

*На правах рукописи*



**Серегин Павел Сергеевич**

**ПАРАЛЛЕЛЬНАЯ РЕКОНСТРУКЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ  
В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Специальность: 05.11.17 - «Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук

Тула – 2014

Работа выполнена в ФГБОУ ВПО «Тульский государственный университет»

Научный руководитель:

**Минаков Евгений Иванович,**  
доктор технических наук,  
доцент

Официальные оппоненты:

**Черний Александр Николаевич,**  
доктор технических наук,  
НИИ фтизиопульмонологии  
Первого Московского  
государственного  
медицинского университета им.  
И.М.Сеченова,  
главный научный сотрудник;

**Кочетков Михаил Петрович,**  
кандидат технических наук,  
Московский государственный  
институт электронной техники,  
доцент кафедры вычислительной  
техники.

Ведущая организация:

**ФГАОУ ВПО "Южный  
федеральный университет",  
Научно-исследовательский  
институт многопроцессорных  
вычислительных систем имени  
академика А.В. Каляева.**

Защита диссертации состоится «23» сентября 2014 г. в \_\_\_-00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.271.07 при ФГБОУ ВПО «Тульский государственный университет» (300012, г. Тула, пр. Ленина, 92, 9-101).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБОУ ВПО «Тульский государственный университет».

Автореферат разослан «25» апреля 2014 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета



Данилкин  
Федор Алексеевич

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы.** *Магнитно-резонансная томография (МРТ)* является современным и быстроразвивающимся методом медицинской визуализации наравне с рентгеновской компьютерной томографией и УЗИ. МРТ дает возможность более точно определить характер очаговых поражений органов (например, дифференцировать очаги в печени), а также топологию онкологического образования. В отличие от рентгена и рентгеновской компьютерной томографии, МРТ не оказывает ионизирующего воздействия на организм, поэтому ее развитию уделяют большое значение.

Концепция базовых принципов МРТ была изложена в 1960 году советским ученым В.А.Ивановым. Однако за последние несколько десятилетий МРТ-сканеры и методы реконструкции изображения, лежащие в основе работы МРТ-систем, бурно и стремительно развивались. Профессором К. Пруессманном (Чехия) и другими исследователями была открыта возможность использования многоканальных приемных систем и параллельных алгоритмов реконструкции для сокращения числа циклов фазового кодирования при построении МРТ-изображений (это позволяет существенно сократить время сбора данных при МРТ-сканировании). Позднее появилось множество методов параллельной реконструкции изображений МРТ, наиболее известными из них являются:

- SENSE. Предложен в 1998 году К. Пруессманном (Чехия) и др;
- SPACE-RIP. Предложен в 2000 году В.Е. Кайриакас (США) и др.;
- GRAPPA. Предложен в 2002 году М.А. Грисволд (Германия) и др.

Недостатком базовых методов параллельной реконструкции является их низкая эффективность при работе с высокими степенями акселерации. Несмотря на это, даже при низких степенях акселерации удается значительно (в 2-3 раза) сократить время сбора данных по сравнению с применением классического двухмерного преобразования Фурье.

Обзор используемых МРТ-сканеров в России, приведенный в работе, показал, что наиболее распространенными являются томографы с напряженностью поля 1 Тесла. Большинству МРТ-сканеров данного класса присущи следующие недостатки:

- длительное время сканирования, которое плохо переносят тяжелобольные пациенты и дети;
- неудовлетворительное соотношение сигнал/шум при исследовании с использованием быстрых импульсных последовательностей (например, одиночное короткое быстрое спин-эхо — ssFSE) совместно с алгоритмами реконструкции изображений по неполным исходным данным;
- применение приемных систем сбора данных с малым числом каналов (1–4), что ограничивает возможность использования алгоритмов параллельной реконструкции изображений.

Современные компоненты аналогово-цифровой электроники позволяют строить тракт обработки МРТ-сигналов на новом уровне, более качественном, чем это было возможно, например, 10 лет назад. В то же время появление мощных графических процессоров позволяет на сегодняшний день

реализовывать сложные параллельные алгоритмы обработки данных в реальном масштабе времени, реализация которых ранее была невозможна. Следовательно, вопрос достижения потенциально возможных характеристик МРТ не является полностью решенным. Его решение требует, во-первых, совершенствования алгоритмов обработки данных, во-вторых, практической реализации разработанных методов обработки данных МРТ на основе современной элементной базы.

Исходя из этого, **научной задачей**, решаемой в диссертационной работе, является разработка математических моделей, алгоритмов и методов обработки изображений для перспективных МРТ-систем медицинского назначения.

**Объектом исследования** являются системы магнитно-резонансной томографии медицинского назначения.

**Предметом исследования являются** математические модели, принципы моделирования, обработки МР-сигналов перспективных МРТ-систем медицинского назначения.

**Целью работы** является улучшение характеристик МРТ: уменьшение времени сканирования, повышение качества изображений (по критериям коэффициентов сигнал/шум и контраст/шум) и устранение искажений изображений на основе разработки новых методов обработки МРТ-сигналов и методов параллельной реконструкции изображений.

Для достижения поставленной цели в диссертации решаются следующие задачи:

1. Разработка метода формирования многоканального тестового К-пространства.
2. Разработка математических моделей и алгоритмов параллельной реконструкции МРТ-изображений.
3. Разработка алгоритма реконструкции изображений на базе графических процессоров.
4. Разработка приемной системы сбора данных для многоканального приема и обработки МР-сигналов.

**Методы исследований**, используемые в диссертации, основываются на теории сжатых измерений, функций комплексной переменной, методах цифровой обработки сигналов, методах теории случайных процессов и оптимальной фильтрации сигналов. Моделирование и тестирование предлагаемых методов проводилось с использованием следующих программных пакетов: MATLAB, Xilinx Web Pack.

**Основные положения, выносимые на защиту:**

- разработанный в диссертации метод позволяет генерировать многоканальное тестовое К-пространство, учитывая эффекты приемных систем;
- предложенные в диссертационной работе математические модели и алгоритм параллельной реконструкции МРТ-изображений по сравнению с известными математическими моделями классических постановок параллельной реконструкции позволяют достичь более высокой устойчивости

(на 5-60 %) при высоких степенях акселерации и более высокого коэффициента сигнал/ шум (на 3-40 %);

- разработанный алгоритм реконструкции изображений на базе графических процессоров позволяет сократить время вычислений более чем на 20% по сравнению с вычислением только на основе центрального процессора;
- разработанная система сбора данных для многоканального приема и обработки МР-сигналов, предложенная в диссертации, обеспечивает уровень коэффициента сигнал/шум на 9-25 дБ лучше, чем в аналогичных приемных трактах, но с аналоговым переносом спектра.

