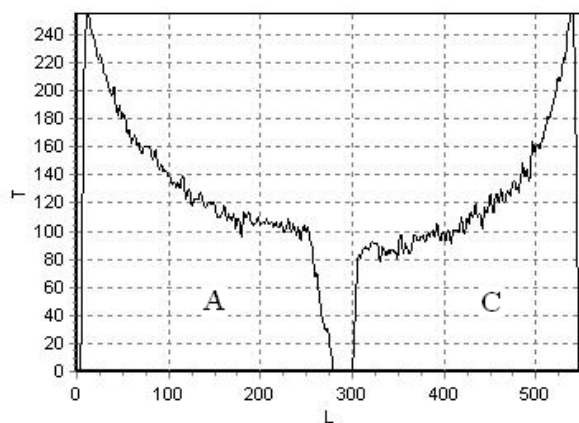


Рис. 10. Распределение интенсивности T вдоль линии 1 рис. 9

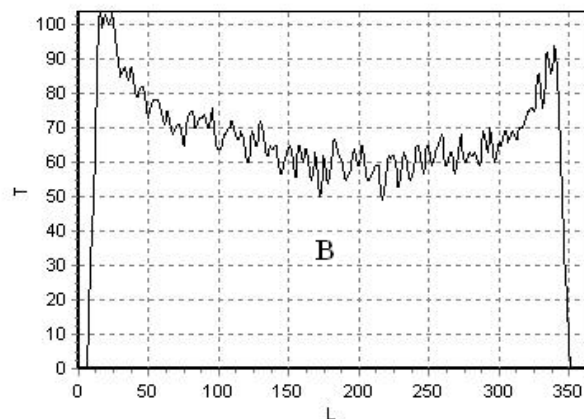


Рис. 11. Распределение интенсивности T вдоль линии 2 рис. 9

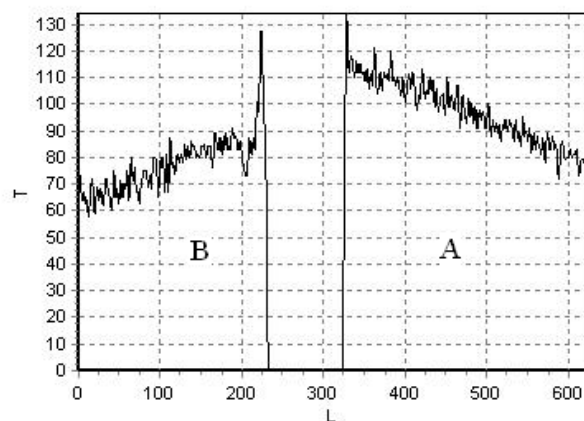


Рис. 12. Распределение интенсивности T вдоль линии 3 рис. 9

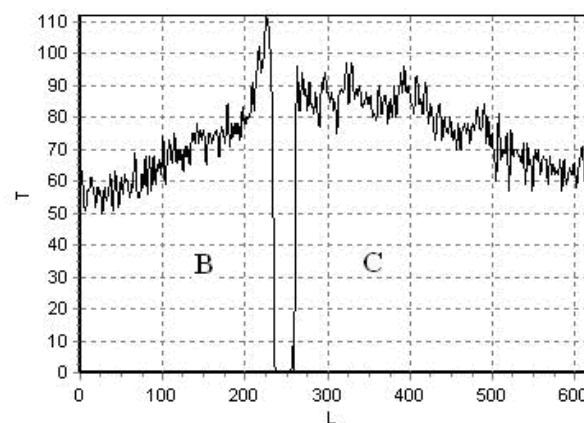


Рис. 13. Распределение интенсивности T вдоль линии 4 рис. 9

Из данных, представленных на рис. 10 – рис. 13, следует, что при заданных значениях температуры фантомов А, В, С неоднородность распределения индукции магнитного поля оказывает существенное влияние на изменение времени спин-решеточной релаксации T_1 .

