

Лучевой метод реконструкции поверхности сердца человека по данным компьютерной томографии

М.В. Дубровская¹, М.М. Новожилов¹

maria.v.dubrovskaya@gmail.com|michael.novogilov@gmail.com

¹ Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского, Нижний Новгород, Россия

Выбор КТ в качестве исходных данных для персонализации модели сердца обусловлен сравнительно высоким пространственным разрешением данных во всем объеме моделирования и доступностью КТ. Реконструируется внешняя поверхность сердца, поверхность миокарда желудочков. Применены методы: двумерный и трёхмерный Ray Casting, триангуляция внешней поверхности миокарда, заданной точками контуров, полученных лучевым методом. Проведён предварительный сбор статистики плотностей для тканей грудной клетки на исследованных томограммах для более точного определения расположения точек поверхности. Реализованы масштабирование, угловая и параметризация по узлам сетки окружающего параллелепипеда. Результат реконструкции является достаточно качественным для использования в качестве ограничивающей поверхности данных томографии сердца пациента для дальнейшего анализа аномалий стенок желудочков и межжелудочковой перегородки.

Ключевые слова: реконструкция поверхности, компьютерная томография, Ray Casting, сегментация медицинских изображений, параметризация, полигональная модель.

Ray Casting for human heart surface reconstruction, based on CT

M.V. Dubrovskaya¹, M.M. Novozhilov¹

maria.v.dubrovskaya@gmail.com|michael.novogilov@gmail.com

¹ National Research Lobachevsky State University of Nizhni Novgorod, Nizhni Novgorod, Russian Federation

The choice of CT as source data for heart model personalization is caused by its relatively high spatial data resolution of the whole modelling volume, and by accessibility of CT. We reconstruct external heart surface and ventricular myocardium surface. The next methods are applied: 2D and 3D Ray Casting, and exterior myocardium surface triangulation, specified by points of contours, acquired by Ray Casting. The preliminary densities' statistics for chest tissues is accumulated for investigated CT-scans in order to detect surface points' positions more precisely. We implemented scaling, angle parameterization and parameterization along bounding box grid. The result of the reconstruction is qualitative enough to be used as a bounding surface of the patient's heart tomography data for further analysis of abnormalities of the ventricular wall and interventricular septum.

Keywords: surface reconstruction, CT-scans, Ray Casting, medical image segmentation, parameterization, polygonal model.

1. ВВЕДЕНИЕ

Целью работы является расширение возможностей неинвазивной диагностики сердечной мышцы пациентов. Необходимым шагом на этом пути является отделение тканей сердца от всех внешних по отношению к сердцу объектов. Такой границей и является внешняя поверхность сердца. Внутри этой оболочки уже можно решать задачу детектирования и количественной оценки аномалий остро необходимую в практике цифровой диагностики. Для кардиохирургов это также возможность «заглянуть» внутрь сердца пациента для детальной подготовки операции. Результаты могут быть использованы также в медицинских институтах для исследования и демонстрации сердечных патологий. Для обеспечения возможности управления формой реконструированной поверхности во времени и пространстве важно, чтобы модель была параметризована в анатомически адекватных системах и координатах. Такая параметризация позволила бы также успешно решать задачу совмещения моделей двух состояний одного сердца или даже двух разных сердец.

2. ОБЗОР

Aubin [1] (1995) основал на компьютерной томографии построение геометрической модели ряда тканей с использованием конечно-элементного метода. В 2005 Veap [2] рассмотрел свойства 3D изображений КТ как базы для исследований. Zheng [17] (2008) осуществил автоматическую сегментацию всех камер сердца на основе КТ. Сегментация формулируется как задача обучения из

двух этапов: локализация анатомической структуры и очерчивание границ. Общее расположение основано на обучении в рамках окружающего пространства. Построенная модель представлена в форме закрытой сетки. Для обучения определены «управляемые признаки», такие, что информация об ориентации и масштабе вкладывается в распределение точек выборки, в то время как каждый конкретный признак определён локально. Ключевые точки модели определяются как контрольные точки. В 2009 Heismann [6] решил проблему повышения точности реконструкции на основе КТ. Он разработал механизм спектральной реконструкции, где данные КТ оцениваются как спектральная интеграция коэффициента спектрального затухания, которым определяется истинное положение (ground truth) сканируемого объекта. Симулятор сердца человека, способный воспроизводить сокращения миокарда и движение кровеносного потока был создан Seiryu Sugiura [13] (2013). Модель построена на основе молекулярного механизма возбуждения-сжатия волокон миокарда, а также основана на конечно-элементном методе и решает уравнения, описывающие электрическую активность, твердотельную механику и динамику жидкости. Использует данные КТ.