**Научная новизна работы** состоит в разработке следующих методов и алгоритмов сбора, анализа и обработки МР-сигналов, включающих в себя:

- метод генерирования многоканальных тестовых К-пространств позволяет производить более полное исследование систем параллельной реконструкции МРТ-изображений, чем известные методы;
- математическая модель и алгоритм параллельной реконструкции МРТ-изображений, отличающиеся от известных большей устойчивостью и точностью получения изображений при высоких значениях коэффициента акселерации;
- алгоритм обработки данных на базе графических процессоров, позволяющий выполнять реконструкцию изображений в реальном масштабе времени непосредственно в процессе сканирования (в то время как классические алгоритмы, работающие на базе центрального процессора, имеют гораздо большее время выполнения задач такого же класса сложности).

**Практическое значение** полученных результатов состоит в улучшении основных качественных и количественных характеристик МРТ-сканеров, а именно:

- сокращение времени сканирования в 2–4 раза (в режиме сканирования с акселерацией по времени) по сравнению с классическими системами реконструкции;
- разработанная система сбора данных для многоканального приема и обработки МР-сигналов, предложенная в диссертации, обеспечивает уровень коэффициента сигнал/шум на 9-25 дБ лучше, чем в аналогичных приемных трактах, но с аналоговым переносом спектра.

Экспериментальные исследования подтвердили возможность использования предлагаемых в диссертации аппаратно-программных решений для медицинских исследований. Более того, результаты диссертации могут использоваться с целью обновления устаревших МРТ-сканеров без замены криогенной системы и передающих радиочастотных систем. Основные результаты работы использованы в деятельности ООО «ТСМ» (г. Москва) и других организациях, что подтверждается соответствующими актами внедрения. Акты внедрения представлены в приложении диссертации.

**Достоверность результатов диссертационной работы** определяется следующими факторами:

- в основе исследований, проведенных в работе, лежат экспериментальные данные с действующих МРТ-систем, полученные с

помощью аппаратно-программного комплекса, предложенного автором диссертации;

- используются широко известные научно-исследованные методики оценки параметров реконструкции МРТ-изображений.

**Личный вклад автора.** Результаты получены автором лично, из них основными являются:

- метод генерирования многоканального тестового К-пространства;
- математическая модель и алгоритм параллельной реконструкции МРТ-изображений;
- алгоритм реконструкции изображений на базе графических процессоров;
- приемная система сбора многоканальных МР-сигналов.

#### **Реализация результатов работы.**

Разработанные в ходе исследований методики и программы внедрены на следующих предприятиях:

- ООО «ТСМ» (г. Москва);
- ООО «МРТ Эксперт инжиниринг» (г. Елец);
- ООО «ВЕД-МЕД Эксперт» (г. Рязань);
- ООО «Василеостровский центр магнитно-резонансной томографии» (г. Санкт-Петербург).

Подготовлен научно-методический комплекс, который внедрен в учебный процесс на кафедре радиоэлектроники в Тульском государственном университете по следующим дисциплинам: «Цифровые устройства и микропроцессоры», «Цифровая обработка сигнала», «Устройства приема и обработки сигналов».

#### **Апробация работы.**

Основные положения и результаты диссертационной работы докладывались на конференциях:

- 13-я Международная конференция «Цифровая обработка сигналов и ее применение — DSPA-2011» (Москва, 2011 год);
- XV Международный молодежный форум «Радиоэлектроника и молодежь» (Харьков, 2011 год).
- «Компьютерная томография в современной онкологии» (Томск, 2011 год);
- «Микроэлектроника и информатика» (Москва, 2010 год);
- III-VI магистерская научно-техническая конференция (Тула, 2008-2011);
- IV-VI молодежная научно-практическая конференция Тульского государственного университета «Молодежные инновации» (Тула, 2009-2011).

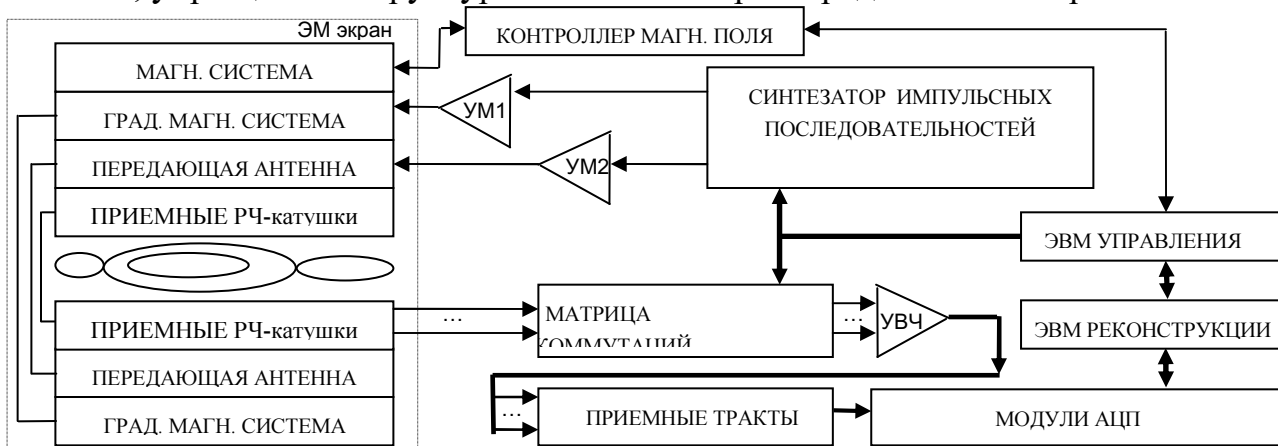
#### **Публикации.**

Основное содержание работы отражено в 22 публикациях, включающих 10 статей, в том числе 3 публикации в журналах, входящих в перечень рекомендованных ВАК; 12 тезисов докладов на Международных и Российских

Работа состоит из введения, 4 глав, заключения и 5 приложений, изложенных на 139 страницах основного текста и содержащих 70 рисунков, 23 таблицы, а также списка литературы из 123 наименований.

**Во введении** обоснована актуальность диссертации, сформированы научная задача, цель исследования, обоснованы основные положения, выносимые на защиту. Кратко изложена структура диссертации и раскрыто содержание ее глав.

