

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

имени М.В. Ломоносова

Факультет вычислительной математики и кибернетики

На правах рукописи

Ятченко Артем Михайлович

**ЧИСЛЕННЫЕ МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ И АНАЛИЗА
ИЗОБРАЖЕНИЙ СЕРДЦА**

Специальность 05.13.18 — математическое моделирование,
численные методы и комплексы программ

АВТОРЕФЕРАТ

**диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук**

Москва, 2013

Диссертационная работа выполнена на кафедре математической физики факультета вычислительной математики и кибернетики Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова.

Научный руководитель: доктор физико-математических наук
Крылов Андрей Серджевич

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук
профессор
Мухин Сергей Иванович
доктор физико-математических наук
профессор
Рычагов Михаил Николаевич

Ведущая организация: Институт прикладной математики
им.М.В.Келдыша РАН

Защита состоится 20 февраля 2013 г. в 15³⁰ на заседании диссертационного совета Д 501.001.43 при Московском государственном университете имени М.В. Ломоносова по адресу: 119991, Москва, Ленинские горы, МГУ имени М.В. Ломоносова, факультет ВМК, ауд. 685.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке факультета ВМК Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова.

Автореферат разослан “ “ января 2013 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
профессор

Е.В. Захаров

Общая характеристика работы

Актуальность темы

В начале XXI века сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смерти среди населения большинства стран. Ежегодно от сердечно-сосудистых заболеваний в мире умирают около 17.3 млн человек. В настоящее время исследованию этих заболеваний уделяется огромное внимание.

Стремительное развитие медицинского оборудования в последние годы позволило использовать для диагностики новые качественные и количественные подходы, недоступные ранее, а обработка и анализ полученных медицинских данных является одной из наиболее актуальных на сегодняшний день задач области обработки изображений. Математические методы обработки и анализа изображений, полученных в различных модальностях, позволяют глубже понять процессы, происходящие в сердечно-сосудистой системе, оценить затрачиваемую и полезную работу сердца, выявить причины, повлекшие снижение эффективности работы сердца, смоделировать изменения, которые произойдут при предполагаемом терапевтическом и хирургическом лечении.

Тенденция развития вычислительных технологий в области медицины состоит в том, что компьютер не принимает важных решений самостоятельно, а помогает в этом специалисту, предоставляя ему в наглядном виде то, что сложно измерить “на глаз” (слабо различимые детали, количественные измерения). Таким образом, к основным целям обработки и анализа изображений в медицинских приложениях можно отнести:

- Улучшение качества входных данных (фильтрация изображений, подавление шумов, очистка от различных артефактов).

- Количественное измерение диагностически значимых характеристик (скорость потока крови в определенной точке, кровяного давления, скорость движения сердечной стенки и др.).
- Визуализация и доступное представление данных.

В диагностике сердца и сердечных сосудов используется множество различных технических подходов, так называемых “модальностей”. Из основных можно выделить электрокардиографию (ЭКГ), ультразвуковую эхокардиографию (УЗИ), магнитно-резонансную томографию (МРТ), компьютерную томографию (КТ), рентген и прочие. Важной задачей является построение эффективных методов их совместного анализа.

Цель работы

Целью диссертационной работы является разработка математических методов обработки изображений, полученных с различных медицинских приборов при исследовании сердца, методов анализа и улучшения качества этих изображений и их алгоритмическая и программная реализация с целью повышения надежности количественных оценок характеристик сердца и внутрисердечных процессов.

Научная новизна работы

- Разработан итерационный метод восстановления фазы на Доплеровских ультразвуковых снимках.
- Разработан метод для устранения эффекта ложного оконтуривания на МРТ снимках.
- Разработаны методы нахождения и моделирования движения стенок левого желудочка сердца по видеоданным МРТ и УЗИ.

