М.А. Пугачевский, А.Г. Поляков

Оптимизированная конфигурация точек *K*-пространства при параллельной реконструкции данных МРТ

Аннотация

Предложен усовершенствованный метод параллельной реконструкции данных МРТ на основе модификации стандартного метода GRAPPA с использованием расширенного ядра линейного отображения и при оптимизированном распределении точек *K*-пространства. Приведены результаты реконструкции изображений МРТ в сравнении с другими методами. Сделан вывод о существенных достоинствах предложенного метода при использовании высоких значений фактора акселерации.

Введение

Разработка новых высокоэффективных методов параллельной реконструкции изображений остается важным элементом развития современных систем визуализации магниторезонансной томографии (МРТ). Данные методы обеспечивают возможность получения изображений за время, меньшее в несколько раз, в соответствии с фактором акселерации, что является принципиально важным, особенно в динамических режимах МРТ (ангиография головного мозга, кардиография и др.).

В литературе [1]-[3] подробно описаны различные методы параллельной реконструкции данных, такие как SENSE, GRAPPA, SPACE-RIP, CAIPIRINHA и др., которые широко применяются в настоящее время в медицинской практике. Главным недостатком этих методов является возникновение при высоких факторах акселерации ($R > 4$) неприемлемых артефактов на восстанавливаемом изображении.

Цель работы

Разработка усовершенствованного метода параллельной реконструкции данных МРТ на основе модификации стандартного метода GRAPPA с расширенным ядром линейного отображения и при оптимизированном распределении точек *K*-пространства.

Теория и методы

Известно [1], [4], что восстановление данных при параллельной реконструкции МРТ основано на дифференцированной пространственной чувствительности приемных катушек, расположенных в направлениях, выбранных для акселерации. При этом возможно сокращение числа шагов для фазового и/или частотного кодирования ($R_{\text{phase}} \times R_{\text{freq}}$) как при получении плоских 2D-, так и объемных 3D-изображений.

Согласно теоретическим представлениям, точки *K*-пространства, регистрируемые с каждой приемной катушки, связаны с протонной плотностью ρ исследуемого объекта аналитическим выражением

$$S_c(\vec{k}) = \int_{-\infty}^{\infty} \rho(\vec{r})\Psi_c(\vec{r})e^{-i2\pi\vec{k}\cdot\vec{r}}\,d\vec{r} = \Phi\left[\rho(\vec{r})\Psi_c(\vec{r})\right],$$

где $S_c(\vec{k})$ – точка *K*-пространства вектора $\vec{k}$; c – номер приемной катушки; $\rho(\vec{r})$ – протонная плотность в точке $\vec{r}$; $\Psi_c(\vec{r})$ – функция чувствительности приемной катушки c в домене протонной плотности.

Однако при регистрации изображений МРТ с фактором акселерации $R > 1$ в *K*-пространстве аккумулируются пропущенные данные и на восстанавливаемом изображении неизбежно возникают артефакты наложения (aliasing).

В стандартном методе GRAPPA (GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions [1]) для восстановления данных используют специальную матрицу весов W для каждой приемной катушки, рассчитываемых на основе сэмплирования данных автокалибровочных линий ACS (AutoCalibrating Signal):

$$S_c^{ACS}(k_y + m\Delta k_y) = \sum_{l\in L}\sum_{b\in N_b} W_c(l, b, m)\cdot S_l(k_y + bR\Delta k_y),$$

где L и N_b – множества приемных катушек и блоков реконструкции соответственно.

Однако при больших значениях фактора акселерации ($R > 4$) возникают значительные артефакты вследствие плохой обусловленности обратной матрицы коэффициентов, определяемых при обработке изображений МРТ.

В данной статье предлагается улучшенный метод реконструкции данных на основе модификации стандартного метода GRAPPA с расширенным ядром линейного отображения и оптимизированной конфигурацией точек *K*-пространства. Согласно проведенным исследованиям, улучшенная параллельная реконструкция может быть достигнута при оптимизации расположения точек *K*-пространства. Для этого предлагается использовать двухэтапную схему построения. На первом этапе, подобно методу CAIPIRINHA [5], построение оптимизируется согласно критерию максимизации нормы l_1 – расстояния между восстанавливаемыми и ближайшими к ним известными точками:

$$\max\left\|\vec{\kappa} - \vec{k}_{nearest}\right\|_1.$$

На втором этапе точки *K*-пространства дискретно смещаются к центру под действием специального сдвигового поля в соответствии с уравнением упругой динамики с радиальной симметрией:

$$\frac{\partial}{\partial r}\left[W(\vec{r})\cdot\left(\frac{\partial}{\partial r}\cdot\vec{\varepsilon}\right)\right] + D(\vec{r}) = 0,$$

где $\vec{\varepsilon}$ – векторное поле относительных смещений точек *K*-пространства; $W(\vec{r})$ и $D(\vec{r})$ – скалярная матрица упругих коэффициентов и векторная матрица сдвигового поля над векторным полем радиус-вектора $\vec{r}$ соответственно.