В диссертационной работе объектом исследования была выбрана МРТ-система, упрощенная структурная схема которой представлена на рис. 1:



В работе было показано, что принцип получения МРТ-изображений (рис. 1) основан на явлении ядерно-магнитного резонанса (ЯМР). Ввиду того что рассматриваемый класс МРТ-сканеров предназначен для клинического медицинского использования, резонансные системы комплекса настроены на прием сигналов от молекул водорода (т.е. изображение имеет яркость в каждом пикселе, пропорциональную концентрации молекул водорода в соответствующем объеме объекта исследования). Так как во взаимодействие с магнитными полями вступают протоны молекул, в работе используется протонная плотность водорода (далее протонная плотность), которая характеризует МРТ-изображение в исследуемом объекте. При этом выбор среза и фазовое кодирование (РЕ) осуществляется импульсными последовательностями при помощи градиентных магнитных систем и

передающей антенны (управляющие сигналы для них формируются в усилителях мощности УМ1, УМ2 и синтезаторе импульсных последовательностей (рис. 1)).

Установлено, что в представленной на рис. 1 схеме соотношение сигнал/шум результирующего МРТ-изображения в значительной мере определяется работой приемных РЧ-катушек, приемным трактом и АЦП. Поэтому разработка аппаратно-программных решений для улучшения характеристик приемного тракта МРТ-систем является важной задачей, рассмотренной в диссертации.

В работе показано, что помимо коэффициента сигнал/шум к основным качественным параметрам МРТ-систем можно отнести время сбора данных для выполнения реконструкции; время реконструкции; пространственное разрешение результирующего изображения и другие параметры. Время сканирования МРТ-систем складывается из времени сбора данных для выполнения реконструкции и времени реконструкции МРТ-изображений. Время сбора данных может быть сокращено путем использования быстрых импульсных последовательностей и с помощью применения специальных алгоритмов построения МРТ-изображений по неполным данным. Так как достижение режима акселерации сканирования является важным аспектом улучшения эффективности МРТ-систем, для решения этой задачи в диссертационной работе выбран за основу один из методов параллельной реконструкции МРТ-изображений.

Отмечается, что алгоритмы построения изображений по неполным исходным данным имеют широкие возможности. Однако использование подобных алгоритмов сопряжено с рядом сложностей. Таким образом, вопрос совершенствования алгоритмов и методов параллельной реконструкции с целью сокращения времени сбора данных и повышения качества построения изображений, а также реализация данных алгоритмов построения изображений на базе графических процессоров, бесспорно, является актуальным.

**Во второй главе** произведена разработка методов и алгоритмов параллельной реконструкции МРТ-изображений.

Проведенный в диссертационной работе анализ предметной области показал отсутствие методов и алгоритмов формирования К-пространства для параллельной реконструкции изображений. В работах, посвященных математическому моделированию реконструкции МРТ-изображений, используется генерирование К-пространства без учета влияния приемных систем. Это не позволяет оценить влияние различных факторов приемных систем на МР-сигналы. Кроме этого, практически все работы, посвященные генерированию полного К-пространства, не дают возможности формировать многоканальные данные для использования параллельной реконструкции. Поэтому для более полного исследования в диссертации предложен метод генерирования многоканального тестового К-пространства, который реализован в диссертации тремя алгоритмами:

1. Алгоритм формирования многоканального К-пространства и МР-сигналов по данным, заданным в пространстве изображений с



использованием пространственной или частотной фильтрации для формирования профилей чувствительности каналов.

2. Алгоритм формирования многоканального К-пространства и МР-сигналов с использованием фильтрации в К-пространстве.
3. Алгоритм формирования многоканального К-пространства и МР-сигналов по аналитической модели Шеппа-Логана.

Предложенный алгоритм формирования многоканального К-пространства и МР-сигналов по аналитической модели Шеппа-Логана представлен на рис. 2. В начале алгоритма производится инициализация основных параметров моделей, после чего выполняется аналитическое формирование целого К-пространства. Деление по каналам осуществляется путем фильтрации в частотной области сформированного целого К-пространства с учетом профиля чувствительности каждого канала. Сформированные таким образом данные записываются в массив многоканального К-пространства.

Блок-схема алгоритма представлена на рис. 2.

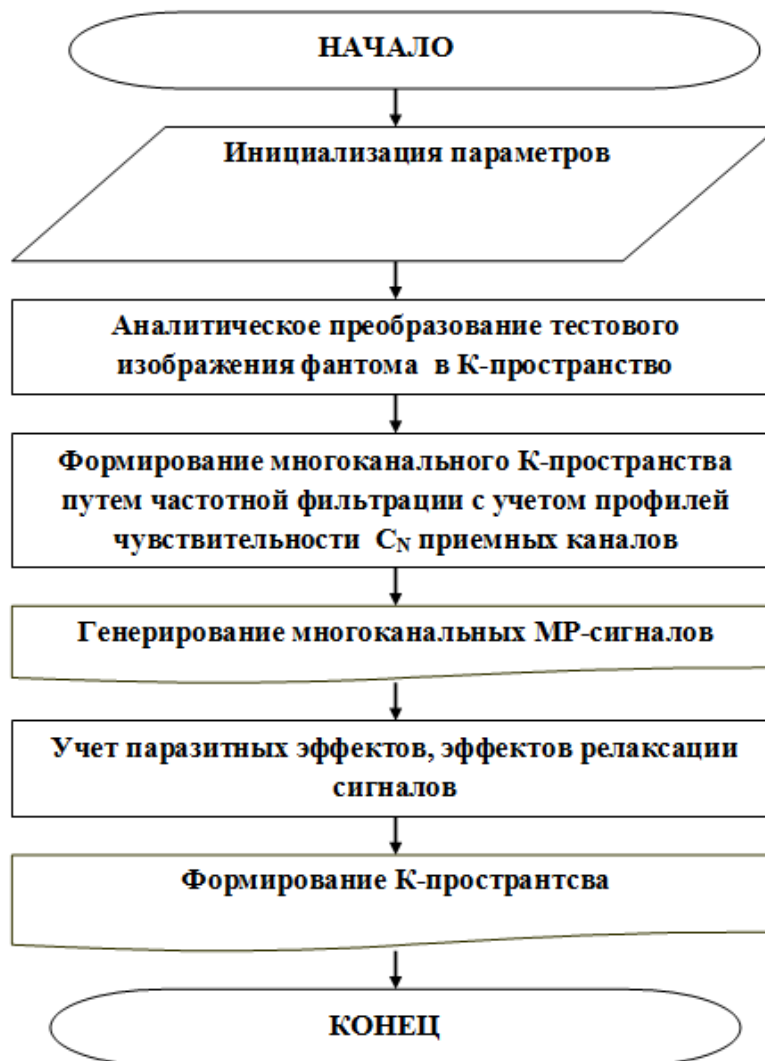


Рис. 2. Алгоритм генерирования многоканальных МР-сигналов и К-пространства на базе модели Шеппа-Логана

После формирования многоканального К-пространства производится синтез МР-сигналов на частоте ядерно-магнитного резонанса. Отсчеты МР-сигналов записываются в массив. Данный массив эквивалентен оцифрованным МР-сигналам с реальных МРТ-систем. Далее выполняется коррекция генерируемых данных с учетом эффектов дискретизации АЦП (учитывается эффект квантования, шум, динамический диапазон). После этого из МР-сигналов данные преобразуются снова в К-пространство, которое учитывает ряд эффектов МРТ.