Такой же вывод следует из анализа T_1 изображений фантомов А, В, С, полученных в проекциях, перпендикулярных, проекции рис. 9. Для определения температуры в объеме тела методом магнитно-резонансной термометрии необходимо задавать градиентное магнитное поле с достаточно высокой точностью.

Неоднородные фантомы D, E – пластиковые бутылки 1,5 л, заполненные водой (D1, E1) и рафинированным подсолнечным маслом (D2, E2). Фантом D имел температуру $t_D = 13\text{ }^\circ\text{C}$, фантом E – $t_E = 38\text{ }^\circ\text{C}$. На рис. 14 показаны T_1 изображения сечения фантомов D, E, полученные с помощью импульсной последовательности FFE. На рис. 15 – рис. 18 приведена зависимость интенсивности T от длины L , измеряемой в пикселях, для линий 1, 2, 3, 4 (рис. 14), соответственно.

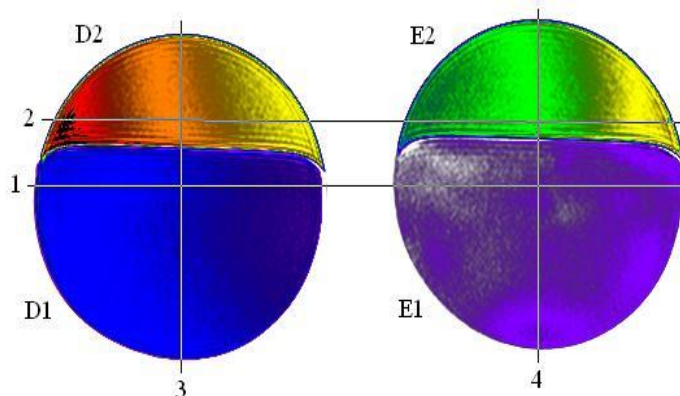


Рис. 14. T_1 –взвешенное изображение в вертикальном сечении неоднородных фантомов D, E: D1 – вода; D2 – подсолнечное масло; E1 – вода; E2 – подсолнечное масло

