

Сегментация поверхностных сеток желудочков сердца для моделирования направления волокон в миокарде

А.Д. Докучаев
Институт иммунологии
и физиологии УрО РАН
(Екатеринбург)
a.d.dokuchaev@net-ustu.ru

С.Ю. Хамзин
Институт иммунологии
и физиологии УрО РАН
УрФУ (Екатеринбург)
svyatoslav.khamzin@gmail.com

К.С. Ушенин
Институт иммунологии
и физиологии УрО РАН
УрФУ (Екатеринбург)
konstantin.ushenin@urfu.ru

А.Е. Бажутина
УрФУ (Екатеринбург)
bazhutina.anastasia@urfu.ru

В.С. Зверев
УрФУ (Екатеринбург)
ИММ УрО РАН (Екатеринбург)
vladimir.zverev@urfu.ru

Аннотация

Ход миокардиальных волокон определяет анизотропию проводимости и механических свойств миокарда. Для моделирования поля направлений миокардиальных волокон в конечноэлементных моделях сердца используют подходы, основанные на правилах (англ. rule-based approach). Для их применения необходима специальная сегментация поверхностной сетки сердца, например, выделение субэпикарда, субэндокарда и основания. Близость построенных волокон к экспериментальным данным существенно зависит от качества сегментации. При этом наиболее качественная, ручная сегментация сетки требует от исследователя существенных затрат времени. В данной работе мы предлагаем алгоритм сегментации поверхностной сетки желудочков сердца. Алгоритм основан на геометрических свойствах поверхностной сетки желудочков и поиске минимального разреза в графовом представлении сетки. Разработанный алгоритм позволяет достичь большей близости результата к экспериментальным данным о ходе волокон по данным диффузионно-тензорной магнитно-резонансной томографии при сложных геометриях основания желудочков, чем при выделении области основания экспертом.

Copyright © by the paper's authors. Copying permitted for private and academic purposes.

In: A.A. Makhnev, S.F. Pravdin (eds.): Proceedings of the International Youth School-conference «SoProMat-2017», Yekaterinburg, Russia, 06-Feb-2017, published at <http://ceur-ws.org>

1 Введение

В настоящий момент порядка одной трети всех смертей в развитых странах приходится на сердечно-сосудистые заболевания. Создание персонифицированных компьютерных моделей сердца может помочь в планировании операций и выборе медикаментозной терапии для больных с широким спектром заболеваний: кардиомиопатиями, каналопатиями, аритмиями, дисфункцией клапанов и нарушениями кровотока в коронарном русле. Также персонифицированные модели позволят предсказать процессы ремоделирования сердца после перенесенного инфаркта или миокардита. В дополнение к этому, персонифицированные модели имеют широкий спектр приложений в фундаментальных исследованиях, направленных на изучение возникновения и протекания жизнеугрожающих состояний, таких как инфаркт миокарда, желудочковая тахикардия.

Одной из важных проблем моделирования физиологических функций сердца является учет анизотропии электрофизиологической проводимости и механической жесткости, причиной которой является структура мышечной ткани сердца (миокарда). Данная особенность оказывает влияние как на функцию целого органа, так и на локализованные физиологические феномены, например на появление и развитие приступов аритмий [12], а также на механическое сокращение желудочков [5].

Желудочки сердца выбрасывают кровь в легкие и тело. Их механическое сокращение вызвано электрофизиологической активацией. Миокард желудочков сердца человека состоит из 8.2 миллиардов кардиомиоцитов [3], форма каждого из которых близка к цилиндрической. При этом кардиомиоциты соединены торец в торец щелевыми контактами, физиологической функцией которых является ускорение проведения во внутриклеточной среде. Геометрические свойства этих клеток и щелевые контакты являются причиной того, что вдоль длинной оси кардиомиоцитов волна возбуждения распространяется со скоростью в 2-3 раза больше, чем поперек. Основное механическое сокращение также развивается вдоль волокон. В желудочке сердца волокна имеют сложную пространственную структуру и закручиваются по винтовой линии от субэпикарда к субэндокарду [14].

При рассмотрении процессов, происходящих на уровне всего органа, миокард может быть представлен как непрерывная среда. В этом случае распространение волны возбуждения описывается мономерными или бидоменными уравнениями [8, 3], представляющими из себя уравнения в частных производных типа реакции-диффузии. Направление волокон в непрерывных моделях миокарда задается с помощью тензора диффузии, построенного на основе векторного поля касательных к волокнам. Такие векторные поля также необходимы при моделировании механической функции сердца.

Векторное поле касательных к волокнам можно получить на основе экспериментальных данных или алгоритмов. Экспериментальная ориентация волокон может быть извлечена из гистологических исследований [6] или данных диффузионно-тензорной магнито-резонансной томографии (ДТ МРТ) [13]. В течение последнего десятилетия второй подход стал наиболее популярным [10]. На данный момент разработано несколько алгоритмов, задающих направления волокон с использованием информации о геометрии левого желудочка. Это подходы, основанные на правилах (англ. rule-based approach) [2], аналитические подходы [11] и подходы, основанные на статистических атласах [10]. Каждая группа методов имеет свои достоинства и недостатки. В данной работе наш интерес направлен на методы построения поля волокон, которые основаны на правилах.