На основе разработанных алгоритмов генерирования К-пространства была создана программа на языке Matlab (свидетельство о регистрации программы №2012661016 от 5 декабря 2012 г.).

В диссертационной работе в качестве начального выражения была использована широко известная математическая модель, связывающая уровень принятого сигнала с протонной плотностью путем двухмерного преобразования Фурье:

$$S(K_x, K_y) = \iint C(x, y) \rho(x, y) e^{-j(xK_x + yK_y)} dx dy, \quad (1)$$

где  $x, y$  – координаты декартового пространства изображений;  $K_x$  – координата К-пространства в направлении частотного кодирования;  $K_y$  – координата К-пространства в направлении фазового кодирования;  $S(K_x, K_y)$  – полный уровень сигнала, принятого системой сбора данных (К-пространство);  $C(x, y)$  – профиль чувствительности системы сбора данных;  $\rho(x, y)$  – функция распределения протонной плотности в исследуемом объекте (изображение объекта, которое нужно получить).

Для решения выражения 1) было использовано упрощение метода SPACE-RIP. Основой метода SPACE-RIP является следующее соотношение:

$$S_l(x, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} C_l(x, y) \rho(x, y) e^{-j\omega y} dy \quad (2)$$

где  $x, y$  – координаты декартового пространства изображений;  $\omega$  – координата К-пространства в направлении фазового кодирования;  $S_l(x, \omega)$  – преобразованное К-пространство наблюдаемых сигналов канала номер 1;  $\rho(x, y)$  – реконструированное изображение,  $C_l(x, y)$  – профиль чувствительности канала 1.

В диссертации отмечается, что выражение (2) представляет собой интегральное уравнение первого рода относительно протонной плотности  $\rho(x, y)$ . Для выяснения обусловленности выражения под знаком интеграла было проведено исследование в математическом пакете MATLAB при различных исходных данных. На практике  $\omega = \omega_0 + \Delta\omega$ , где  $\omega_0$  – частота ядерно-магнитного резонанса молекул водорода (она неизменна для 1 Тл МРТ и равна 40,95 МГц),  $\Delta\omega$  – изменяемая величина частотного кодирования.

Установлено, что при высоких степенях акселерации (когда степень акселерации больше или равна корню из числа каналов МРТ-системы) решение выражения (2) приобретает характер некорректно поставленной задачи, т.е.

реконструкция изображений не выполняется. Как известно, для таких классов задач применяются разнообразные методы регуляризации.

Выявлено, что данные МР-сигналов и К-пространства, как правило, не разреженные в любой заданной области преобразования, но действительно они склонны к проявлению высокой сжимаемости. Поэтому в диссертации для решения выражения (2) использовалась теория сжатых измерений (compress sensing — CS). Постановка задачи согласно теории сжатых измерений предполагает поиск максимально редкого вектора, удовлетворяющего заданному соотношению (это определяется путем минимизация нормы пространства).

Сформулирована задача реконструкции МРТ изображения, которая упрощенно представлена в виде операторного уравнения:

$$y = \Phi x, \quad (3)$$

где  $\Phi$  — некоторый оператор,  $y$  — вектор известных наблюдаемых данных.

В диссертации использовалась минимизация по норме пространства  $\ell_1$  ввиду устойчивости и быстрой сходимости (по сравнению с работой в  $\ell_0$  пространстве). Согласно теории сжатого измерения, уравнение (3) с учетом требования редкости вектора принимает вид задачи оптимизации:

$$\|x\|_1 \rightarrow \min, \quad \Phi x = y. \quad (4)$$

В работе отмечается, что ввиду присутствия шумов в МР-сигналах, во время процесса реконструкции изображений необходимо учитывать наличие шума, который приводит к погрешности  $\varepsilon$ . Таким образом, в слабой постановке, удовлетворяющей практическим потребностям, выражение (4) можно переписать следующим образом:

$$\|x\|_1 \rightarrow \min, \quad \|\Phi x - y\|_2 < \varepsilon, \quad (5)$$

где  $\varepsilon$  — величина, которая управляет точностью реконструкции.

Далее выполняется предварительная дискретизация выражения (2) для того, чтобы было возможно перейти к выражению (5). Для этого выбирается система функций  $\{\Omega_k(y)\}_{k=1}^{\infty}$ , образующая базис в функциональном пространстве, которое допускает существование интегрируемых функций. При этом допустим, что система  $\{\Omega_k(y)\}_{k=1}^{\infty}$  является ортонормальной, т.е. между функциями имеет место следующее соотношение:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Omega_i(y) \Omega_j(y) dy = \begin{cases} 1, & i = j \\ 0, & i \neq j \end{cases}. \quad (6)$$

Протонная плотность и чувствительность представляется приближенно как результат разложения по системе  $\{\Omega_k(y)\}_{k=1}^N$ , где  $N$  — некоторый конечный номер, который может быть достаточно большим. Оно имеет следующий вид:

$$\begin{aligned} \rho(x, y) &\approx \sum_{k=1}^N \alpha_k(x) \Omega_k(y), \\ C_l(x, y) e^{-j\omega y} &\approx \sum_{m=1}^N \hat{C}_l(m, x) e^{-jm\omega} \Omega_m(y), \end{aligned} \quad (7)$$

где  $\alpha_k(x)$  и  $\hat{C}_l(m, x)$  – коэффициент разложения по базисным функциям;  $m, k$  – индексы разложений.