Norouzi [10] (2014) рассмотрел методы классификации и кластеризации медицинских изображений, а также методы сегментации, основанные на разрастании регионов. Сегментации посвящено исследование Хи [16] (2015), где рассмотрены различные техники многоатласной сегментации. Предложенный метод основан на технике SIMPLE, реализующей статистическое изучение контекста, и методе JLF (joint label fusion), позволяющему уменьшить

вклад ошибок корреляции среди выбираемых атласов. Для упорядочивания объединённой сегментации используется техника усечения графа. Liu [8] (2015) сформулировал задачу реконструкции как проблему оптимизации. Предложена параметризация дыхательного движения, что позволило создать его точную кинематическую модель. Реконструкция формы объекта формулируется как задача оптимизации с регуляризацией полной вариации с использованием референсного изображения и векторных полей. Данная проблема решается с помощью метода «proximal alternating minimization algorithm».

Mansi [9] (2015) создал твердотельную модель желудочков сердца, ориентированную на конкретных пациентов. Модель генерируется на основе анатомической модели конкретного пациента для левого и правого желудочков и клинических данных пациентов, и включает биомеханику, электрофизиологию и гемодинамику, благодаря чему уточняются первоначальные параметры модели. Динамика жидкости, основанная на потоках крови сердца, рассматривается для оценки внутренних параметров сердца. Результирующая закрытая сетка используется для создания объёмной тетраэдральной сетки. Присутствует модель ориентации волокон.

Лидером в создании параметризованных моделей сердца, восстановленных из КТ, является фирма SIEMENS [12] (2015). Во время зондирования специальным зондом, снимающим координаты и электрическую активность сразу в нескольких точках на внутренней поверхности левого предсердия (ЛП) собираются данные о поверхности. Параметрическая модель представлена во внутренних координатах и приводится в соответствие электрическим данным и предварительной статистике. При построении модели происходит трансформация точек данных, которые соответствуют трубкам и эллипсоидам в параметрической модели. Соотнесение предварительной статистики с параметрической моделью включает подготовку сегментированных сеток данных из КТ и вычисление анатомических признаков из сеток данных, а также вычисление коэффициентов корреляции между различными экземплярами анатомических признаков. Использование электрических данных в соотнесённой параметрической модели включает минимизацию целевой функции, которая описывает оцененную ошибку параметрической модели в соответствии с электрическими данными. Минимизация выполняется через назначение соответствующих весов параметрам модели. Заполнение параметрической модели производится взвешиванием искривления. Модель поверхности соотносится с каждой сеткой набора данных, и к результирующей поверхности и/или её параметрам применяется статистический анализ. Вначале выполняется «грубое» соотнесение, так что исходные оценки должны давать приемлемый результат.

Panthee, N. [11] (2016) в своей работе с ресинхронизирующей терапией сердца (CRT, cardiac resynchronization therapy) на данных КТ создал модель желудочков сердца собаки частично с использованием коммерческого ПО. Получены конечно-элементные сетки желудочков, а также воксельные сетки сердца для электрофизиологии и тетраэдральные сетки для анализа механики.

Jinwoo Choi [3] (2016), также работавший с CRT, осуществил трёхмерное моделирование точки воздействия терапии на левый желудочек (ЛЖ). Для этого предварительно полуавтоматически сегментируется всё сердце с использованием приложения ITK-Snap.

Одним из способов 3D реконструкции из данных томографии является уточнение методом активного контура, которое рассмотрел Vasil'ev [15] (2016). Начальное приближение контура определяется оценкой локализации

на изображении плотностей, характерных для объекта, методом интегральных проекций этих плотностей на оси координат.