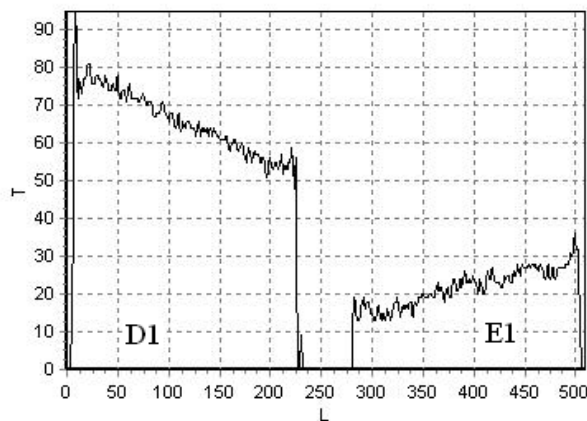


Рис. 15. Распределение интенсивности T вдоль линии 1 рис. 14

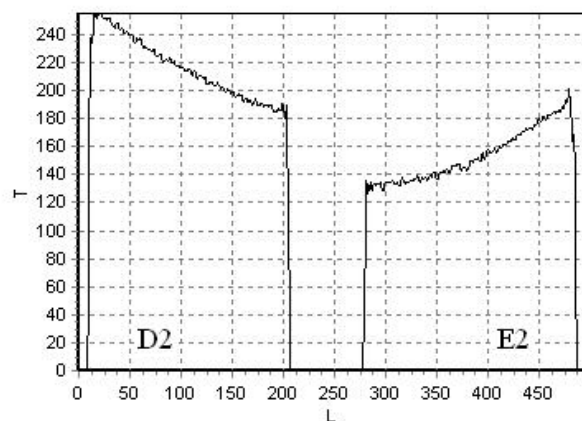


Рис. 16. Распределение интенсивности T вдоль линии 2 рис. 14

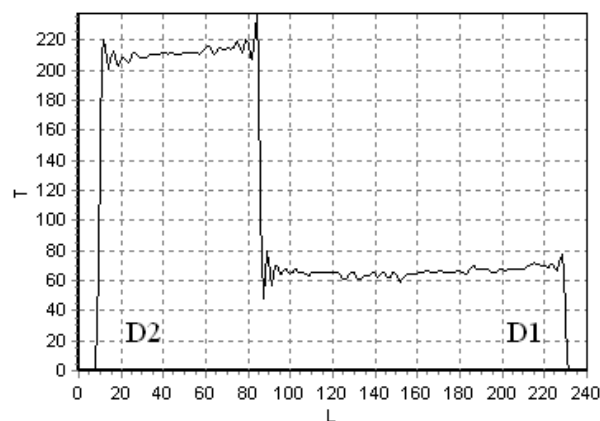


Рис. 17. Распределение интенсивности T вдоль линии 3 рис. 14

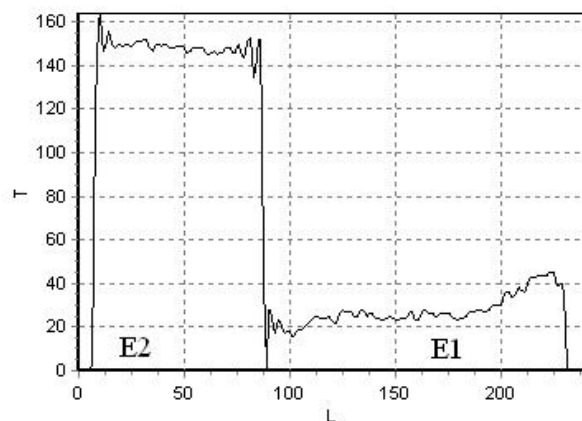


Рис. 18. Распределение интенсивности T вдоль линии 4 рис. 14

Анализ данных, представленных на рис. 14 – рис. 16, показывает, что неоднородность распределения индукции магнитного поля оказывает существенное влияние на изменение

времени спин-решеточной релаксации T_1 , как в воде (рис. 15), так и в подсолнечном масле (рис. 16), однако влияние изменения температуры в рассматриваемом случае явно выражено.

Разность значений ΔT_1 на границе масло-вода для фантома D (рис. 17)

$$\Delta T_{1|D} = T_{1|D2} - T_{1|D1} \approx 160,$$

это значение больше, чем для фантома E (рис. 18)

$$\Delta T_{1|E} = T_{1|E2} - T_{1|E1} \approx 130.$$

Следовательно, по известной экспериментальной зависимости $\Delta T_1(t)$ можно определить внутреннюю температуру посредством измерения ΔT_1 на границе раздела сред.

Среднее значение интенсивности, соответствующей сигналу T_1 , для веществ D1, E1 и D2, E2, составляющих фантомы D, E, рассчитанные во внутренних прямоугольных областях: $T_{D1} = 65$; $T_{E1} = 22,7$; $T_{D2} = 213,5$; $T_{E2} = 150$. Стандартные отклонения, соответствующие этим величинам: $S_{D1} = 6,9$; $S_{E1} = 4,5$; $S_{D2} = 15,1$; $S_{E2} = 12,4$. Температурные интервалы $T_{D1} \pm S_{D1}$; $T_{E1} \pm S_{E1}$; $T_{D2} \pm S_{D2}$; $T_{E2} \pm S_{E2}$ не перекрываются. Следовательно, температурное состояние веществ D1, E1, D2, E2 определяется однозначно по T_1 изображению (рис. 14).

Из представленных данных следует, что время спин-решеточной релаксации T_1 уменьшается с ростом температуры, как в воде (рис. 15), так и в подсолнечном масле (рис. 16).