Подстановкой приближенных представлений (7) в (2), было получено:

$$S_l(x, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} C_l(x, y) \rho(x, y) e^{-j\omega y} dy = \int_{-\infty}^{\infty} \sum_{m=1}^N \hat{C}_l(m, x) e^{-jm\omega} \Omega_m(y) \cdot \sum_{k=1}^N \alpha_k(x) \Omega_k(y) dy. \quad (8)$$

После этого перегруппируется правая часть (8) таким образом, чтобы можно было внести базисные функции под знак интеграла:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \sum_{m=1}^N \hat{C}_l(m, x) e^{-jm\omega} \Omega_m(y) \cdot \sum_{k=1}^N \alpha_k(x) \Omega_k(y) dy = \sum_{m=1}^N \sum_{k=1}^N \alpha_k(x) \hat{C}_l(m, x) e^{-jm\omega} \int_{-\infty}^{\infty} \Omega_k(y) \Omega_m(y) dy. \quad (9)$$

Далее, пользуясь свойством ортонормальности (6), отмечается, что ненулевыми останутся только те слагаемые, индексы базисных функций которых будут совпадать. В этом случае с учетом (5)-(9) интегральное уравнение в приближении (7) примет вид:

$$S_l(x, \omega) = \sum_{m=1}^N \hat{C}_l(m, x) \alpha_m(x) e^{-jm\omega} \quad (10)$$

Группируя уравнения для каждого канала в систему с учетом изменения параметра  $\omega$ , получим систему уравнений, которая решается относительно коэффициентов  $\alpha_m(x)$ . По их значениям в свою очередь из (7) вычисляется протонная плотность.

В работе величина  $\omega$  меняется в диапазоне  $\omega = \omega_1, \omega_2, \dots, \omega_L$ . В результате выражение (10) записывается в матричной форме:

$$\hat{S}(x) = \hat{A} \hat{\alpha}, \quad (11)$$

где  $\hat{S}(x) = (S_1(x, \omega_1), S_1(x, \omega_2), \dots, S_1(x, \omega_L), S_2(x, \omega_1), S_2(x, \omega_2), \dots, S_2(x, \omega_L), \dots, S_k(x, \omega_L))^T$   
 $\hat{\alpha} = (\alpha_1(x), \alpha_2(x), \dots, \alpha_N(x))$ .

Вводится оператор  $\hat{A}$ , который является матрицей, связывающей вектор измерений  $\hat{S}(x)$  и неизвестное решение  $\hat{\alpha}$ . В этом случае CS-постановка принимает следующий вид:

$$\|\hat{\alpha}\|_1 \rightarrow \min, \quad \|\hat{S}(x) - \hat{A} \hat{\alpha}\|_2 < \varepsilon \quad (12)$$

Показано, что требование редкости для  $\hat{\alpha}$  может носить и содержательный характер, обусловленный тем, что при сканировании может иметь место прореживание данных. В этом случае требование редкости с учетом потерь информации помогает найти корректное решение задачи реконструкции.

В диссертации были получены несколько математических моделей для параллельной реконструкции МРТ-изображений:

- вариант строгой постановки задачи с ограничениями-равенствами:

$$\|\hat{\alpha}\|_1 \rightarrow \min, \quad \hat{S}(x) = \hat{A} \hat{\alpha}, \quad (13)$$

- вариант ослабленной постановки задачи с учетом возможной погрешности реконструкции:

$$\|\hat{\alpha}\|_1 \rightarrow \min, \quad \|\hat{S}(x) - \hat{A} \hat{\alpha}\|_2 < \varepsilon; \quad (14)$$

– вариант «лассо»-постановки:

$$\|\hat{S}(x) - \hat{A}\hat{\alpha}\|_2 \rightarrow \min, \quad \|\hat{\alpha}\|_1 \leq \tau \quad (15)$$

Для решения полученных математических моделей в работе использовался метод базиса преследования (basis pursuit). На основе полученных математических моделей был разработан алгоритм параллельной реконструкции МРТ-изображений, который имеет вид, показанный на рис. 3.

В начале работы алгоритма происходит инициализация основных параметров и загрузка в память исходных данных. Далее выполняется расчет профилей чувствительности каналов приемной системы на базе полиномиальной модели. В основном цикле происходит реконструкция каждого канала и формирование итогового изображения.

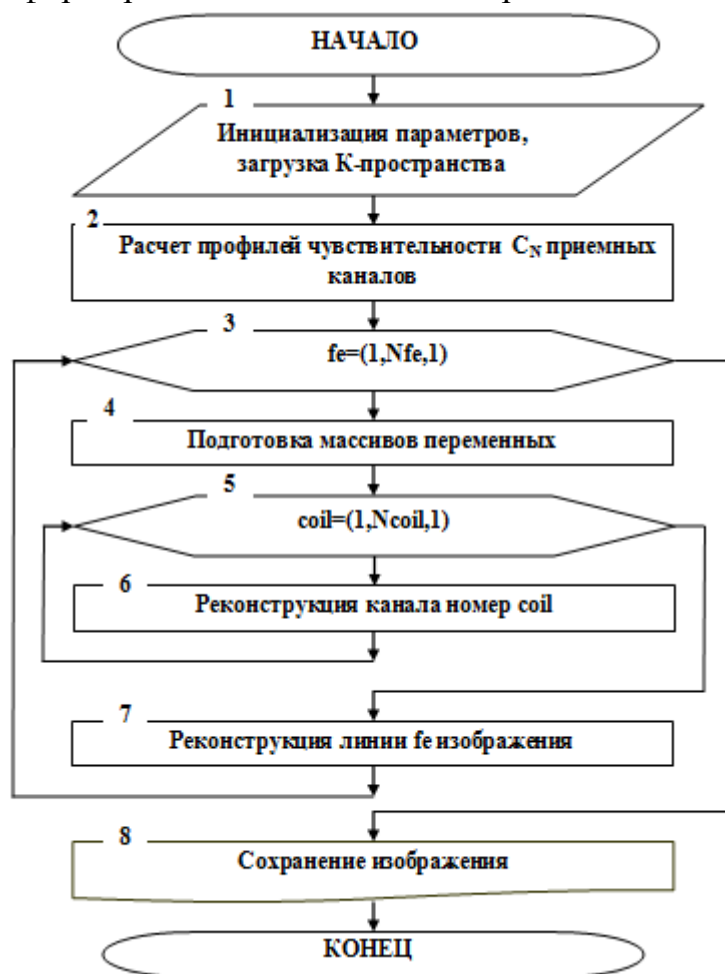


Рис. 3. Алгоритм параллельной реконструкции МРТ-изображений

**Третья глава** посвящена экспериментальным разработкам для реализации систем обработки МР-сигналов. Была разработана структурная схема тракта обработки сигнала, имеющая следующий вид, представленный на рис. 4. Принцип работы схемы состоит в следующем. Сигнал с системы сбора на основе катушек поступает в высокочастотные усилители ( $A_1$ — $A_N$ ) с программной регулировкой коэффициента усиления. Коэффициент усиления варьируется от 30 до 65 дБ. Усиленный сигнал поступает на мультиплексор. После мультиплексора сигнал с одного из каналов поступает через ФНЧ на вход АЦП. ФНЧ предотвращает появление эффекта наложения спектров.