Теоретическая и практическая значимость работы

- Разработаны модули программного комплекса, позволяющие производить все необходимые операции начиная со стадии выполнения медицинских процедур и заканчивая трехмерной визуализацией внутренних тканей и потоков крови и представлением вычисленных данных на графиках.
- Разработанные в работе методы повышения качества изображений могут быть применены как составная часть комплексных алгоритмов обработки и анализа изображений.

Апробация работы

Основные результаты работы докладывались и обсуждались на:

1. 10-й международной конференции “Распознавание образов и анализ изображений” (Санкт-Петербург, 2010);
2. 8-й открытой Немецко-Российской конференции “Распознавание образов и понимание изображений” (Нижний Новгород, 2011);
3. 13-й международной конференции “Цифровая обработка сигналов и ее применение” (Москва, 2011);
4. международной конференции по обработке изображений VCIP (Tainan City, Taiwan, 2011);
5. международной конференции по машинному обучению IScIDE (Nanjing, China, 2012);
6. всероссийской научно-практической конференции “Кардиология в свете новых достижений медицинской науки” (Москва, 2012);
7. научно-практической конференции “MedSoft – Наука – 2012” (Москва, 2012).

Публикации

По теме диссертации опубликовано 11 научных работ, в том числе 3 в журналах списка ВАК.

Структура и объем работы

Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения и списка литературы. Объем работы – 105 страниц. Список литературы включает 75 наименований.

Содержание работы

Во **введении** обосновывается актуальность темы диссертации, ставятся цели диссертационного исследования.

В **первой главе** рассматриваются задачи повышения качества изображений сердца различных модальностей.

В данной главе рассмотрены задачи восстановления фазы сигнала при доплеровском ультразвуковом сканировании внутрисердечных потоков и устранения эффекта ложного оконтуривания на магнитно-резонансных снимках.

В первом разделе исследуется задача восстановления фазы сигнала при доплеровском ультразвуковом сканировании сердца. Использование ультразвукового исследования позволяет измерить скорость потоков крови внутри сердца. Однако специфика получения измерений имеет ряд ограничений. Во-первых, данная методика позволяет измерить только скорости в направлении к датчику или от датчика. Во-вторых, существует ограничение на максимальную скорость, которую способен определить датчик. Датчик определяет скорость определенного сканируемого участка следующим образом: он посылает несколько импульсов и измеряет изменение фазы возвращенных сигналов (эффект Доплера). Если интервал между импульсами мал, а измеряемая скорость велика, то изменение фазы может превысить 2π . Однако датчик способен измерять изменение фазы лишь в интервале $[-\pi, \pi]$. Поэтому происходит так называемое “заворачивание” (wrapping) фазы (в эхокардиографии его принято называть “алиасинг”).

Таким образом, мы имеем

$$\varphi(x, y) = \psi(x, y) + 2\pi k(x, y) ,$$

где $\varphi(x, y)$ – истинное значение фазы в точке (x, y) , $\psi(x, y) \in [-\pi, \pi]$ – полученная датчиком в точке (x, y) “завернутая” фаза, $k(x, y)$ – некоторое целое число.

Задачей восстановления фазы является определение значений $\varphi(x, y)$, имея лишь данные $\psi(x, y)$ и некоторые априорные знания о рассматриваемом поле. Поскольку исследуемое поле – поток жидкости, то в качестве априорных знаний берется гладкость искомого решения $\varphi(x, y)$.

Существует множество разных подходов к решению этой задачи. Условно их можно разделить на точные и приближенные методы.

В приближенных методах поле $k(x, y)$ описывается вещественными значениями. В большинстве точек поле принимает значения, близкие к целым, однако может отклоняться от таковых в некоторых точках. Эти методы позволяют достичь гладкости и непрерывности решения.

В этих подходах находятся частные производные известного поля $\psi(x, y)$ в каждой точке, затем эти производные фильтруются, и по отфильтрованным производным восстанавливается решение. В то же время, в общем случае по отфильтрованным производным $g_x(x, y)$ и $g_y(x, y)$ не всегда возможно восстановить решение (частные производные которого совпадали бы с g_x и g_y во всех точках поля).