Заключение

Распределение температуры в объеме тела человека не постоянно и является одной из характеристик функционального состояния организма. Различные методы воздействия на организм человека приводят к изменению температуры, как внутренних органов, так и поверхности тела. Тепловизионный метод, регистрирующий ИК излучение с поверхности тела, позволяет определить изменение поверхностной температуры. Измерение температуры внутренних органов и ее изменения в результате воздействия электрических, электромагнитных, акустических, механических, тепловых и др. воздействий является актуальной научно-технической проблемой. В настоящее время разрабатываются методы определения температуры внутренних органов с помощью различных модификаций магнитно-резонансной томографии, используя влияние температуры на значения времён спин-решеточной релаксации T_1 , спин-спиновой релаксации T_2 , величин намагниченности M_0 , коэффициента диффузии D , химического сдвига δ и др.

В данной работе впервые продемонстрировано влияние градиентного магнитного поля на МР T_1 –взвешенные изображения, полученные с помощью импульсной последовательности Fast Field Echo, фантомов с различной температурой. Этот эффект необходимо учитывать при разработке методики объемной термометрии, использующей измерение T_1 . В аппаратных комплексах магнитно-резонансной термометрии необходимо задавать градиентное магнитное поле с точностью, достаточной для определения различных значений температуры в соседних областях.

ЛИТЕРАТУРА

1. van Rhoon Gerard C. Introduction: Non-invasive thermometry for thermotherapy / Gerard C. van Rhoon, Peter Wust//International Journal of Hyperthermia, 2005, V.21, N.6, P.489–495.
2. Бокерия Л.А. Диагностические возможности магнитно-резонансной томографии при проведении электрофизиологических процедур / Л.А. Бокерия, О.Л. Бокерия, А.В. Сергеев, А.Ш. Темирбулатова//Анналы аритмологии, 2011, № 1, С. 22 – 30.
3. Gellermann J. Methods and potentials of magnetic resonance imaging for monitoring radiofrequency hyperthermia in a hybrid system / J. Gellermann, W. Włodarczyk, A. Feussner, H. Föhling, J. Nadobny, B. Hildebrandt, R. Felix, P. Wust//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, P. 497–513.
4. Arthur R.M. Non-invasive estimation of hyperthermia temperatures with ultrasound / R.M. Arthur, W.L. Straube, J.W. Trobaugh, E.G. Moros//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, 589–600.
5. Straube T. Thermal therapies interventional MR imaging. Laser / T. Straube, T. Kahn//Neuroimaging Clin. N. Amer., 2001, V. 11, N. 4, P. 549–571.
6. Denis de Senneville B. Magnetic resonance temperature imaging / B. Denis de Senneville, B. Quesson, C.T.W. Moonen//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, P. 515–531.
7. McDannold N. Quantitative MRI-based temperature mapping based on the proton resonant frequency shift: Review of validation studies / N. McDannold//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6. P. 533–546.
8. Non-invasive thermometer checks tissue hot spots / P. Gould//Nature International Weekly Journal of Science, 2008, 17 October [Jelektronnyj resurs] -.- Rezhim dostupa: <http://www.nature.com/news/2008/081017/full/news.2008.1178.html>
9. Soher B.J. Noninvasive temperature mapping with MRI using chemical shift water-fat separation / B.J. Soher, C. Wyatt, S.B. Reeder, J.R. Mackfall//Magnetic Resonance in Medicine, 2010, V. 63, I. 5, P. 1238–1246.
10. McDannold N. Temperature Mapping Considerations in the Breast with Line Scan Echo Planar Spectroscopic Imaging / N. McDannold, A.S. Barnes, F.J. Rybicki, Oshio Koichi, Chen Nan-kuei, Hynynen Kullervo, R.V. Mulkern//Magnetic Resonance in Medicine, 2007, V. 58, N. 6, P. 1117–1123.
11. Kuroda K. Temperature Mapping Using the Water Proton Chemical Shift: Self-Referenced Method With Echo-Planar Spectroscopic Imaging / K. Kuroda, R.V. Mulkern, K. Oshio, L.P. Panych, T. Nakai, T. Moriya, S. Okuda, K. Hynynen, F.A. Joles//Magnetic Resonance in Medicine, 2000, V. 43, N. 2, P. 220–225.
12. Delannoy J. Noninvasive temperature imaging using diffusion MRI / J. Delannoy, C.N. Chen, R. Turner, R.L. Levin, D. Le Bihan//Magnetic Resonance in Medicine, 1991, V. 19, I. 2, P. 333–339.
13. Dickinson R.J. Measurement of changes in tissue temperature using MR imaging / R.J. Dickinson, A.S. Holl, A.J. Hind, I.R. Young//J. Compt. Assist. Tomogr., 1986, N 10, P. 468–472.