Оцифрованный сигнал по 16-разрядной шине подается на буфер. Его задачей является преобразование из DDR-LVDS-сигнала в SDR-CMOS. Данный сигнал поступает на вход цифрового приемника.

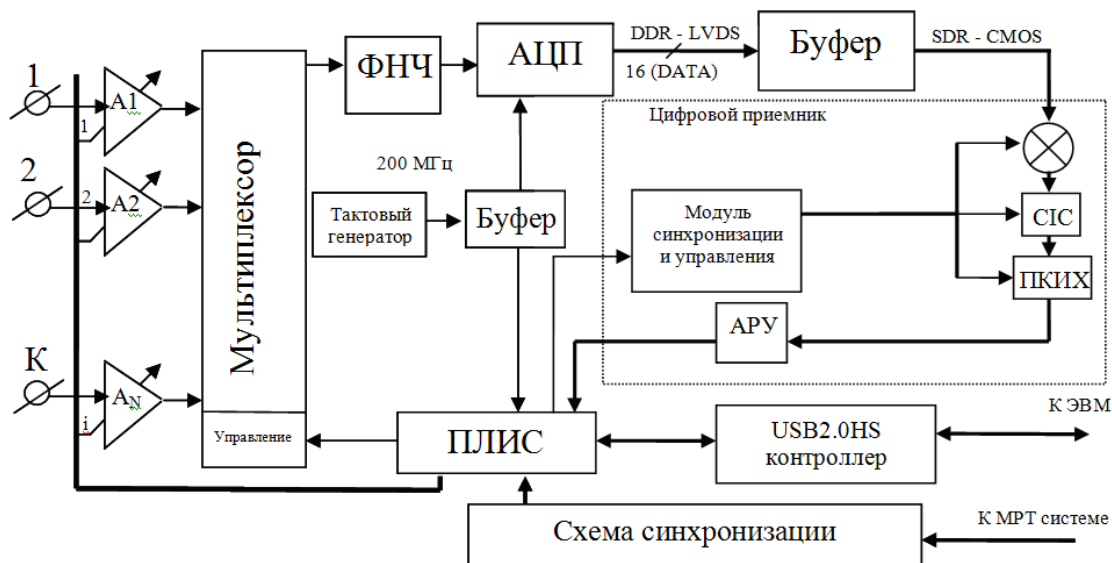


Рис.4. Структурная схема системы сбора данных МРТ

Цифровой прием сигналов начинается с переноса их спектра в цифровом смесителе с последующей ЦСФ и ПКФХ-фильтрацией. Разрядность данных после фильтрации составляет 18 бит. Поэтому при помощи блока АРУ происходит сжатие динамического диапазона с подавлением шумов. Таким образом, в блоке цифрового приема осуществляется демодуляция МР-сигналов, которые, впоследствии, подаются на вход ПЛИС. А она выполняет функции управления мультиплексорами, обработки данных пакетов USB-контроллера, выполнения синхронизации с базовыми циклами МРТ-системы.

В работе был произведен расчет погрешностей и экспериментальная реализация методов. Тестовое изображения после выполнения фильтрации в цифровом приемнике представлен на рис. 5 (рис. а: ОСШ=27, рис. б: ОСШ=35):

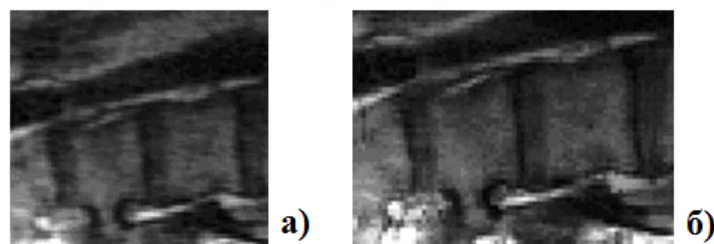


Рис. 5. Сравнение изображений: а – изображение после аналогового приемника; б – изображение после обработки в цифровом приемнике

По рис. 5 видно, что алгоритм фильтрации цифрового приемника позволяет повысить отношение сигнал/шум. Сравнительный анализ различных методов реконструкции показан на рис. 6. Основные результаты работы методов реконструкции изображений представлены в таблицах 1 и 2.

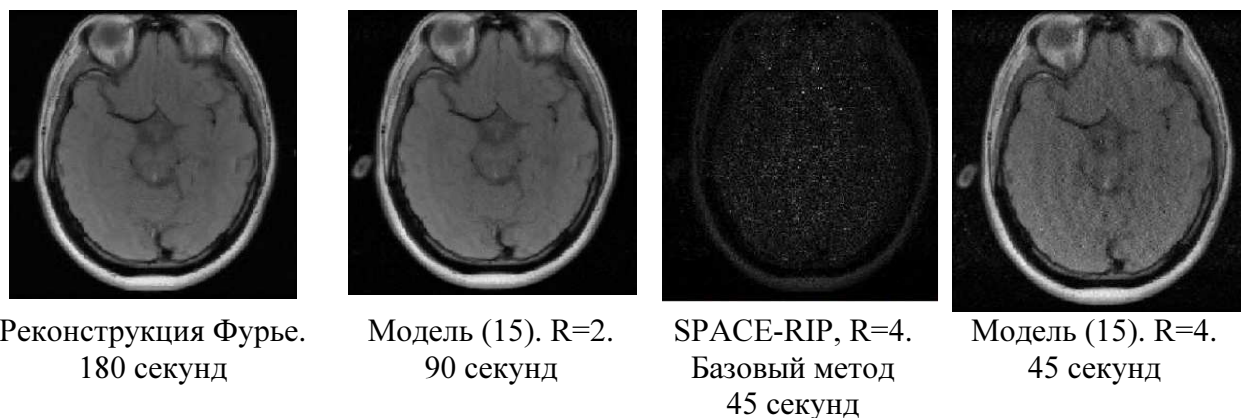


Рис. 6. Изображения сравнительного анализа алгоритмов реконструкций

Таблица 1.

Результаты моделирования алгоритмов реконструкции изображений

	Исходные данные с базовой МРТ-системы	Данные с применением алгоритмов, предложенных в диссертации
Сигнал/шум	70	65
Матрица	256×128	
Время сбора данных	28 секунд	16 секунд
Уровень искажений	0	0,0055

Таблица 2.