Hammon [5] (2017) утверждает, что положительный опыт реконструкции из КТ очень скромный. В своей работе он предлагает пороговую сегментацию, основанную на статистическом анализе, и показавшую результат с нулевой ошибкой.

Ряд работ посвящается созданию моделей для 3D принтеров. Kiraly [7] (2018) для реконструкции виртуальной модели из данных томограмм использует полуавтоматическую сегментацию. Uscheddu [14] (2018) даёт обзор последних достижений по сегментации, в числе которых интерактивные методы сегментации и реконструкции медицинских изображений.

3. МЕТОД РЕКОНСТРУКЦИИ ПОВЕРХНОСТИ

Для реконструкции внешней поверхности сердца разработана методология использования лучевого метода обратной трассировки (Ray Casting). Результатом работы метода являются контуры сердца для каждого из последовательности слоев томограммы.

При своей относительной простоте по сравнению с рассмотренными альтернативами алгоритм показывает хорошие результаты для области внешней поверхности желудочков сердца. Метод является малозатратным (порядка 10 секунд), но позволяет менять разрешение и масштабы модели благодаря параметризации.

Методология, в отличие от Zheng [17], Mansi [9] и Safran [12], основывается на испускании двумерных и трёхмерных лучей в пределах исходного объёма данных томограммы. Два данных способа реализованы независимо. Метод является полуавтоматическим. На этапе алгоритма реконструкции, выполняемом вручную, берётся предварительная разметка центров испускания лучей. Центры устанавливаются внутри сердца, независимо от попадания их в полости камер или на ткани миокарда и сопутствующие ткани, а также от наличия или отсутствия контраста в крови внутри камер.

Исходный объём данных представляет собой трёхмерный набор плотностей, снятых томографом с регулярным шагом, поэтому в методах реконструкции для получения плотностей в точках с произвольными координатами используется линейная интерполяция.

3.1 Двумерный Ray Casting

В данной вариации реконструкции двумерные лучи выпускаются послойно и радиально в пределах слоя. Перед работой основной части алгоритма строится локальная система координат, которая основывается на точках, полученных при ручной разметке. Данная система координат является радиальной (круговой). В основании системы координат лежит (в общем случае наклонный) цилиндр. Точки, центры испускания лучей, выбираются экспертным методом.

Лучи для каждого слоя томограммы (слои расположены вертикально, вдоль оси Oz) радиально испускаются по заданному углу в двумерном пространстве в пределах каждого слоя. Третьей координатой является номер слоя, умноженный на размер шага, с которым томограф сканировал сердце пациента по оси Oz. Количество лучей в одном ярусе (в данном случае, слое) аналогично соответствующему значению для метода трёхмерного Ray Casting`а (раздел 3.2).

3.1.1 Статистический анализ плотностей

Далее вдоль лучей решается задача обработки плотностей. Предварительно перед выбором точек

поверхности вдоль лучей был проведён статистический анализ плотностей тканей грудной клетки для рассмотренных томограмм. Диапазоны плотностей тканей в КТ стандартизованы таким образом, что они могут принимать значения от -1000 HU (Hounsfield unit, специальная единица измерения плотностей по шкале Хаунсфилда для КТ) до 3000 HU, а также установлены соответствия значения данной шкалы для воды (0 HU) и воздуха (-1000 HU). Тем не менее, для томограмм, полученных различными томографами, величины плотностей в HU могут варьироваться для разных тканей, поэтому для наиболее корректного выбора пороговых значений был проведён статистический анализ плотностей исследуемых томограмм (рис. 1). Сбор статистики производился в приложении RadiAnt. Статистика подтверждает, что плотности всех элементов сердца положительны, а жировая ткань отрицательна в HU.