14. Kuroda K. Non-invasive temperature distribution measurement by simultaneous use of multiple NMR parameters / K. Kuroda, S. Tsutsumi, A. Saltoh//Trans. IEICE, 1990, J73-A(8), P. 1431–1443.
15. Ling C.R. Comparison of NMR water proton T_1 relaxation times of rabbit tissues at 24 MHz and 2,5 MHz / C.R. Ling, M.A. Poster, J.M.S. Hutchison, I.R. Young, R.J. Dickinson//Phys. Med. Biol. 1980, N. 25, P. 748–751.
16. Simpson J.H., Carr H.Y. Diffusion and nuclear spin relaxation in water / J.H. Simpson, H.Y. Carr//Phys. Rev., 1958, V. 111, I. 5, P. 1201–1202.
17. Hall A.S. Observation by MR imaging of in vivo temperature changes induced by radio frequency hyperthermia / A.S. Hall, M.V. Prior, J.W. Hand//J Comput Assist Tomogr, 1990, V. 14, N. 3, 430–436.
18. Paliwal V. SSFP-Based MR Thermometry / V. Paliwal, El-Sharkawy AbdEl-Monem, X. Du, X. Yang, E. Atalar//Magnetic Resonance in Medicine, 2004, V.52, N.4, P.704–708.
19. Panych L.P. Effects Related to Temperature Changes during MR Imaging / L.P. Panych, M.I. Hrovat, A.R. Bleier, F.A. Jolesz//J. Magn. Reson. Imaging, 1992, V. 2, N. 1, P. 69–74.
20. Le Bihan D. Temperature mapping with MR imaging of molecular diffusion imaging: Application to hyperthermia / D. Le Bihan, J. Delannay, R.L. Levin//Radiology, 1989, V. 171, N. 3, P. 853–857.
21. Kagayaki Kuroda Non-invasive MR thermography using the water proton chemical shift / Kuroda Kagayaki//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, P. 547–560.
22. Hall L.D. Mapping of pH and temperature distribution using chemical-shift-resolved tomography / L.D. Hall, S.L. Talagala//J. Magn. Reson., 1985, V. 65, I.2, P.501–505.
23. Yasutoshi Ishihara A Precise and Fast Temperature Mapping Using Water Proton Chemical Shift / Ishihara Yasutoshi, Calderon Arturo, Watanabe Hidehiro, Okamoto Kazuya, Suzuki Yoshinori, Kuroda Kagayaki, Suzuki Yutaka // Magn. Reson. Med., 1995, V. 34, N. 6, P. 814–823.
24. Vitkin I.A. Magnetic resonance imaging of temperature changes during interstitial microwave heating: a phantom study / I.A. Vitkin, J.A. Moriarty, R.D. Peters, M.C. Kolios, A.S. Gladman, J.C. Chen, R.S. Hinks, J.W. Hunt, D.C. Wilson, A.C. Easty, M.J. Bronskill, W. Kucharczyk, M.D. Sherar, R.M. Henkelman//Med. Phys., 1997, V. 24, I. 2, P. 269–277.
25. Lüdemann L. Non-invasive magnetic resonance thermography during regional hyperthermia / L. Lüdemann, W. Wlodarczyk, J. Nadobny, M. Weihrauch, J. Gellermann, P. Wust//Int. J. Hyperthermia, 2010, V. 26, I. 3, P. 273–282.
26. Волков А.А. Регистрация температурного поля методом магнитно-резонансной томографии / А.А. Волков, В.Н. Никифоров, Ю.А. Пирогов, А.В. Иванов, А.С. Прохоров//Медицинская физика, 2011, № 1, С. 75 – 81.
27. Волков А.А. Традиционные методы нагрева в применении к магнитно-резонансной термометрии / А.А. Волков, С.К. Какагельдыев, А.С. Прохоров, Ю.А. Пирогов//Журнал радиоэлектроники, 2012, № 1 [Электронный ресурс] -.- Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/iso/jan12/12/text.html>