Различные существующие методы отличаются в способе восстановления решения $\varphi(x, y)$ по найденным производным g_x и g_y . В диссертационной работе разработан итеративный вариационный метод, который учитывает особенности рассматриваемой задачи.

При этом проводится итеративная минимизация функционала

$$M_{\lambda, \beta, \gamma}(\phi) = \|L\phi - h\|^2 + \lambda\|P_1\phi\|^2 + \beta\|P_2\phi\|^2 + \gamma\|P_3\phi\|^2 .$$

Здесь $\|L\phi - h\|^2$ отвечает за близость производных ϕ к значениям $g_x(x, y)$ и $g_y(x, y)$; слагаемое $\|P_1\phi\|^2$ отвечает за гладкость результата ϕ ; слагае-

мое $\|P_2\phi\|^2$ позволяет уменьшить скорость изменения значений в некоторых зафиксированных на данной итерации точках (множество этих пикселей определяется автоматически на каждой итерации); слагаемое $\|P_3\phi\|^2$ отвечает за гладкость решения в областях с потерей данных; λ, β, γ – параметры метода. Минимизация функционала на каждой итерации производится с помощью метода сопряженных градиентов.

Выбор параметров метода и анализ результатов его работы были проведены на медицинских снимках пациентов со здоровым сердцем и снимках пациентов с различными заболеваниями. Исследования проводились в Российском научном центре хирургии им. Б.В.Петровского. Практика использования метода при клинических исследованиях показала, что результаты его применения повышают информативность ЦДК снимков при диагностике пациентов.

Точные методы находят целочисленное поле $k(x, y)$ для каждой точки решения. В классе точных методов нами был разработан метод, основанный на алгоритме разреза графов. При этом каждая область изображения маркируется одним из четырех типов: области без движения (скорости близкие к нулю); области с положительными скоростями; области с отрицательными скоростями; области с неопределенной скоростью. Области с положительными и отрицательными скоростями разбиваются на области связности, и для них строится граф связности. Задача восстановления фазы сводится к задаче минимизации энергии графа:

$$E = \sum_{i,j} |m_{i,j}| \rightarrow \min, \quad m_{i,j} = \sum (I(p) - I(q)),$$

$p \in$ область i , $q \in$ область j , p, q – соседние пиксели,

где i, j – пара соседних областей, $I(p)$ – скорость потока в пикселе p . Задача минимизации энергии графа решается с помощью метода минимального разреза графов (алгоритм Graph Cut).

Однако, несмотря на существенно большую скорость вычислений, точные методы имеют серьезное ограничение – из-за погрешностей датчика

не всегда возможно достичь гладкости и неразрывности решения, используя лишь целочисленные значения поля $k(x, y)$. На рисунке 1 представлен пример такой ситуации. Вдоль пути, обозначенного черной окружностью, есть только одна точка разрыва фазы. Добавляя или вычитая целое число периодов к интенсивностям пикселей пути невозможно полностью устранить все разрывы.

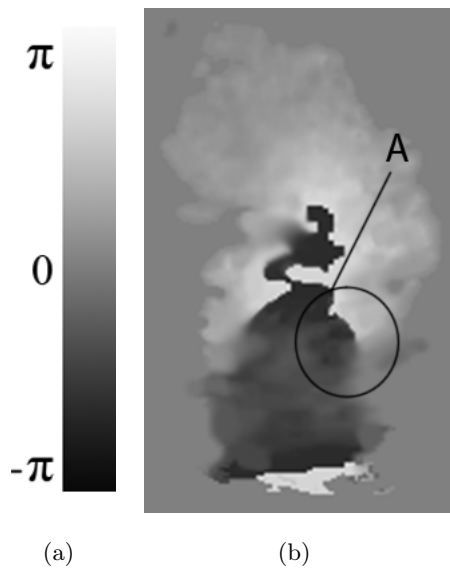


Рис. 1: Пример некорректных входных данных. (a) шкала фаз, (b) пример пути с одним разрывом. Путь обозначен черной окружностью, A – точка разрыва.