Ткань / вещество	Плотность, HU
Вода	0
Воздух	-1000
Воздух (вне тела)	[-1024; -956]
Воздух (в трахее и лёгочных путях)	[-979; -822]
Лёгкие	[-877; -297]
Кости	[215; 2976]
Жир	[-224; -11]
Печень	[36; 143]
Кровь (контраст, предсердия)	[82; 173]
Кровь (контраст, желудочки)	[82; 144]
Миокард (предсердия)	[7; 67]
Миокард (желудочки)	[12; 105]
Перегородка между предсердиями	[68; 115]
Перегородка между желудочками	[33; 113]

Рис. 1. Таблица Хаунсфилда, составленная по данным исследованных томограмм

Двигаться вдоль лучей нужно с достаточно мелким шагом, чтобы не пропускать переходы от одних тканей к другим. Для получения значений плотности в точках, попадающих между снятыми томографом значениями, используется билинейная интерполяция. Использовался шаг параметризации по углу, равному 5 градусов. Например, для объёма данных, в котором это расстояние составляет 3мм по оси Oz и ~1.7мм, по осям Ox и Oy использовался шаг длиной 0.125мм. Для этого из координат всех векторов-направлений (для испускания лучей) были вычтены координаты выбранных центров: собственный центр для каждого среза при послойной обработке и единственный центр при 3D обработке. Затем векторы направлений лучей нормировались и их длины делились на 8, поскольку экспериментально установлено [4] (Gavrilov, 2014), что такая длина шага достаточно мала, чтобы не пропускать переходы из одних тканей в другие.

3.1.2 Устранение шумов вдоль лучей

После получения плотностей, найденных с выбранным шагом вдоль каждого луча, проведён их анализ. Для внешней поверхности сердца нужно определять, когда луч покидает зону контраста (или не контрастированной крови) и миокарда.

Для того чтобы убедиться, что переходы между группами соседних плотностей, соответствующих определённым тканям, хорошо выражены, были построены графики плотностей вдоль лучей (рис. 2).

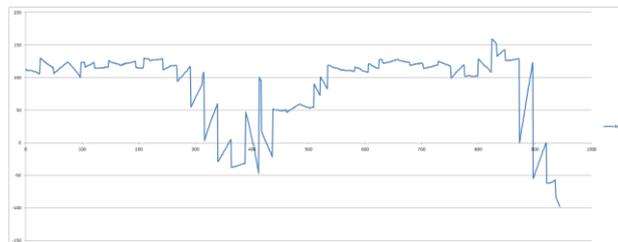


Рис. 2. Пример плотностей, полученных вдоль луча (без постобработки). По вертикальной оси: значения плотностей; по горизонтальной: порядковые номера отсчётов вдоль луча, в которых были получены плотности

Как видно из рисунка (рис. 2), плотности, снятые вдоль лучей, непригодны для требуемого принятия решений, поэтому значения плотностей вдоль лучей были сглажены (рис. 3), так чтобы исчез эффект изрезанности, но остались видны перепады плотностей, обозначающие границы между тканями. Экспериментально выбрано ядро размера 5мм (шаг 1/8мм).

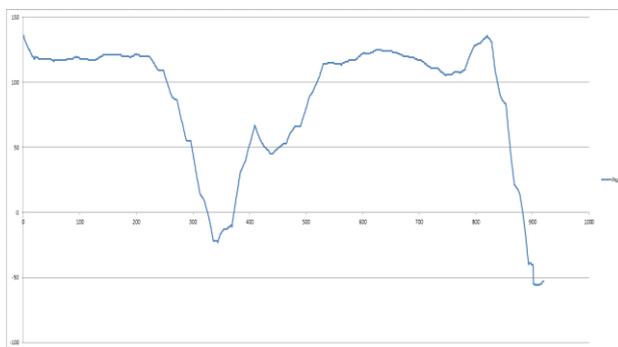


Рис. 3. Пример плотностей, полученных вдоль луча, сглаженных с окном сглаживания 5мм. По вертикальной оси: значения плотностей; по горизонтальной: порядковые номера отсчётов вдоль луча, в которых были получены плотности

Сглаживание плотностей вдоль лучей позволило в необходимой степени уменьшить шум томограммы.

