Электромагнитное зондирование биологических сред

Научная статья УДК 621.391.8 DOI: https://doi.org/10.18127/j15604128-202103-01

Регистрация слабых сигналов МРТ при воздействии радиочастотных помех

Н.В. Анисимов¹, А.А. Тарасова², И.А. Усанов³, Ю.А. Пирогов⁴

¹ Факультет фундаментальной медицины МГУ имени М.В. Ломоносова (Москва, Россия),

²⁻⁴ Физический факультет МГУ имени М.В. Ломоносова (Москва, Россия)

¹ anisimovnv@mail.ru, ² arina.tarasova99@mail.ru, ³ usanov_i@inbox.ru, ⁴ yupi937@gmail.com

Аннотация

Постановка проблемы. Интенсивность и временная активность слабых магнитно-резонансных (МР) сигналов анализируются по данным МР-томографии (МРТ). Для снижения их влияния на результат долговременного накопления сигнала предлагается при регистрации сохранять его отдельные реализации. Тогда по окончании регистрации можно провести их анализ, выявить зашумленные реализации, провести их редактирование и представить отредактированные копии для суммирования взамен зашумленных. Близкий по идее подход рассматривается для практического применения в МРТ – вместо увеличения числа накоплений предлагается увеличить число шагов фазового кодирования.

Цель. Рассмотреть проблемы регистрации слабых МР-сигналов в условиях техногенных помех.

Результаты. Приведены примеры анализа помеховой активности при проведении 23Na MPT-сканирования разных органов человека с использованием различных катушек. Показана возможность повышения информативности данных MPT за счет применения аподизации для данных k-пространства, причем такой прием наиболее эффективен, если воздействие помех происходит при заполнении лишь периферийной части этого пространства.

Практическая значимость. При регистрации слабого сигнала, требующего долговременного накопления, можно снизить влияние радиочастотных помех на результат накопления, если использовать данные отдельных измерений для долговременного анализа помеховой активности. Для этого надо предусмотреть сохранение отдельных реализаций сигнала с возможностью их анализа и редактирования.

Ключевые слова

Радиочастотные помехи, фазовое кодирование, аподизация, накопление сигнала, магнитно-резонансная томография, 23Na MPT

Исследования выполнены при поддержке грантами РФФИ № 19-29-10015 и № 20-52-10004, а также Междисциплинарной научно-образовательной школы МГУ «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

Для цитирования

Анисимов Н.В., Тарасова А.А., Усанов И.А., Пирогов Ю.А. Регистрация слабых сигналов МРТ при воздействии радиочастотных помех // Электромагнитные волны и электронные системы. 2021. Т. 26. № 3. С. 5–10. DOI: https://doi.org/10.18127/j15604128-202103-01

A brief version in English is given at the end of the article

Введение

Регистрация слабого сигнала в условиях радиочастотных (РЧ) и других помех – актуальная проблема. Особенно это касается помех, обусловленных техногенными факторами, интенсивность которых намного больше, чем у теплового шума (шума Найквиста), и может резко меняться не только в течение суток, но и в процессе измерения [1]. Нельзя исключить и несовершенства регистрационного оборудования, в том числе обусловленные старением элементов. В таких случаях применение типовых алгоритмов многократного накопления сигналов, ориентированных на подавление теплового шума, оказывается неэффективным – кратковременное воздействие мощной внешней импульсной помехи или сбои в работе регистрационного оборудования могут обесценить результат долговременного накопления. Подобная си-

[©] Анисимов Н.В., Тарасова А.А., Усанов И.А., Пирогов Ю.А., 2021

туация, в частности, возникает при регистрации сигналов ядерного магнитного резонанса (ЯМР) – спектроскопии высокого разрешения и магнитно-резонансной томографии (МРТ). Проблема весьма актуальна в МРТ, особенно если эксперимент с накоплением МР-сигнала от человека проводится в течение нескольких десятков минут и более. И если по окончании исследования выясняется, что воздействие РЧ-помех существенно снизило информативность измерений, то получить согласие пациента на проведение повторного, весьма утомительного для него сканирования сразу за предшествующим проблематично, поскольку нет гарантии, что оно будет более успешным, чем предыдущее.

Цель работы – рассмотреть проблемы регистрации слабых МР-сигналов в условиях техногенных помех.