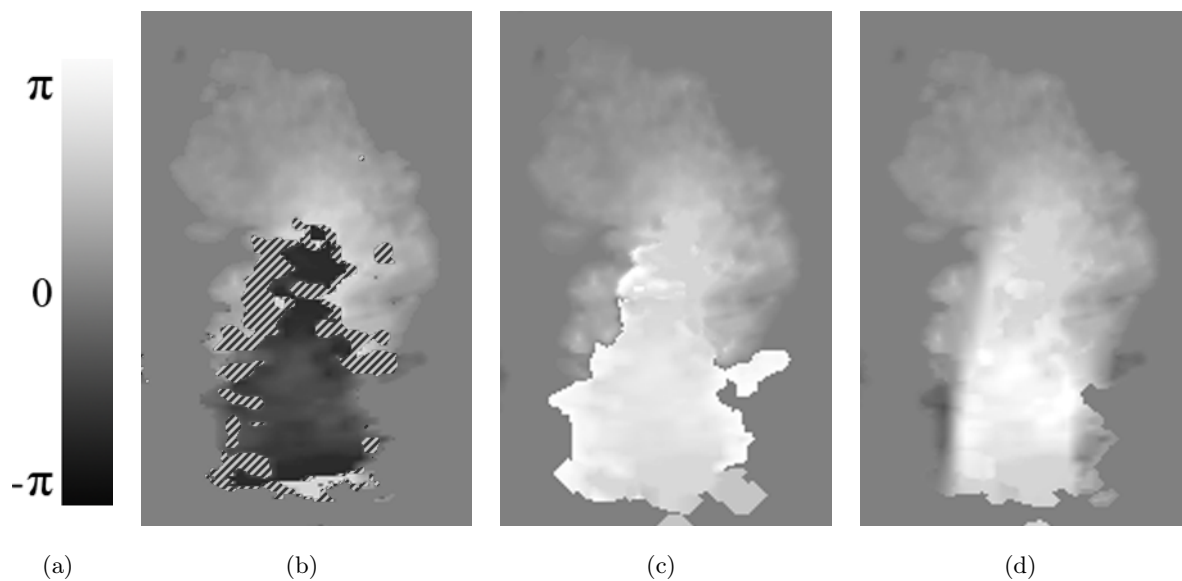


Рис. 2: Результат восстановления фазы различными алгоритмами: (a) – шкала фаз, (b) – исходное изображение в градациях серого, (c) – результат точного метода на основе алгоритма Graph Cut, (d) – результат итеративного вариационного метода.

Пример результата работы разработанных алгоритмов приведен на рисунке 2.

Во втором разделе рассматривается задача подавления эффекта ложного оконтуривания на МРТ снимках. В МРТ измеряются интегральные величины, определяющие коэффициенты Фурье решения. Для получения пространственного изображения применяется обратное преобразование Фурье. На практике для уменьшения времени измерения и для получения адекватного соотношения сигнала к шуму количество коэффициентов Фурье ограничивается. В результате при применении обратного преобразования Фурье получается изображение с ограниченным разрешением и эффектом Гиббса (эффектом ложного оконтуривания) возле резких контуров.

В работе использован и адаптирован для рассматриваемой задачи метод определения параметров эффекта Гиббса, основанный на автоматическом определении областей, в которых возможна достаточно надежная оценка уровня эффекта Гиббса.

Осцилляции эффекта Гиббса, образованные контуром, располагаются параллельно этому контуру. Таким образом, можно предположить, что в окрестности контура среднее значение модуля производной по параллельному контуру направлению tV (параллельная вариация) будет меньше, чем среднее значение модуля производной по перпендикулярному контуру направлению nV (перпендикулярная вариация). Отношение $RV = nV/tV$ используется как индикатор присутствия эффекта Гиббса. Если отношение близко к 1, то считается, что эффекта Гиббса нет. Если же оно значительно больше 1, считаем, что эффект Гиббса есть.