3.1.3 Выбор точек поверхности на лучах

За решающее правило принят тот факт анатомии сердца человека, что оно окружено перикардом, сплошным жировым мешочком толщиной до нескольких миллиметров. Перикард фактически обволакивает внешнюю поверхность сердца и основания крупных сосудов. Его плотность в Хаунсфилдах отрицательна, в отличие от плотностей всех областей сердца. При переходе от миокарда к ткани перикарда берётся ближайшая плотность перикарда. Таким образом, фактическим условием принятия точки вдоль луча в качестве точки внешней поверхности миокарда выбран переход от положительных значений плотностей к отрицательным.

Поверхность, изображённая на рисунке (рис. 4), является внешней поверхностью желудочков сердца, построенной методом двумерного Ray Casting'a. Решение рассматривать поверхность этой части сердца отдельно было принято по следующим причинам:

1. На данной части поверхности сердца удастся получить наилучшее качество, так как для нее алгоритм сегментации работает устойчиво.
2. Части сердца, включающие в себя места присоединения крупных сосудов, а также сами сосуды сложно детектировать и анализировать их расположение, в результате чего реконструированные поверхности имеют проблемные зоны в этих областях.

3. Среди всех известных попыток корректной реконструкции поверхности сердца из томограммы лучшая принадлежит крупнейшей корпорации SIEMENS [12] в 2015 году, причём запатентована была восстановленная параметризованная модель только участка поверхности сердца, а именно внутренняя поверхность левого предсердия.

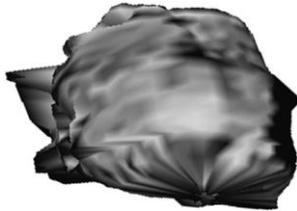


Рис. 4. Поверхность, полученная двумерным лучевым методом (внешняя поверхность миокарда желудочков); вид на верхушку сердца (Апex)

Рисунок (рис. 5) демонстрирует пример расположения детектированных граничных точек на срезе исходных данных для внешней поверхности сердца, построенной методом двумерного Ray Casting'a. Видно, что большинство точек поверхности детектируется верно, однако есть «выбросы», происходящие из-за недостаточности одного критерия, равенства нулю плотности на границе поверхности, (рис.5, желтая обводка, оранжевая обводка около точки С), обработка которых требует усложнения алгоритма.



Рис. 5. Пример расположения детектированных граничных точек на срезе исходных данных для внешней поверхности сердца, построенной методом двумерного Ray Casting'a; С – центр испускания лучей

3.2 Трёхмерный Ray Casting

Для испускания трёхмерных лучей также строится локальная система координат. В данном случае она построена в форме регулярной сетки по окружающему параллелепипеду. Сглаживание плотностей вдоль лучей проводится аналогично двумерному Ray Casting'у.

В трёхмерной вариации метода все лучи с определённым шагом испускаются из одной точки исходного массива данных. Эта точка располагается в области соединения всех четырёх камер сердца. Лучи идут по регулярной сетке, организованной следующим образом. За каркас сетки принят окружающий параллелепипед области сердца. На каждой из шести граней параллелепипеда строится своя регулярная сетка с аналогичными количествами делений для каждой грани. Каждая грань и по высоте, и по ширине равномерно разбивается на 16 сегментов (по каждой стороне). Все испускаемые лучи идут из выбранного заранее центра по шести сеткам размера 17x17.

Для получения плотностей во всех точках, выбранных с заданным шагом вдоль лучей, используется трилинейная интерполяция.

На рисунке (рис. 6) представлен результат работы алгоритма. Данная реконструкция хорошо строит боковую

поверхность сердца, однако в местах перехода от одних подструктур сердца к другим наблюдаются разрывы и неоднозначности.

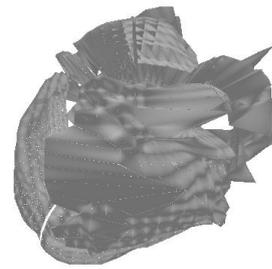


Рис. 6. Поверхность, полученная трёхмерным лучевым методом; вид сверху на верхушку сердца (Апex), ЛЖ и ПЖ

Основной причиной перечисленных проблем является трудность сегментации такого сложного объекта как сердце на лучах, выходящих из одной точки. Действительно, множество тканей неоднократно перекрываются на пути лучей, пускаемых в трёхмерном пространстве.