28. Казначеева А.О. Высокопольная магнитно-резонансная томография: возможности, безопасность, ограничения / А.О. Казначеева, Н.И. Ананьева//[Электронный ресурс] -- Режим доступа: <http://do.gendocs.ru/docs/index-120090.html>
29. Богатов Н.М. Влияние температуры объекта на магнитно-резонансные томографические изображения / Н.М. Богатов, С.А. Сеницын//Современные проблемы физики, биофизики и инфокоммуникационных технологий. Краснодар: ЦНТИ, 2013. С. 91 – 105.
30. Богатов Н.М., Григорьян Л.Р. Программа спектрального анализа термограмм / Н.М. Богатов, Л.Р. Григорьян//Федеральная служба по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам РФ. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2006612378. Зарегистрировано: 6.07.2006 г.

Рецензент: Шапошникова Татьяна Леонидовна, Заведующая кафедрой физики, кандидат физико-математических наук, доктор педагогических наук, профессор, ФГБОУ ВПО «Кубанский Государственный технологический университет».

Nikolay Bogatov

Kuban State University
Russia, Krasnodar

E-Mail: bogatov@phys.kubsu.ru

Aleksey Sinisyn

Kuban State University
Russia, Krasnodar

E-Mail: Nj_1@inbox.ru

The influence of the gradient magnetic field on the magnetic resonance images of phantoms with different temperatures

Abstract. Determination of the temperature field within the volume of the body and its changes as a result of exposure to electrical, electromagnetic, acoustic, mechanical, thermal, and others effects is an urgent scientific and technical problem.

Digital analysis of magnetic resonance imaging was carried out in this paper. Images are based on the time of longitudinal spin-lattice relaxation with the help of the pulse sequence Fast Field Echo on magnetic resonance imaging 1 T. The object of study is a homogeneous and non-homogeneous composition phantoms having different temperatures. Homogeneous phantoms - plastic bags with 500 ml 0.9% sodium chloride solution for infusion. Inhomogeneous phantoms - plastic bottles of 1.5 liters, filled with water and refined sunflower oil.

First demonstrated the influence of the gradient of the magnetic field on the magnetic resonance images that are based on the time of longitudinal spin-lattice relaxation. It is shown that the longitudinal spin-lattice relaxation time decreases with increasing temperature phantoms. This effect must be considered when developing a method of volume thermometry using time measurement of the longitudinal spin-lattice relaxation. In hardware complexes magnetic resonance thermometry is necessary to set a gradient magnetic field with an accuracy sufficient to define various temperature values in the neighboring areas.

Keywords: magnetic resonance imaging; thermometry; spin-lattice relaxation time; magnetic field; nuclear magnetic resonance; digital image analysis; pseudocolor palette.