Для подавления эффекта Гиббса на изображениях МРТ используется проектирование на множество изображений с ограниченной полной вариацией:

$$z_q = \arg \min_{z \in M_q} \|z - z_0\|_2 ,$$

где z_0 – исходное изображение с эффектом Гиббса, z_q – результирующее

изображение, множество M_q – множество изображений с ограниченной полной вариацией:

$$M_q = \{z : \|z\|_V \leq q\|z_0\|_V\} ,$$

$$\|z\|_V = \sum_{i,j} |\nabla z_{i,j}| .$$

Параметр $q : 0 < q \leq 1$ задаёт уровень подавления эффекта Гиббса и определяется на основе оценки уровня эффекта Гиббса в автоматически выделенных областях изображения. Задача решается с помощью итерационного квазиградиентного метода.

Во **второй главе** рассмотрена задача определения и анализа движения стенок левого желудочка сердца по одиночным кадрам и видеопоследовательностям, полученным с помощью ультразвуковой диагностики и МРТ сканировании.

В первом разделе рассматривается задача отслеживания стенок левого желудочка сердца на УЗИ видеоданных. Эта задача решается полуавтоматически. Стенки желудочка обозначаются экспертом вручную на ключевых кадрах видеопоследовательности (обычно не более двух-трех кадров). Затем этот контур автоматически прослеживается и вычисляется на остальных кадрах. Весь процесс перехода от одного кадра к другому разбивается на этап оценки перемещений и этап фильтрации. На этапе оценки перемещений контур рассматривается как последовательность точек x_i , каждая из которых обрабатывается независимо от других. В качестве отслеживающего алгоритма используется алгоритм определения оптического потока Lucas-Kanade, при этом определяются и погрешности векторов перемещений. Положение точки определяется на основе совместного анализа для нескольких предыдущих кадров.

На этапе фильтрации точки контура рассматриваются как один вектор размерности $2N$, где N – количество отслеживаемых точек (опытным путем было выбрано $N = 14$). Было построено подпространство правдоподобных контуров. Для этого была построена тестовая база кон-

туров. Эти контуры ключевых моментов сердечного ритма были отмечены вручную для разных пациентов. Контуры были выровнены друг относительно друга, и затем методом главных компонент размерность пространства была уменьшена с 28 до 7 (размерность была выбрана опытным путем).

Полученный на первом этапе контур проецируется на подпространство правдоподобных контуров для получения финального результата.

Во втором разделе рассматривается задача реконструкции трехмерной модели левого желудочка сердца по данным УЗИ.

Был проведен анализ возможных сечений сердца, необходимых для реконструкции модели. Для восстановления поверхности желудочка были выбраны 4 сечения: 2 продольных (четырёхкамерная и двухкамерная позиция срезов) и 2 поперечных (на уровне базальных сегментов и на уровне папиллярных мышц).

Контуры желудочка на этих сечениях их движения находятся с помощью предложенного метода отслеживания стенок. На контурах врачом отмечаются точки пересечения с другими контурами. Для автоматического определения положения этих контуров в пространстве используется итеративный подход, минимизирующий расстояние между отмеченными точками. По данному каркасу с помощью сплайн-поверхностей строится модель желудочка.

В работе разработан специальный алгоритм для нахождения тангенциальных скоростей движения стенок на поверхности желудочка по известным движениям стенок на двухмерных сечениях. Результаты работы алгоритма продемонстрированы на рисунке 3.

В третьем разделе слежение за стенками желудочка сердца улучшается добавлением в рассмотрение МРТ данных.