Авторы предлагают ввести в типовой алгоритм накопления сигнала возможность сохранения в памяти компьютера отдельных реализаций сигнала. Тогда после окончания эксперимента можно провести анализ помеховой активности (например, на основе визуального просмотра этих реализаций) и выявить те реализации, которые оказались подверженными импульсным помехам. Используя эту информацию, можно снизить их вклад в результат накопления, отредактировав фрагменты запорченного сигнала, например, путем заполнения запорченных фрагментов нулями, после чего провести суммирование сигналов заново. Если доля запорченных реализаций слишком большая, то можно ставить вопрос о целесообразности обработки полученных данных.

Похожую идею авторы применили для методов MPT, использующих фазовое кодирование сигнала. В этих методах отношение сигнал/шум (SNR -- Signal-to-Noise Ratio) зависит от числа шагов фазового кодирования так же, как от числа накоплений. Имеется в виду, что если определено минимальное число шагов фазового кодирования, необходимое для достижения требуемого пространственного разрешения, то повысить SNR можно либо увеличив число накоплений сигнала, либо увеличив во столько же раз число шагов фазового кодирования, соответственно увеличив зону сканирования [2]. В обоих случаях общее время сканирования оказывается одинаковым. Однако для регистрации сигнала в условиях РЧ-помех второй способ предпочтительнее, поскольку все реализации сигнала сохраняются в памяти компьютера. В то же время при накоплении сигнала по фирменному типовому алгоритму объем данных получается более компактным, что удобно для его хранения и обработки, однако сохранение отдельных реализаций в нем не предусмотрено.

Авторы успешно применяли указанный подход для минимизации РЧ-помех при проведении 23Na MPT-сканирования органов человека и в ближайшее время представят соответствующую публикацию. В настоящей работе будет более детально показана его реализация.

Материалы и методы исследования

Эксперименты проводились на 0,5 Тл MP-томографе Bruker Tomikon S50. В качестве датчиков сигналов 23Na MPT применялись приемо-передающие катушки, изготовленные путем модификации фирменных катушек, изначально настроенных на частоту протонного ЯМР и предназначенных только для приема MP-сигналов [3].

Сканирование проводилось методом 3D-градиентного эха (GRE) со следующими параметрами: TR/TE = 44,7/12 мс; FA = 45°; размер зоны сканирования – $45 \times 151 \times 76$ см³; размер матрицы – $76 \times 256 \times 128$, что соответствует изотропному разрешению 6 мм; время сканирования составляло 25 мин.

Управление сканированием и первичная обработка данных проводились с помощью фирменного программного обеспечения XWinNMR v.1 и ParaVision v.1. Обработка данных k-пространства проводилась с использованием разработанных авторами программ, ранее апробированных в работах [3, 4]. Кроме того, для обработки данных применялось открытое программное обеспечение ImageJ [5].

В процессе сканирования осуществлялся визуальный контроль за сигналом с использованием программы ParaVision v.1. Если вплоть до середины временного интервала, отведенного на сканирование, уровень помех существенно превышал уровень теплового шума, то сканирование прекращалось и делалась попытка повторного сканирования – сразу или на другой день. После сканирований анализировались данные, распределенные в k-пространстве, для оценки помеховой активности. Для отслеживания эволюции этой активности строились графики зависимости от времени для магнитудных сигналов, усредненных по k-пространствам. Каждое из k-пространств соответствовало отдельному значению фазового кодирования по срезовому направлению. Временные интервалы графика определялись путем деления общего времени сканирования на число шагов фазового кодирования. Предполагалось, что вклад MP-сигнала в общий сигнал, отображаемый в k-пространстве, очень мал, а потому измеренное среднее значение магнитудного сигнала в пределах k-пространства адекватно отображает вклад шума, включая PU-помехи.

Данные МР-сканирования подвергались предварительной обработке – аномальные всплески, выявленные на отдельных строчках k-пространства, заменялись нулями. Помимо этого применялся прием, позволяющий нивелировать влияние РЧ-помех, если их воздействие производится в моменты, когда регистрируются данные, предназначенные для заполнения периферийных зон k-пространства. Прием состоит в применении аподизации – математической операции, в результате которой данные k-пространства K(x, y, z) умножаются на спадающую функцию, которая симметрична относительно заданной координаты k-пространства (x_0, y_0, z_0) [2]. Если эта точка находится вблизи центра k-пространства, то применение аподизации эквивалентно подавлению сигналов на его периферии. МР-сигнал спадает на периферии k-пространства, поскольку регистрируется при максимальных значениях фазокодирующих градиентов. Так как распределение шума в этом пространстве равномерное, то применение anодизации повышает SNR на MP-изображении, получаемом в результате фурье-обработки данных k-пространства.