Identification number of article 120TVN414

REFERENCES

1. van Rhooon Gerard C. Introduction: Non-invasive thermometry for thermotherapy / Gerard C. van Rhooon, Peter Wust//International Journal of Hyperthermia, 2005, V.21, N.6, P.489–495.
2. Bokeriya L.A. The diagnostic capabilities of magnetic resonance imaging during electrophysiological procedures / L.A. Bokeriya, O.L. Bokeriya, A.V. Sergeev, A.Sh. Temirbulatova//Annaly aritmologii, 2011, N. 1, P. 22 – 30.
3. Gellermann J. Methods and potentials of magnetic resonance imaging for monitoring radiofrequency hyperthermia in a hybrid system / J. Gellermann, W. Wlodarczyk, A. Feussner, H. Föhling, J. Nadobny, B. Hildebrandt, R. Felix, P. Wust//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, P. 497–513.
4. Arthur R.M. Non-invasive estimation of hyperthermia temperatures with ultrasound / R.M. Arthur, W.L. Straube, J.W. Trobaugh, E.G. Moros//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, 589–600.
5. Straube T. Thermal therapies interventional MR imaging. Laser / T. Straube, T. Kahn//Neuroimaging Clin. N. Amer., 2001, V. 11, N. 4, P. 549–571.
6. Denis de Senneville B. Magnetic resonance temperature imaging / B. Denis de Senneville, B. Quesson, C.T.W. Moonen//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, P. 515–531.
7. McDannold N. Quantitative MRI-based temperature mapping based on the proton resonant frequency shift: Review of validation studies / N. McDannold//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6. P. 533–546.
8. Non-invasive thermometer checks tissue hot spots / P. Gould//Nature International Weekly Journal of Science, 2008, 17 October [Jelektronnyj resurs] -.- Rezhim dostupa: <http://www.nature.com/news/2008/081017/full/news.2008.1178.html>
9. Soher B.J. Noninvasive temperature mapping with MRI using chemical shift water-fat separation / B.J. Soher, C. Wyatt, S.B. Reeder, J.R. Mackfall//Magnetic Resonance in Medicine, 2010, V. 63, I. 5, P. 1238–1246.
10. McDannold N. Temperature Mapping Considerations in the Breast with Line Scan Echo Planar Spectroscopic Imaging / N. McDannold, A.S. Barnes, F.J. Rybicki, Oshio Koichi, Chen Nan-kuei, Hynynen Kullervo, R.V. Mulkern//Magnetic Resonance in Medicine, 2007, V. 58, N. 6, P. 1117–1123.
11. Kuroda K. Temperature Mapping Using the Water Proton Chemical Shift: Self-Referenced Method With Echo-Planar Spectroscopic Imaging / K. Kuroda, R.V. Mulkern, K. Oshio, L.P. Panych, T. Nakai, T. Moriya, S. Okuda, K. Hynynen, F.A. Joles//Magnetic Resonance in Medicine, 2000, V. 43, N. 2, P. 220–225.
12. Delannoy J. Noninvasive temperature imaging using diffusion MRI / J. Delannoy, C.N. Chen, R. Turner, R.L. Levin, D. Le Bihan//Magnetic Resonance in Medicine, 1991, V. 19, I. 2, P. 333–339.
13. Dickinson R.J. Measurement of changes in tissue temperature using MR imaging / R.J. Dickinson, A.S. Holl, A.J. Hind, I.R. Young//J. Compt. Assist. Tomogr., 1986, N 10, P. 468–472.