Сравнительный анализ моделирования алгоритмов реконструкции изображений

Метод	ОСШ	Уровень искажений
SENSE R=2	31	0,00024
R=3	24,1	0,78
SMASH R=2	31,1	0,0365
R=3	24,5	0,13
PILS R=2	30,5	0,02
R=3	24,7	0,21
GRAPPA R=2	32,3	0,0002
R=3	27,2	0,0220
SPACE-RIP R=2	32,3	0,0002
R=3	26,7	0,065
<b>Метод, предлагаемый в диссертации</b>		
На базе выражения (13) при R=2	32,3	0,00020
На базе выражения (13) при R=3	26,8	0,0241
На базе выражения (14) при R=2	32,1	0,000220
На базе выражения (14) при R=3	26,8	0,0238
На базе выражения (15) при R=2	32,4	0,00019
На базе выражения (15) при R=3	27,2	0,0221



Из полученных данных видно, что реконструкция изображений на основе (15) показала наилучшую точность по сравнению с (14) и (13) и классическими методами. Целями экспериментального исследования являлась проверка адекватности разработанных методов и математических моделей, которые выполнялись с помощью экспериментального стенда, часть которых изображена на рис. 7:

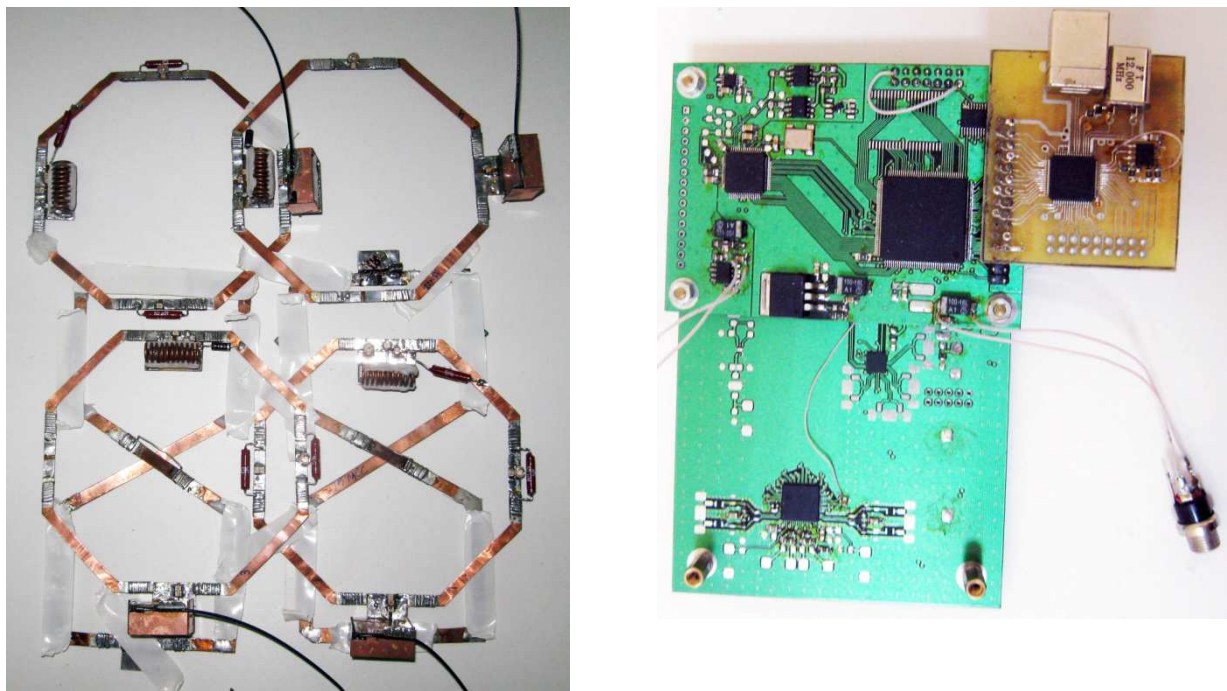


Рис. 7. Экспериментальный стенд платы цифрового приема МР-сигналов

**Четвертая глава** посвящена разработке алгоритма параллельной реконструкции МРТ-изображений на основе графического процессора. В данной главе проведено широкое исследование возможности акселерации алгоритмов реконструкции МРТ-изображений в средах Matlab и CUDA. Проведена сборка фреймворка Gadgetron, а также оценка времени выполнения кода. Показано, что работать с фреймворком Gadgetron более эффективно в среде Linux, чем в Windows. При этом оценка времени выполнения GRAPPA реконструкции на 16 каналах исходных данных матрицы размером 256x256 показала, что при использовании графического адаптера (NVIDIA GTX 460 SE) время сократилось с 1,5 секунд (без графического адаптера, т.е. при вычислении на центральном процессоре) до 0,2 секунд (при вычислении на центральном процессоре с использованием вызовов функций графического адаптера).

В результате экспериментальных исследований было выявлено, что для рассматриваемого класса алгоритмов акселерация кода Matlab при использовании вызова функций Parallel Toolbox практически не происходила. Вместе с тем, при подмене функций линейной алгебры на библиотеку CULA была установлена возможность акселерации кода для SPACE-RIP SVD постановки ориентировочно на 15 % и SPACE-RIP CS ориентировочно на 5 %.



## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ РАБОТЫ

Основные научные и практические результаты работы состоят в следующем:

–показано, что метод генерирования многоканальных тестовых К-пространств, предложенный в диссертационной работе, по сравнению с аналогичными методами, позволяет учесть эффекты приемных систем и реализовать их на базе принципа многоканальности;

–разработана математическая модель и алгоритм параллельной реконструкции МРТ-изображений. По сравнению с известными математическими моделями классических постановок параллельной реконструкции удалось достичь более высокой устойчивости (на 5-60 %) при высоких степенях акселерации и более высокого коэффициента сигнал/ шум (на 3-40 %);

– разработан принцип построения цифрового приемного тракта МРТ-систем. Это позволило исключить значительную часть аналогового тракта приемных систем, что положительно сказывается на линейности и скорости сканирования МРТ. Кроме того, предлагаемый принцип построения приемного тракта обеспечивает уровень коэффициента сигнал/шум на 9-25 дБ лучше, чем в аналогичных приемных трактах, но с аналоговым переносом спектра;

– разработаны алгоритмы параллельной реконструкции на базе графических процессоров. Ее конструкция, по сравнению с известными аналогами, позволяет применять многоканальные методы обработки данных, сократить время сбора данных и реконструкции более чем на 20% в сравнении с реконструкцией только на основе центрального процессора;

– проведена оценка погрешностей предложенных алгоритмов и методов, которая показала преимущества разработанных алгоритмов и методов по сравнению с известными аналогами по ряду характеристик;

– проведены исследования адекватности разработанных алгоритмов, математических моделей и методов, а так же их внедрение в работу нескольких организаций.