Оптимизация положений точек *K*-пространства в рамках предложенного метода приводит к аналогу построения *K*-пространства с переменной плотностью [6], при этом достигается наиболее эффективная реконструкция пропущенных данных за счет выработки хорошо обусловленной матрицы коэффициентов чувствительности параллельных катушек.

На практике получение данной конфигурации для регистрации изображений МРТ возможно при использовании специально построенных шаблонов, предварительно оптимизированных, с установленными градиентными офсетами для точек *K*-пространства.

Последующее восстановление пропущенных данных происходит в стандартной схеме по всем известным точкам, включенным в область ядра реконструкции:

$$S_c(\vec{k}) = \sum_{l\in L}\sum_{\lambda\in\Lambda_k} W_c(l,\lambda)\cdot S_l(\vec{k} + \Delta\vec{k}_\lambda),$$

где c – номер приемной катушки; L – набор приемных катушек; Λ – множество снятых точек в ядре *K*-пространства.

На *рис. 1* представлена схема заполнения *K*-пространства при регистрации МРТ с обозначениями: черные точки – заполненные данные, белые – пропущенные данные, серые – ACS-данные; сплошная рамка – ядро реконструкции, пунктирная – ядро коррекции, штриховая – ядро выборки ACS-данных.

Для минимизации погрешностей также предлагается использовать выборку ACS-данных в направлениях как фазового, так и частотного кодирования [7].

Погрешность реконструкции δ_p оценивалась в сравнении с эталонным изображением как

$$\delta_p = \frac{\|M - M_0\|_p}{\|M_0\|_p},$$

где $\|\cdot\|_p$ – смысл нормы l_p при p = 1, 2; M_0 и M – матрицы эталонного и реконструированного изображений соответственно.

На практике при регистрации изображений МРТ в образце неизбежно возникают вихревые токи Фуко и химические сдвиги, которые могут приводить к существенному смещению точек *K*-пространства, снятых в поперечных направлениях [3]. В связи с этим перед реконструкцией изображений необходимо провести коррекцию с согласованием данных ACS-линий и точек *K*-пространства [7], [8]:

$$S(\vec{k} - \vec{\zeta}) = \Phi\left[\Phi^{-1}\left[S(\vec{k})\right]e^{i2\pi\vec{\zeta}\cdot\vec{k}}\right],$$

где Φ и Φ^{-1} – прямое и обратное преобразование Фурье; $\vec{\zeta}$ – смещение точек *K*-пространства, определяемое путем минимизации нормы l_1 ядра коррекции на границах ACS-линий в соответствии с выражением

$$\min_{\sigma,\delta}\left\|S(\vec{k} - \vec{\zeta}) - \sigma S_{ACS}(\vec{k})\right\|_1,$$

где $\|\cdot\|_1$ – смысл нормы l_1; σ и $\vec{\zeta}$ – параметры минимизации.

Результаты расчетов и обсуждение

Сравнение погрешностей результатов реконструкции предложенного метода с другими методами для различных факторов акселерации приведено в *табл. 1*. Поскольку в предложенном методе используется выборка ACS-данных в двух поперечных направлениях, общее число ACS разбито пополам для каждого направления.

На *рис. 2* представлено изображение МРТ, восстановленное предложенным методом (*R* = 4 x 1, ACS = 16). Результаты МРТ были получены в КГБУЗ «Краевая клиническая больница № 2» г. Хабаровска при обследовании здорового головного мозга на магниторезонансном томографе «Toshiba 1.5T Vantage» в режиме «FLAIR», TR = 8000, TE = 105, аксиальный срез.

Как видно из представленных данных, предложенный в настоящей статье модифицированный метод GRAPPA показывает наименьшую погрешность реконструкции изображе-

Таблица 1

Сравнение погрешностей результатов реконструкции МРТ-изображений, выполненных различными методами

Параметры регистрации	Метод	δ_1	δ_2
R = 2 x 1 ACS = 8*	m-SENSE	0,0957	0,0509
	Стандартный GRAPPA	0,0732	0,0419
	Модифицированный GRAPPA	0,0236	0,0082
R = 4 x 1 ACS = 16*	m-SENSE	0,2790	0,0883
	Стандартный GRAPPA	0,1238	0,0747
	Модифицированный GRAPPA	0,0563	0,0292
R = 4 x 3 ACS = 16*	CAIPIRINHA	0,1552	0,0648
	Стандартный GRAPPA	0,1631	0,0663
	Модифицированный GRAPPA	0,0790	0,0340
* Для модифицированного GRAPPA – половина в каждом направлении.			