14. Kuroda K. Non-invasive temperature distribution measurement by simultaneous use of multiple NMR parameters / K. Kuroda, S. Tsutsumi, A. Saltoh//Trans. IEICE, 1990, J73-A(8), P. 1431–1443.
15. Ling C.R. Comparison of NMR water proton T_1 relaxation times of rabbit tissues at 24 MHz and 2,5 MHz / C.R. Ling, M.A. Poster, J.M.S. Hutchison, I.R. Young, R.J. Dickinson//Phys. Med. Biol. 1980, N. 25, P. 748–751.
16. Simpson J.H., Carr H.Y. Diffusion and nuclear spin relaxation in water / J.H. Simpson, H.Y. Carr//Phys. Rev., 1958, V. 111, I. 5, P. 1201–1202.
17. Hall A.S. Observation by MR imaging of in vivo temperature changes induced by radio frequency hyperthermia / A.S. Hall, M.V. Prior, J.W. Hand//J Comput Assist Tomogr, 1990, V. 14, N. 3, 430–436.
18. Paliwal V. SSFP-Based MR Thermometry / V. Paliwal, El-Sharkawy AbdEl-Monem, X. Du, X. Yang, E. Atalar//Magnetic Resonance in Medicine, 2004, V.52, N.4, P.704–708.
19. Panych L.P. Effects Related to Temperature Changes during MR Imaging / L.P. Panych, M.I. Hrovat, A.R. Bleier, F.A. Jolesz//J. Magn. Reson. Imaging, 1992, V. 2, N. 1, P. 69–74.
20. Le Bihan D. Temperature mapping with MR imaging of molecular diffusion imaging: Application to hyperthermia / D. Le Bihan, J. Delannay, R.L. Levin//Radiology, 1989, V. 171, N. 3, P. 853–857.
21. Kagayaki Kuroda Non-invasive MR thermography using the water proton chemical shift / Kuroda Kagayaki//International Journal of Hyperthermia, 2005, V. 21, N. 6, P. 547–560.
22. Hall L.D. Mapping of pH and temperature distribution using chemical-shift-resolved tomography / L.D. Hall, S.L. Talagala//J. Magn. Reson., 1985, V. 65, I.2, P.501–505.
23. Yasutoshi Ishihara A Precise and Fast Temperature Mapping Using Water Proton Chemical Shift / Ishihara Yasutoshi, Calderon Arturo, Watanabe Hidehiro, Okamoto Kazuya, Suzuki Yoshinori, Kuroda Kagayaki, Suzuki Yutaka // Magn. Reson. Med., 1995, V. 34, N. 6, P. 814–823.
24. Vitkin I.A. Magnetic resonance imaging of temperature changes during interstitial microwave heating: a phantom study / I.A. Vitkin, J.A. Moriarty, R.D. Peters, M.C. Kolios, A.S. Gladman, J.C. Chen, R.S. Hinks, J.W. Hunt, D.C. Wilson, A.C. Easty, M.J. Bronskill, W. Kucharczyk, M.D. Sherar, R.M. Henkelman//Med. Phys., 1997, V. 24, I. 2, P. 269–277.
25. Lüdemann L. Non-invasive magnetic resonance thermography during regional hyperthermia / L. Lüdemann, W. Wlodek, J. Nadobny, M. Weihrauch, J. Gellermann, P. Wust//Int. J. Hyperthermia, 2010, V. 26, I. 3, P. 273–282.
26. Volkov A.A. Join the temperature field by magnetic resonance imaging / A.A. Volkov, V.N. Nikiforov, Ya.A. Pirogov, A.V. Ivanov, A.C. Prohorov//Medisinskaya fizika, 2011, N. 1, P. 75–81.
27. Volkov A.A. Traditional methods of heating applied to magnetic resonance thermometry / A.A. Volkov, S.K. Kakageldyev, A.C. Prohorov, Ya.A. Pirogov //Journal radioelektroniki, 2012, N. 1 [Jelektronnyj resurs] -.- Rezhim dostupa: <http://jre.cplire.ru/iso/jan12/12/text.html>

28. Kaznacheeva A.O. High field magnetic resonance imaging: opportunities, security restrictions / A.O. Kaznacheeva, N.I. Ananyeva//[Jelektronnyj resurs] -.- Rezhim dostupa: <http://do.gendocs.ru/docs/index-120090.html>
29. Bogatov N.M. Effect of temperature on a magnetic resonance tomography images / N.M. Bogatov, S.A. Sinisyn//Sovremennye problemy fiziki, biofiziki i infokommunikacionnyh tehnologiy. Krasnodar: CNTI, 2013. P. 91–105.
30. Bogatov N.M. Program of spectral analysis of thermal images / N.M. Bogatov, L.R. Grigoryan//Federalnaya slugba po intellektualnoy sobstvennosti, patentam i tovarnym znakam RF. Svidetelstvo ob ofisialnoy registrasii programmy dlya EVM N.2006612378. Zaregistrovano: 6.07.2006.