### Публикации по теме диссертации:

1. Серёгин, П.С. Системы прямого цифрового синтеза /П.С. Серегин // XXIV научная сессия, посвященная Дню радио: Сборник научных статей РНТО РЭС им. А.С. Попова. — Тула, 2006, С. 140-143.
2. Серёгин, П.С. Практическая реализация систем связанного моделирования /П.С. Серегин // Вестник ТулГУ. Серия радиотехника и радиооптика. — Тула, 2007. С.144.
3. Серёгин, П.С. Адаптивная фильтрация для задач подавления шума / П.С. Серегин, А.Я. Паринский, А.В. Хомяков // Вестник ТулГУ. Серия «Радиотехника и радиооптика». Т. IX — Тула, 2007, С. 101-108.
4. Серёгин, П.С. Применение графических процессоров для решения инженерных задач /П.С. Серегин // III-я магистерская научно-техническая конференция: Тезисы докладов/ Под общей редакцией д-ра. техн. наук, проф. Ядыкина Е.А. — Тула. Изд-во: ТулГУ, 2008, С. 163-164.
5. Серёгин, П.С. Методы пикового детектирования. Робастные и адаптивные алгоритмы /П.С. Серегин // XXXIV ГАГАРИНСКИЕ ЧТЕНИЯ. Научные труды Международной молодежной научной конференции в 8 томах. Москва, 1-5 апреля 2008 г. / Ответственный редактор Н.И. Сердюк. — М.: МАТИ, 2008. — Т.3. С. 41-43.
6. Серёгин, П.С. Моделирование усовершенствованной системы фазовой автоподстройки (EPLL) /П.С. Серегин // XXXIV ГАГАРИНСКИЕ ЧТЕНИЯ. Научные труды Международной молодежной научной конференции в 8 томах. Москва, 1-5 апреля 2008 г. / Ответственный редактор Н.И. Сердюк. — М.: МАТИ, 2008, — Т.3. С. 43-45.
7. Серёгин, П.С. Направления развития магнитной томографии/ П.С. Серегин// НАУЧНАЯ СЕССИЯ, ПОСВЯЩЕННАЯ ДНЮ РАДИО: СБОРНИК НАУЧНЫХ СТАТЕЙ РНТО РЭС им. А.С. ПОПОВА./ Ответственный редактор Ю.С. Хургулу. — Тула. Изд-во: ТулГУ, 2009, С. 13-14.
8. Серёгин, П.С. Оценка качества МРТ-изображений / П.С. Серегин //Магистерская научно-техническая конференция: Тезисы докладов. — Тула. Изд-во: ТулГУ, 2010, С. 212.
9. Серёгин, П.С. Анализ производительности и усовершенствование жестких дисков для томографии / Е.И. Минаков, П.С. Серёгин // Микроэлектроника и информатика - 2010. 17-я Всероссийская межвузовская научно-практическая конференция студентов и аспирантов: Тезисы докладов. - М.: МИЭТ, 2010, С. 172.
10. Серёгин, П.С. Настройка радиоприемных катушек магнитной томографии/ Е.И. Минаков, П.С. Серегин, О.И. Рыбалкина// IV-я молодежная научно-практическая конференция студентов Тульского государственного университета «Молодежные инновации»: Тезисы докладов. Тула. Изд-во: ТулГУ, 2010, С. 193-194.
11. Серёгин, П.С. Антенные системы для параллельных методов магнитно-резонансной томографии/П.С. Серегин // Сборник материалов 15-го

- Юбилейного Международного молодежного форума "Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке" Т.1-Харьков: ХНУРЭ.2011, С. 279-280.
12. Серёгин, П.С. Высокопроизводительная система ввода данных в ЭВМ/ П.С. Серегин // V молодежная научно-практическая конференция Тульского государственного университета "Молодежные инновации": сборник докладов. — Тула, 2011, С. 174.
13. Серёгин, П.С. Диагностика и модернизация градиентных усилителей /П.С. Серегин// VI-я магистерская научно-техническая конференция: Тезисы докладов/Под общей редакцией д-ра. техн. наук, проф. Ядыкина Е.А. — Тула. Изд-во: ТулГУ, 2011, С. 359.
14. Серёгин, П.С. Диагностика онкологических образований с помощью МРТ с параллельной обработкой сигналов / Е.И. Минаков, П.С. Серёгин // Сибирский онкологический журнал: научно-практическое издание. — Прил. №2. — Компьютерная томография в современной онкологии: Российская научно-практическая онкология. — 2011, С. 48-49.
15. Серёгин, П.С. Тенденции развития методов устранения двигательных артефактов МРТ /П.С. Серегин // Сборник докладов 13-й Международной конференции "ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ и ЕЁ ПРИМЕНЕНИЕ - DSPA'2011", Москва, 2011 - Т.2. С. 59-61.
- 16. Серёгин, П.С. Импульсные последовательности магнитно-резонансной томографии / Е.И. Минаков, П.С. Серёгин // Жур. «Вестник новых медицинских технологий». — 2011. — Т. XVIII. — №3. С. 255-267.**
- 17. Серёгин, П.С. Сравнительный анализ и усовершенствование методов параллельной реконструкции изображений в магнитно-резонансной томографии / П.С. Серёгин // Жур. «Вестник новых медицинских технологий». — 2012. — Т. XIX. — №2. С. 74-76.**
18. Серёгин, П.С. Применение эмуляции IDE контроллера для высокопроизводительной платы сбора данных /П.С. Серегин// Вестник ТулГУ. Серия радиотехника и радиооптика. — Тула, 2012, С. 150-153.
19. Серёгин, П.С. Системы сбора данных в системах магнитно-резонансной томографии /П.С. Серегин // Вестник ТулГУ. Серия радиотехника и радиооптика. — Тула, 2012, С. 153-160.
- 20. Серегин, П.С. Сравнительный анализ методов параллельной реконструкции изображений магнитно-резонансной томографии./ Е.И. Минаков, П.С. Серегин/ Жур. «Цифровая обработка сигналов» - 2012.- № 3. С. 23-28.**
21. Серегин, П.С. Программный комплекс для параллельной реконструкции данных магнитно-резонансной томографии / П.С. Серегин // Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2012661016 от 5 декабря 2012 г.
22. Серегин, П.С. Программный комплекс обслуживания пациентов в медицинской томографии / П.С. Серегин // Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2012661302 от 11 декабря 2012 г.

Изд. лиц. ЛР № 020300 от 12.02.97. Подписано в печать \_\_.\_\_.14.

Формат бумаги 60x84 1/16. Бумага офсетная.

Усл-печ.л. 1,2                      Уч. -изд. л. 1,0

Тираж        100        экз. Заказ 012

Тульский государственный университет.

300012, г. Тула, пр. Ленина, 92.

Отпечатано в редакционно-издательском центре

Тульского государственного университета.

300012, г. Тула, пр. Ленина, 95.