В рассматриваемом случае для аподизации применяется экспоненциальная функция $\exp[-(|x - x_0|/k_xN_x + |y - y_0|/k_yN_y + |z - z_0|/k_zN_z)]$, где N_x , N_y , N_z – размеры матрицы k-пространства; значения k_x , k_y , k_z равны 0, 1. Измерения на фантоме (литровая емкость в форме куба, заполненная 12%-м раствором NaCl) показали, что в этом случае возможно повышение SNR на порядок, правда, за счет снижения разрешающей способности в 3–4 раза.

Обычно процесс регистрации данных при MP-сканировании организован так, что центральная часть k-пространства, наиболее значимая с точки зрения получения высокого SNR, заполняется пример-

но в середине временного интервала, отведенного на все сканирование. Поэтому важно, чтобы именно в этом интервале воздействие помех было минимальным. Тогда применение аподизации особенно эффективно.

Результаты исследования

На рис. 1 представлен график помеховой активности при 23Na MP-сканировании головы человека – график зависимости средней величины сигнала в пределах каждого k-пространства от времени. Временная шкала привязана к этапам фазового кодирования по срезовому направлению. Амплитуда сигнала (здесь и на рис. 2 и 3) дана в условных единицах.

На рис. 2 приведены графики помеховой активности, полученные при сканировании различных органов человека. Соленоидальная катушка *А* использовалась для сканирования груди, малая седловидная *B* – для сканирования головы, седловидная катушка большего размера *C* – для сканирования брюшной полости.

На рис. 3 показано применение аподизации для данных k-пространства, полученных при 23Na MPT головы человека. Представлены графики зависимости среднего MP-сигнала S от времени, отсчеты которого соотнесены со значениями фазового кодирования в срезовом направлении. Для данных верхнего графика дважды была проведена



Рис. 1. График изменения среднего значения магнитудного сигнала в пределах каждого из k-пространств, соответствующих отдельным шагам фазового кодирования в срезовом направлении

Fig. 1. A graph of changes in the average value of the magnitude signal within each of the k-spaces corresponding to individual steps of the phase encoding in the slice direction



Рис. 2. Графики помеховой активности, построенные по данным от сканирования различных органов человека с помощью разных катушек: *А* – грудь (соленоидальная катушка); *B* – голова (малая седловидная катушка); *C* – брюшная полость (седловидная катушка большего размера)

Puc. 2. Interference activity graphs based on data from scanning various human organs using different coils: A – chest (solenoid coil); B – head (small saddle coil); C – abdominal cavity (larger saddle coil)



Рис. 3. Графики зависимости среднего МР-сигнала от времени, построенные по данным трехмерного k-пространства, по отношению к которым применялась аподизация: верхний график – аподизация проведена по двум направлениям k-пространства; нижний график – по трем направлениям

Fig. 3. Graphs of the dependence of the average MR signal on time, constructed from the data of three-dimensional k-space, in relation to which apodization was applied: upper graph – apodization was carried out in two directions of k-space; bottom graph – in three directions



Рис. 4. 23Na MP-изображение головы человека в сагиттальной проекции при разных вариантах обработки данных: a – типовая обработка; δ и s – с применением аподизации; для s перед аподизацией проводилось редактирование данных Fig. 4. 23Na MR-image of a human head in sagittal projection with different data processing options: a – typical processing; b and c – using apodization; for c before apodization data editing was performed

аподизация в k-пространстве – по направлению частного кодирования и фазового в направлении, перпендикулярном к частотному. В результате применения сглаживающей функции произошло снижение среднего уровня шума по сравнению с тем, который присутствует на рис. 1 и 2. Но в целом верхний график на рис. 3 мало отличается от графиков помеховой активности.

На рис. 4 представлены 23Na MP-изображения – MIP-реконструкции в сагиттальной проекции, получаемые при обработке данных типовым методом (рис. 4,*a*), и с применением аподизации (рис. 4,*б*,*в*). Для получения фрагмента на рис. 4,*в* перед аподизацией проводилось редактирование отдельных строчек k-пространства – зачистка от отдельных шумовых всплесков.

Обсуждение результатов

Приведенные на рис. 2 графики помеховой активности позволяют проводить сопоставление шумовых характеристик разных катушек. Их конструктивные отличия обусловливают различия в величинах добротностей, которые, в свою очередь, зависят от параметров размещаемого в ней органа – объема, фактора заполнения и др. Все эти факторы обусловливают специфичность их шумовых характеристик – средний уровень шума и его дисперсию -- даже при отсутствии РЧ-помех. Можно отметить, что при использовании соленоидальносй катушки *А* уровень шума настолько низкий, что на графике помеховой активности выявляются признаки МР-сигнала. На это указывает то, что повышение среднего сигнала возникает при за-

полнении центральной части к-пространства – именно тогда, когда МР-сигнал максимален.