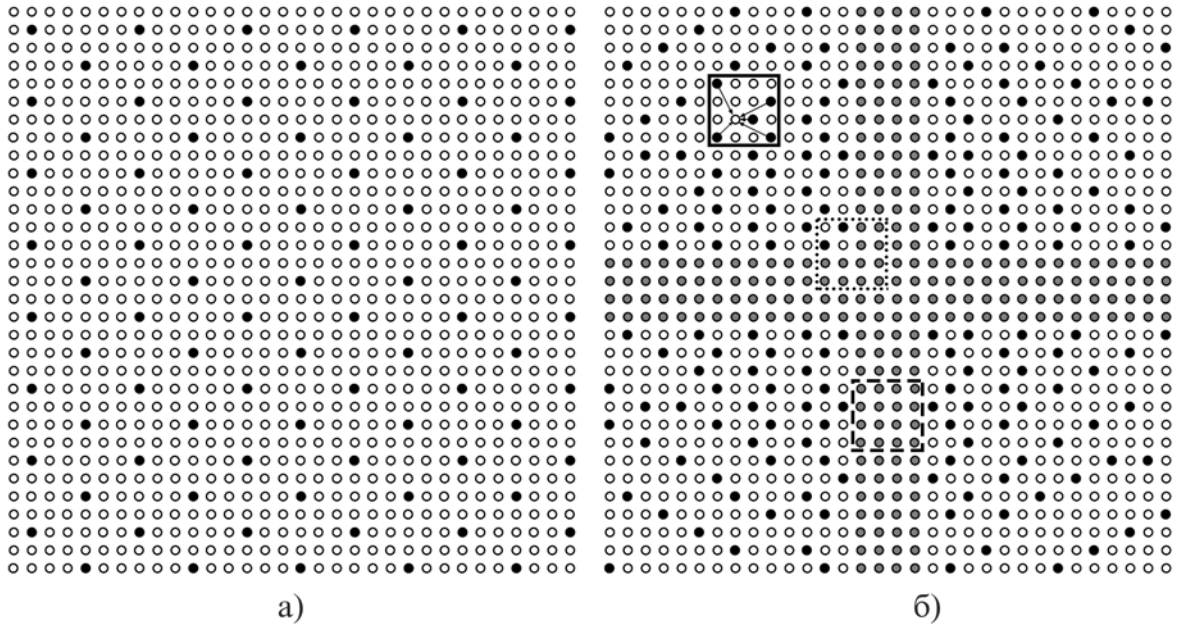

Рис. 1. Конфигурация точек *K*-пространства на первом (а) и втором (б) этапах: *R* = 4 x 3; ACS = 6; черные точки – заполненные данные; белые точки – пропущенные данные; серые точки – ACS-данные; сплошная рамка – ядро реконструкции; пунктирная рамка – ядро коррекции; штриховая рамка – ядро выборки ACS-данных

ний, что особенно проявляется при больших значениях фактора акселерации.

Разработка новых улучшенных методов параллельной реконструкции изображений МРТ имеет большое практическое значение, поскольку должна обеспечить получение результатов с наименьшими искажениями, что имеет принципиальную важность для врачебной диагностики.

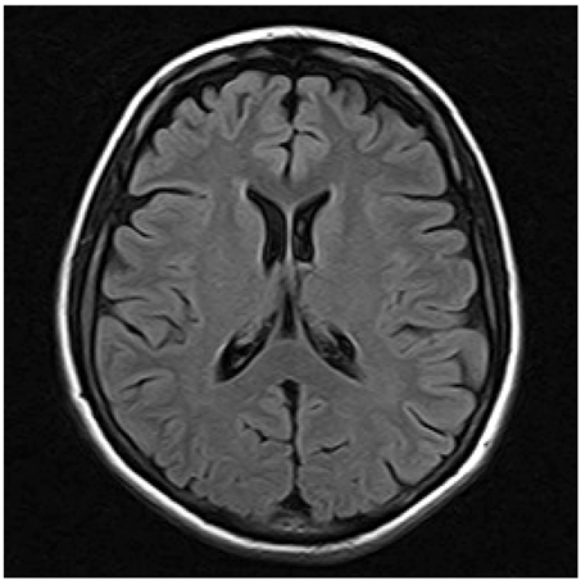

Рис. 2. Изображение МРТ, реконструированное предложенным методом: R = 4 x 1, ACS = 16

Выводы

1. Разработанный метод параллельной реконструкции данных МРТ на основе модификации стандартного метода GRAPPA с расширенным ядром линейного отображения и при оптимизированном распределении точек K-пространства обеспечивает улучшенное восстановление изображений по сравнению с традиционно применяемыми методами m-SENSE, GRAPPA, CAIPIRINHA.