В задаче отслеживания движения границы стенки левого желудочка, на МРТ снимках намного четче видна стенка желудочка, чем на УЗИ снимках, что позволяет качественнее определить нормальные составля-

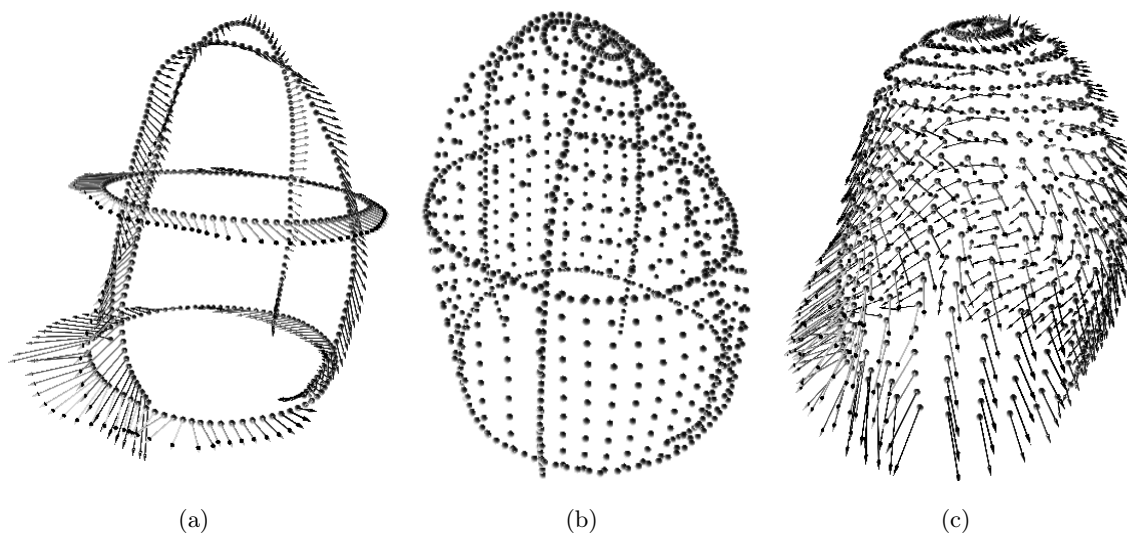


Рис. 3: (a) – срезы в пространстве, (a) – восстановленная поверхность левого желудочка, (a) – найденные скорости движения стенки левого желудочка.

ющие скоростей стенки желудочка. Однако УЗИ изображения имеют обычно более высокое разрешение и скорость кадров. Кроме того, на ультразвуковых изображениях на стенках желудочка различимы отдельные волокна сердечной мышцы, так называемые спеклы, что позволяет проследивать тангенциальное перемещение стенок.

На первом этапе обработки серии УЗИ и МРТ синхронизируются по времени. Для автоматической синхронизации сердечных циклов используется объем левого желудочка, затем контуры на МРТ снимках пересчитываются с учетом сдвига фазы и с изменением частоты кадров до частоты кадров УЗИ. Также на обеих сериях определяются стенки желудочка с помощью метода, описанного в первом разделе.

На втором этапе для совмещения контуров УЗИ и МРТ используется итеративный алгоритм, сопоставляющий контуры УЗИ и МРТ. Для более точного совмещения контуры ультразвуковой и МРТ серий разбиваются на 3 сегмента (0.3, 0.4, 0.3 от длины всего контура) и части контуров совмещаются независимо. После совмещения на каждом кадре точки УЗИ контуров проецируются на МРТ контуры.

Поскольку точки финального контура лежат на контурах $\{m_i\}$, то они имеют нормальные составляющие скоростей, равные нормальным

скоростям на МРТ снимках. Также, оператор проецирования не изменил изначальных тангенциальных скоростей. Таким образом, точки на финальном контуре имеют тангенциальные скорости равные тангенциальным скоростям на УЗИ снимках.

Третья глава посвящена описанию разработанного программного комплекса и реализации разработанных методов. Рассмотрены практически важные аспекты реализации, приведено описание структуры модулей программного комплекса и пользовательского интерфейса.