3.3 Сравнение лучевых методов

На внешних поверхностях сердца, построенных методом двумерного Ray Casting'a, неоднозначностей значительно меньше, чем на поверхностях, построенных методом трёхмерного Ray Casting'a из-за искажений линейной интерполяции. Томограммы строятся послойно с фиксированным разрешением по осям X, Y, но шаг по оси Z часто кратно больше, чем по X, Y, что увеличивает ошибку линейной интерполяции.

4. ПАРАМЕТРИЗАЦИЯ

На данный момент реализованы следующие виды параметризации:

1. Угловая: регулярная параметризация по испускаемым двумерным лучам в пределах слоя.
2. По узлам окружающего параллелепипеда (для 3D лучей). Параметром является уровень разбиения рёбер граней регулярной сетки, покрывающей окружающий параллелепипед, через точки которой происходит испускание лучей.
3. Масштабирование. Позволяет как масштабировать полученные на лучах точки (то есть, всю поверхность), так и растягивать все точки поверхности по осям: Oz, Ox, Oy, Oх и Oy.

Параметризация определяется в том числе типом системы координат, использованной в алгоритме.

Угловая параметризация, а также параметризация лучей по регулярной сетке дают базовые возможности для совмещения атлас-моделей с данными томограммы конкретного пациента.

Масштабирование реализует изменения масштаба по различным ортогональным осям, для двумерного и трёхмерного Ray Casting'a соответственно. Получаемые внешние поверхности сердца строятся описанными выше методами, для которых сетки окружающего сердце параллелепипеда после получения плотностей на лучах, выпускаемых в направлениях их узлов, равномерно масштабируются в выбранных направлениях. Таким образом, есть возможность как полного масштабирования поверхности, так и растяжения всех точек поверхности вдоль осей: Oz, Ox, Oy, Oх и Oy, что является альтернативой работы на основе полярной или цилиндрической систем.

Выбранные виды параметризации следуют непосредственно из принципов лучевого метода, и обеспечивают гибкость его использования.

5. ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ПОВЕРХНОСТЕЙ

Визуализация поверхностей осуществляется с использованием библиотеки OpenGL 4.x.

Для двумерного послойного алгоритма поверхность является результатом триангуляции последовательности участков поверхности, натянутых на пару контуров детектированных на соседних слоях томограммы. В таком виде она и подается на визуализацию, а лента из треугольников между контурами подается на визуализацию как `GL_TRIANGLE_STRIP`.

Для трехмерного лучевого алгоритма, формирующего вершины модели поверхности в виде пар (точка, нормаль) поверхность считается реконструированной в виде сетки треугольных пачек Безье. В этом случае мы можем воспользоваться примитивами OpenGL 4.0 `GL_PATCHES` или визуализировать поверхность как описано выше в виде ленты опорных треугольников (треугольных оснований пачек).

6. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе предложен и исследован лучевой метод реконструкции поверхности сердца человека по данным компьютерной томографии. Реконструируется внешняя поверхность сердца, поверхность миокарда желудочков. Выполнен обзор по тематике исследования, подтверждающий её актуальность. Применены методы двумерного и трёхмерного бросания лучей (Ray Casting), алгоритмизована триангуляция внешней поверхности миокарда, заданной точками контуров, полученных лучевым методом. Реализованы различные способы параметризации реконструированной поверхности.

Время реконструкции внешней поверхности сердца в среднем составляет около 10 секунд.

По сравнению с рассмотренными аналогами метод требует минимального участия пользователя на этапе ручной настройки. Результат реконструкции является достаточно качественным для его использования в качестве ограничивающей поверхности данных томографии сердца пациента для дальнейшего анализа аномалий стенок желудочков и межжелудочковой перегородки.