2. С ростом фактора акселерации эффективность работы предложенного метода в сравнении с вышеобозначенными значительно увеличивается, что проявляется в снижении погрешности реконструкции данных.

Список литературы

1. *Blaimer M., Breuer F., Mueller M., Heidemann R.M., Griswold M.A., Jakob P.M.* SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: How to choose the optimal method // Top Magn. Reson. Imaging. 2004. Vol. 15. PP. 223-236.
2. *Ramb R., Mader I., Jung B., Hennig J., Zaitsev M.* High Resolution CBV Assessment with PEAK-EPI: k-t-Undersampling and Reconstruction in Echo Planar Imaging // Magn. Reson. Med. 2017. Vol. 77. № 6. PP. 2153-2166.
3. *Wang H., Liang D., King K., Nagarsekar G.* Improve GRAPPA using cross-sampled autocalibration data // Magn. Reson. Med. 2012. Vol. 67. № 4. PP. 1042-1053.
4. *Larkman D. J., Nunes R. G.* Parallel magnetic resonance imaging // Phys. Med. Biol. 2007. Vol. 52. № 7. PP. 15-55.
5. *Breuer F.A., Blaimer M., Mueller M.F., Seiberlich N., Heidemann R.M., Griswold M.A., Jakob P.M.* Controlled aliasing in volumetric parallel imaging (2D CAIPIRINHA) // Magn. Reson. Med. 2006. Vol. 55. № 3. PP. 549-556.
6. *Chauffert N., Ciuciu P., Kahn J., Weiss P.* Variable Density Sampling with Continuous Sampling Trajectories // SIAM Journal on Imaging Sciences. 2014. Vol. 7. № 4. PP. 1962-1992.
7. *Wang H., Liang D., King K.F., Nagarsekar G., Ying L.* Cross-sampled GRAPPA for parallel MRI / 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10. 2010. PP. 3325-3333.
8. *Wang X., Wang H., Zhou J.* Improve GRAPPA with cross-sampled ACS lines and nonlinear kernel model // Bio-Medical Materials and Engineering. 2014. Vol. 24. № 1. PP. 1101-1108.

Максим Александрович Пугачевский,
д-р физ.-мат. наук, ведущий научный сотрудник,
Региональный центр нанотехнологий,
ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет»,
г. Курск,
Антон Германович Поляков,
врач-рентгенолог высшей категории,
зав. рентгеновским отделением,
КГБУЗ «Краевая клиническая больница № 2»,
г. Хабаровск,
e-mail: pmaximal@mail.ru

М.Н. Крамм, Ф.Ю. Копылов, П.Ш. Чомахидзе, Н.О. Стрелков, А.И. Черников

Обработка электрокардиосигналов для повышения диагностической точности нагрузочного ЭКГ-теста при выявлении признаков преходящей ишемии миокарда

Аннотация

Рассмотрена возможность повышения диагностической точности нагрузочного ЭКГ-теста для выявления признаков преходящей ишемии миокарда. Предложена модификация решающего правила, основанная на дополнительной оценке временной динамики эквивалентного электрического генератора сердца на ST-T-сегменте. Представлены результаты оценки чувствительности и специфичности диагностики для группы обследуемых.

Введение

Актуальной является задача анализа возможности повышения чувствительности и специфичности диагностики ишемии миокарда на начальном этапе диагностики. Основным скрининговым методом неинвазивного определения эпизодов преходящей ишемии миокарда является электрокардиографический нагрузочный тест – тредмил или велоэргометрия [1], [2]. При этом проводят дозированное увеличение физической нагрузки, осуществляя одновременно регистрацию электрокардиосигналов (ЭКС) и контроль артериального давления (АД), частоты сердечных сокращений (ЧСС), объем потребляемого кислорода (METS). Регистрация при увеличении физической нагрузки отрицательного смещения (депрессия) ST-сегмента с уровнем, превышающим 0,1 мВ, в любом из отведений (кроме aVR) свидетельствует о положительном результате нагрузочного теста, т. е. о предположительном наличии ИБС. Результаты проверки достоверности нагрузочного теста, приводимые рядом авторов [3]-[5], свидетельствуют о том, что в целом у приблизительно 30 % обследуемых с ИБС эта болезнь в нагрузочном тесте не подтверждается, а у 30 % обследуемых с подтвержденным отсутствием ИБС признается наличие призна-