В **заключении** сформулированы основные результаты, полученные в диссертационной работе.

Основные результаты

1. Разработан итерационный метод восстановления фазы ультразвукового доплеровского исследования сердца.
2. Предложены методы устранения эффекта Гиббса на МРТ (магниторезонансная томография) снимках и детектирования границ левого желудочка сердца по данным УЗИ (ультразвуковое исследование) и МРТ.
3. Реализован комплекс программ для обработки и анализа видеоданных сердца УЗИ и МРТ.

Публикации по теме диссертации

1. *А.М. Ятченко, А.С. Крылов, А.В.Гаврилов, И.В.Архипов.* Построение 3D модели кровеносных сосудов по серии КТ изображений печени // *19-я международная конференция по компьютерной графике и ее приложениям ГрафиКон'2009.* Москва, 2009, с. 344–347.
2. *A.M. Yatchenko, A.S. Krylov, A.V. Gavrilov, I.V. Arkhipov.* Left Ventricle 3D Model Reconstruction // *Proceedings of 10th Conference on Pattern Recognition*

- and Image Analysis: New Information Technologies*, Vol. 2. St. Petersburg, Russia, 2010, pp. 229–232.
3. A.M. Yatchenko, A.S. Krylov, A.V. Nasonov. MRI Medical Image Ringing Detection and Suppression // *8th Open German-Russian Workshop “Pattern Recognition and Image Understanding” (OGRW-8-2011)*. Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, November 21-26, 2011, pp.259–262.
 4. А.М. Ятченко, А.С. Крылов, А.В.Гаврилов, И.В.Архипов. Нахождение движения стенки левого желудочка сердца по видеоданным МРТ и УЗИ // *Труды 13-й международной конференции “Цифровая обработка сигналов и ее применение” (DSPA’2011)*, т.2. Москва, 2011, с. 214–217
 5. A.M. Yatchenko, A.S. Krylov, A.V. Gavrilov, I.V. Arkhipov. Reconstruction of the Inner Surface of the Left Ventricle of the Heart // *Pattern Recognition and Image Analysis*, Vol. 21, No. 3. 2011, pp. 434–436. Springer.
 6. A.M. Yatchenko, A.S. Krylov, A.V. Gavrilov, I.V. Arkhipov. Graph-cut based Antialiasing for Doppler Ultrasound Color Flow Medical Imaging // *International Conference Visual Communications and Image Processing (VCIP2011)*. Taiwan, 2011, pp. 1–4.
 7. А.М. Ятченко, А.С. Крылов. Регуляризирующий метод восстановления фазы при ультразвуковом медицинском цветовом доплеровском картировании // *Прикладная математика и информатика*, №40, МГУ, МАКС Пресс, Москва, 2012, с. 78–86.
 8. A. Semashko, A. Yatchenko, A. Krylov, A. Bezugly, N. Makhneva, N. Potekaev. Border Extraction of Epidermises, Derma and Subcutaneous Fat in High-frequency Ultrasonography // *22-th International Conference on Computer Graphics GraphiCon’2012*. Moscow, Russia, 2012, pp. 73–75.
 9. A.M. Yatchenko, A.S. Krylov, A.V. Gavrilov, I.V. Arkhipov. Building a Three-dimensional Dynamic Model of Left Cardiac Ventricle from Ultrasonic Data // *Pattern Recognition and Image Analysis*, Vol. 22, No. 3, 2012, pp. 483–488.
 10. Т.Ю. Кулагина, А.М. Ятченко, В.А. Сандриков, И.В. Архипов, А.В. Гаврилов, С.Л. Дземешкевич, Е.Ю. Ван Структура потока крови в левом желудочке // *Ультразвуковые и лучевые технологии в клинической практике*, Фирма СТРОМ, 182 стр.
 11. A. Yatchenko, A. Krylov Iterative Phase Unwrapping in Color Doppler Flow Mapping // *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 7751, 2013, pp. 330–338.