Алгоритм, описанный в работе [2], задает направление волокон в желудочках сердца и состоит из двух этапов. На первом этапе численно решается уравнение Лапласа для задания в двух желудочках системы вложенных друг в друга изоповерхностей от эпикарда к эндокарду. На втором этапе по определенным правилам задается ход волокон на каждой изоповерхности. Для достижения этой цели уравнение Лапласа $\Delta C = 0$ дополняется граничными условиями. На эпикарде и эндокарде желудочка задаются условия Дирихле $C_{epi} = 1, C_{endo} = 0$. При этом требуется задать специальную зону перехода между эпикардом и эндокардом на основании желудочков, у клапанов сердца, с однородным граничным условием типа Неймана $\frac{\partial C}{\partial n} = 0$. Особенности влияния выбора данной зоны перехода, с однородным условием Неймана, на результирующий ход волокон продемонстрированы на рис. 1. В данном случае фундаментальные особенности уравнения Лапласа могут сильно влиять на расположение волокон и их реалистичность. Необходимо обратить внимание, что в реальном сердце волокна лежат параллельно эпикарду и эндокарду, они входят в стенку перпендикулярно только в узкой области рядом с фиброзным кольцом [1].

В самых простых вариантах реализации алгоритма [2] зона с нулевым потоком через границу может быть выбрана как множество всех граней поверхностной сетки тела, лежащих выше определенной плоскости, как это показано на рис. 1. Однако, при таком подходе мы получаем направление хода волокон на основании,

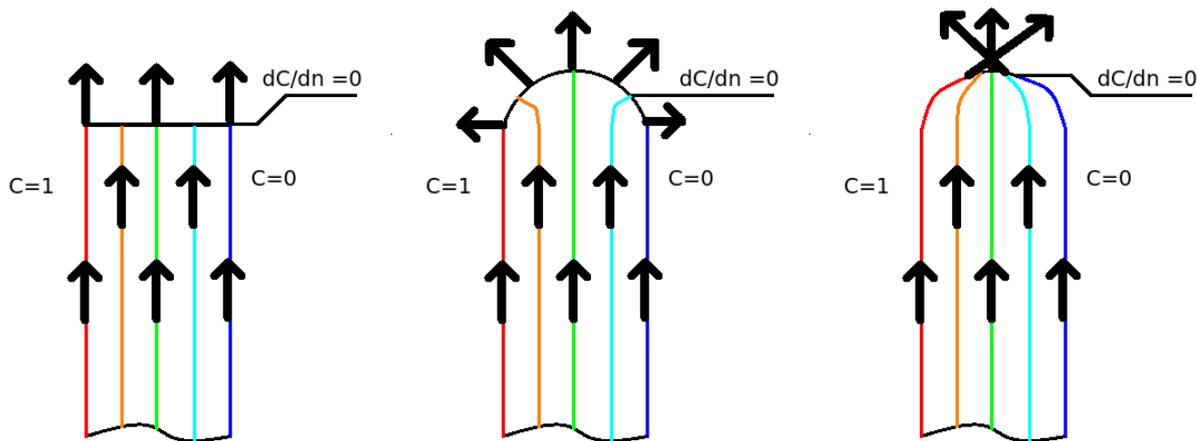


Рис. 1: Особенности хода волокон на основании при различных способах задания зоны с граничным условием $\frac{\partial C}{\partial n} = 0$. Пример в двухмерном случае. Слева: Плоское основание. Волокна входят под прямым углом к поверхности основания. В центре: Выпуклое основание, зона с граничным условием $\frac{\partial C}{\partial n} = 0$ лежит выше определенной плоскости. Волокна входят под углами, близким к прямым, на всей области основания. Справа: Выпуклое основание. Регион с граничным условием $\frac{\partial C}{\partial n} = 0$ задан узким. Волокна сходятся к нему.

далекое от физиологического. Задание зон сетки, выполненное специалистом вручную, позволяет достичь лучшего результата, но требует от исследователя больших затрат времени.

В этой работе мы предлагаем два эвристических алгоритма, улучшающих метод [2] и позволяющих определять волокна в левом желудочке (ЛЖ) или двух желудочках сердца при неплоском основании. При этом алгоритмы не требуют участия человека.

2 Описание алгоритма

В данной работе предлагается два эвристических алгоритма. Первый алгоритм на вход принимает треугольную поверхностную сетку ЛЖ или двух желудочков сердца, которая может быть получена другими методами из данных МРТ, ДТ МРТ [9], компьютерной томографии, эхокардиографии [15] или построены как идеализированная геометрия. На выходе алгоритм предоставляет плоскость для последующего поиска основания, точку внутри ЛЖ, правого желудочка (ПЖ) и на эпикарде, около верхушки сердца. Второй алгоритм на основе результатов предыдущего алгоритма сегментирует поверхностную сетку на зону эндокарда, эпикарда ЛЖ, эпикарда ПЖ и основание желудочков. Сегментация сетки обозначается путем присвоения цвета треугольным элементам поверхностной сетки. Все описываемые алгоритмы предполагают работу с сеткой, содержащей два желудочка сердца. Однако, они могут быть применены и для случаев одного желудочка.