Практикуемое авторами подавление паразитных помех проводится путем тонкой и грубой обработки данных в k-пространстве. Тонкая обработка включает в себя редактирование отдельных всплесков на отдельных строчках k-пространства, грубая – подавление сигналов на его периферии с помощью аподизации. Без подавления помех получаются совсем неинформативные изображения (рис. 4,*a*). Применение аподизации в k-пространстве повышает SNR на изображении (рис. 4,*b*), но если не провести тонкую обработку, то на изображении могут проявиться «засветочные» артефакты – аномальное повышение яркости в центре изображения. Их причиной могут быть отдельные всплески на регистрируемом сигнале изза РЧ-помех, которые в результате фурье-обработки k-пространства преобразуются в мощный пик в зоне нулевых частот, что соответствует центру MP-изображения (DC offset артефакт) [2]. Если разыскать соответствующие паразитные точки в k-пространстве и присвоить им нулевые значения, то можно получить MP-изображение без артефакта (рис. 4,*в*).

Аподизация данных k-пространства обычно применяется для повышения SNR в контексте подавления теплового шума и подавления артефактов Гиббса [6, 7]. Актуальность этой операции повышается при наличии РЧ-помех, если их максимальное воздействие происходит при регистрации данных, предназначенных для заполнения периферийных частей k-пространства. По нижнему графику на рис. 3 видно, что в результате применения аподизации интенсивность шума и РЧ-помех быстро убывает от центра k-пространства. Полезный сигнал, распределенный в k-пространстве, при аподизации также подавляется на его периферии, что приводит к снижению детализации MP-изображения. Но все же предпочтительнее иметь дело со «сглаженным» образом (рис. 4,*в*), чем с образом, полученным при более высоком разрешении, но совсем неинформативным из-за низкого SNR и присутствия артефактов (рис. 4,*a*).

При наличии данных о помеховой активности, полученных за длительный период, можно выявить временной интервал (время суток и/или день недели), наиболее оптимальный для сканирования. Для сбора такой информации необязательно сканировать живой объект и даже включать РЧ-передатчик и градиентную систему – достаточно лишь работающего приемника. При наличии двух или более уже проведенных сеансов сканирования интересного объекта можно определить данные, наиболее перспективные для тонкой обработки – удаления помех из отдельных строчек k-пространства. Уровень шума и его вариабельность, измеренные по данным МРТ, можно использовать для оценки качества катушек.

Заключение

При регистрации слабого сигнала, требующего долговременного накопления, можно снизить влияние РЧ-помех на результат накопления. Для этого надо предусмотреть сохранение отдельных реализаций сигнала с возможностью их анализа и редактирования. Данные отдельных измерений полезно использовать для долговременного анализа помеховой активности.

Список источников

- 1. Плаксиенко В.С., Плаксиенко Н.Е., Плаксиенко С.В. Устройства приема и обработки сигналов: Учеб. пособие для вузов / Под ред. В.С. Плаксиенко. М.: Учебно-методический издательский центр «Учебная литература». 2004. 376 с.
- Haacke E.M., Brown R.W., Thompson M.R., Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. Wiley, Hoboken, 1999. Chapter 13, 15.
- 3. Anisimov N.V., Tarasova A.A., Pavlova O.S., Fomina D.V., Makurenkov A.M., Pavlovskaya G.E., Pirogov Yu.A. MRI Coils Optimized for Detection of 1H and 23Na at 0.5 T // Appl. Magn. Reson. 2021. V. 52(3). P. 221–233.
- Anisimov N.V., Sadykhov E.G., Pavlova O.S., Fomina D.V., Tarasova A.A., Pirogov Yu.A. Whole Body Sodium MRI at 0.5 Tesla Using Surface Coil and Long Echo Time Sequence // Appl. Magn. Reson. 2019. V. 50(10). P. 1149–1161.
- Schneider C.A., Rasband W.S., Eliceiri K.W. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis // Nat. Methods. 2012. V. 9(7). P. 671–675.
- 6. Parker D.L., Gullberg G.T., Frederick P.R. Gibbs artifact removal in magnetic resonance imaging // Med Phys. 1987. V. 14. P. 640–645.
- Stobbe R., Beaulieu C. Advantage of sampling density weighted apodization over postacquisition filtering apodization for sodium MRI of the human brain // Magn. Reson. Med. 2008. V. 60. P. 981–986.