7. ЛИТЕРАТУРА

- [1] Aubin CE1, Describes JL et al. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Annales de Chirurgie* 49(8):749-61, February 1995
- [2] Bean MJ, Pannu H et al. Three-dimensional computed tomographic imaging of complex congenital cardiovascular abnormalities. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29: 721–724.
- [3] Choi, J., Radau, P. et al. G. X-ray and Magnetic Resonance Imaging Fusion for Cardiac Resynchronization Therapy, *Medical Image Analysis* (2016), doi: 10.1016/j.media.2016.03.004
- [4] Gavrilov, N.I., Turlapov, V.E. Novel approach to development of direct volume rendering algorithms based on visualization quality assessment // *Programming and Computer Software*, (2014) 40 (4), pp. 174-184. DOI: 10.1134/S0361768814040045.
- [5] Hammon, M., Rempel, O. et al. Accuracy and Specific Value of Cardiovascular 3D-Models in Pediatric CT-Angiography. *Pediatr Cardiol* (2017) 38: 1540. <https://doi.org/10.1007/s00246-017-1693-7>
- [6] B. Heismann and M. Balda. Quantitative image-based spectral reconstruction for computed tomography. *Medical Physics* 36, 4471 (2009); doi: 10.1118/1.3213534
- [7] Kiraly, Laszlo. Three-Dimensional Modelling and Three-Dimensional Printing in Pediatric and Congenital Cardiac

Surgery. Translational Pediatrics 7.2 (2018): 129–138. *PMC*. Web. 19 Aug. 2018.

- [8] J. Liu et al., "5D respiratory motion model based image reconstruction algorithm for 4D cone-beam computed tomography", *Inverse Prob.*, vol. 31, no. 11, pp. 115007, 2015.
- [9] Mansi; Tommaso; et al., Siemens Corporation. Method and system for advanced measurements computation and therapy planning from medical data and images using a multi-physics fluid-solid heart model. Patent: US 9129053 B2. Sep. 8, 2015.
- [10] Alireza Norouzi, Mohd Shafry et al. *Medical Image Segmentation Methods, Algorithms, and Applications*, IETE Technical Review, 31:3, 199-213, DOI: 10.1080/02564602.2014.906861, 2014
- [11] Panthee, N., Okada, J. et al. (2016). Tailor-made heart simulation predicts the effect of cardiac resynchronization therapy in a canine model of heart failure. *Med. Image Anal.* 31, 46–62. doi: 10.1016/j.media.2016.02.003
- [12] Moshe Safran, Siemens Corporation. Model based reconstruction of the heart from sparse samples. Patent: US 20150018698 A1. Jan. 15, 2015.
- [13] Sugiura, Seiryō & Washio, Takumi & Okada, et al. (2013). Tailor-made Medicine Using the Multi-scale Heart Simulator "UT-Heart". *Journal of Cardiac Failure.* 19. S107. 10.1016/j.cardfail.2013.08.023.
- [14] F. Uccheddu, M. Carfagni et al. 3D printing of cardiac structures from medical images: an overview of methods and interactive tools. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing*, 12 (2) (2018), pp. 597-609
- [15] Vasil'ev, E.P., Belokamenskaja, A.A. et al. A parallel algorithm for 3D reconstruction of internal organs according to imaging based on the active contour model / *CEUR Workshop Proceedings* (2016) 1576, с. 482-489
- [16] Zhoubing Xu, Ryan P. Burke et al. Efficient multi-atlas abdominal segmentation on clinically acquired CT with SIMPLE context learning. In *Medical Image Analysis*, Volume 24, Issue 1, 2015, Pages 18-27, ISSN 1361-8415, <https://doi.org/10.1016/j.media.2015.05.009>.
- [17] Y. Zheng, A. Barbu, et al. "Four-Chamber Heart Modeling and Automatic Segmentation for 3-D Cardiac CT Volumes Using Marginal Space Learning and Steerable Features," in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 27, no. 11, pp. 1668-1681, Nov. 2008. doi: 10.1109/TMI.2008.2004421

Об авторах

Дубровская Мария Владимировна, аспирант кафедры математического обеспечения и суперкомпьютерных технологий института информационных технологий, математики и механики Национального исследовательского Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского (ННГУ). Его e-mail maria.v.dubrovskaya@gmail.com.

Новожилов Михаил Михайлович, аспирант кафедры математического обеспечения и суперкомпьютерных технологий института информационных технологий, математики и механики Национального исследовательского Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского (ННГУ). Его e-mail michael.novogilov@gmail.com.