Информация об авторах

Николай Викторович Анисимов – д.ф.-м.н., ст. науч. сотрудник SPIN-код: не предоставлен Арина Александровна Тарасова – магистрант SPIN-код: не предоставлен Иван Александрович Усанов – студент SPIN-код: не предоставлен Юрий Андреевич Пирогов – д.ф.-м.н., профессор SPIN-код: не предоставлен

Поступила в редакцию 27.04.2021 г. Одобрена после рецензирования 21.05.2021 г. Принята к публикации 15.06.2021 г. Original article

Registration of weak MRI signals when exposed to radio frequency interference

N.V. Anisimov¹, A.A. Tarasova², I.A. Usanov³, Yu.A. Pirogov⁴

¹ Lomonosov Moscow State University, Faculty of Fundamental Medicine (Moscow, Russia)

²⁻⁴ Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics (Moscow, Russia)

¹ anisimovnv@mail.ru, ² arina.tarasova99@mail.ru, ³ usanov i@inbox.ru, ⁴ yupi937@gmail.com

Abstract

The problems of registration of weak magnetic resonance (MR) signals in conditions of technogenic interference are considered. Their intensity and temporal activity are analyzed by MRI tomography. To reduce their influence on the result of long-term signal accumulation, it is proposed to save its individual realizations during registration. Then, at the end of registration, it is possible analyze them, identify noisy implementations, edit them, and submit edited copies for summing up instead of noisy ones. An approach that is similar in concept is considered for practical application in MRI – instead of increasing the number of accumulations, it is proposed to increase the number of phase encoding steps. Examples of analysis of interference activity during 23Na MRI scanning of various human organs using various coils are given. The possibility of increasing the information content of MRI data by using apodization for k-space data is shown, and this technique is most effective if the effect of noise occurs when only the peripheral part of this space is filled.

Keywords

Radio frequency interference, phase coding, apodization, signal cumulation, magnetic resonance imaging, 23Na MRI

The research was supported by RFBR grants No. 19-29-10015 and No. 20-52-10004, as well as the Interdisciplinary Scientific and Educational School of Moscow State University «Photonic and Quantum Technologies. Digital Medicine».

For citation

Anisimov N.V., Tarasova A.A., Usanov I.A., Pirogov Yu.A. Registration of weak MRI signals when exposed to radio frequency interference. Electromagnetic waves and electronic systems. 2021. V. 26. № 3. P. 5–10. DOI: https://doi.org/10.18127/j15604128-202103-01 (in Russian)

References

- 1. *Plaksienko V.S., Plaksienko N.E., Plaksienko S.V.* Ustroystva priema i obrabotki signalov: Ucheb. posobie dlya vuzov. Pod red. *V.S. Plaksienko*. M.: Uchebno-metodicheskiy izdatel'skiy tsentr «Uchebnaya literatura». 2004. 376 s. (in Russian)
- Haacke E.M., Brown R.W., Thompson M.R., Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. Wiley, Hoboken, 1999. Chapter 13, 15.
- Anisimov N.V., Tarasova A.A., Pavlova O.S., Fomina D.V., Makurenkov A.M., Pavlovskaya G.E., Pirogov Yu.A. MRI Coils Optimized for Detection of 1H and 23Na at 0.5 T. Appl. Magn. Reson. 2021. V. 52(3). P. 221–233.
- Anisimov N.V., Sadykhov E.G., Pavlova O.S., Fomina D.V., Tarasova A.A., Pirogov Yu.A. Whole Body Sodium MRI at 0.5 Tesla Using Surface Coil and Long Echo Time Sequence. Appl. Magn. Reson. 2019. V. 50(10). P. 1149–1161.
- Schneider C.A., Rasband W.S., Eliceiri K.W. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. Nat. Methods. 2012. V. 9(7). P. 671–675.
- 6. Parker D.L., Gullberg G.T., Frederick P.R. Gibbs artifact removal in magnetic resonance imaging. Med Phys. 1987. V. 14. P. 640–645.
- Stobbe R., Beaulieu C. Advantage of sampling density weighted apodization over postacquisition filtering apodization for sodium MRI of the human brain. Magn. Reson. Med. 2008. V. 60. P. 981–986.

Information about the authors

N.V. Anisimov – Dr.Sc.(Phys.-Math.), Senior Research Scientist A.A. Tarasova – Undergraduate I.A. Usanov – Student Yu.A. Pirogov – Dr.Sc.(Phys.-Math.), Professor

The article was submitted 27.04.2021 Approved after reviewing 21.05.2021 Accepted for publication 18.06.2021