Работа первого алгоритма показана на рис. 2. На первом этапе ищется центр масс сетки, обозначим его A . От точки A ищется наиболее удаленная точка сетки, обозначим ее B . Расстояние AB составляет радиус r для сферы $\text{Sphere}(A, r)$ с центром в A . Вся поверхностная сетка содержится внутри шара, окруженного $\text{Sphere}(A, r)$. На сфере ищется точка C , для которой расстояние до ближайшей точки сетки максимально. Через точки C и A проводится ось CA , задающая нормаль n для плоскости рассечения $\text{Plane}(A, n)$ и плоскости поиска основания $\text{Plane}(C, n)$.

С помощью плоскости рассечения $\text{Plane}(A, n)$ производится отрезание элементов сетки, лежащих в полупространстве, задаваемом обратной по направлению нормалью $-n$. Таким образом, из замкнутой поверхностной сетки получается обрезанная сетка, содержащая верхушку сердца, дно левого и правого желудочка и имеющая три компоненты связности. В каждой компоненте связности ищется наиболее удаленная от плоскости разрезания точка. Наиболее удаленная из трех выбранных точек лежит на эпикарде, обозначим ее как P_{epi} . Оставшиеся точки принадлежат эндокарду левого или правого желудочка. От сеток, являю-

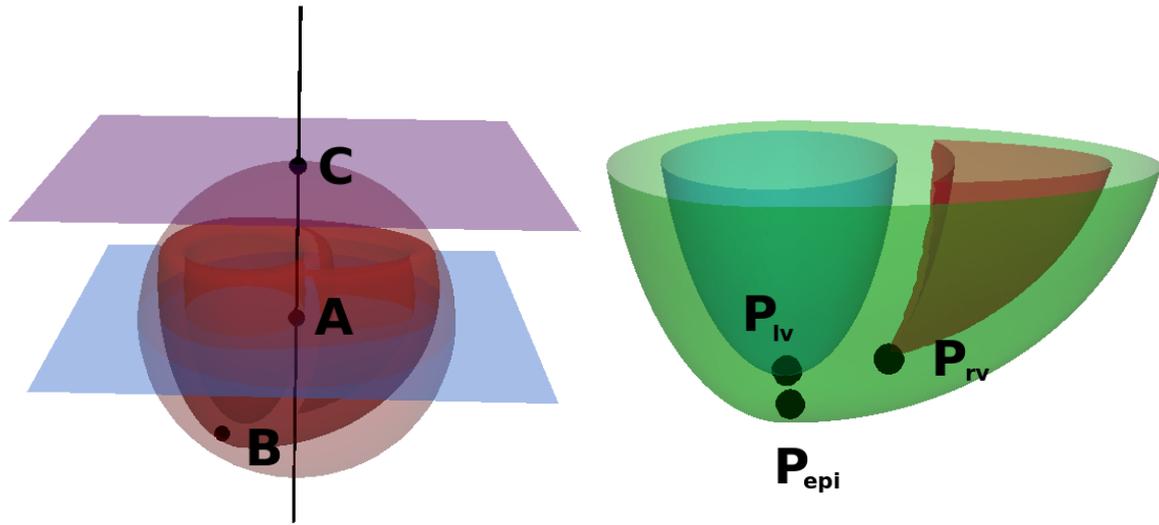


Рис. 2: Визуализации работы первого алгоритма. Слева – местоположение точек A , B , C , плоскостей $\text{Plane}(A, n)$, $\text{Plane}(C, n)$. Справа – три компоненты связности, образующиеся при отрезании сетки по плоскости рассечения $\text{Plane}(C, n)$.

щихся низом ЛЖ или ПЖ, берется выпуклая оболочка. Полость правого желудочка обладает большим отношением площади поверхности к объему. Благодаря описанным выше построениям появляется возможность автоматически определить, какому желудочку принадлежат оставшиеся точки. Точку в правом желудочке обозначим как P_{rv} , а в левом P_{lv} .

Итак, по окончании работы первый алгоритм размечает плоскость поиска основания $\text{Plane}(C, n)$, точку на эпикарде около верхушки желудочков P_{epi} , а также точки на эндокарде ЛЖ и ПЖ (P_{lv} , P_{rv}). Используя получившуюся разметку, второй алгоритм выполняет сегментацию сетки.

На первом этапе работы второго алгоритма поверхностная сетка преобразуется в неориентированный граф. При этом точки сетки становятся вершинами графа, а ребра сетки – ребрами графа. После этого ребрам графа приписывается вес по правилу $w((x, y)) = \exp(0.5 \cdot (\text{dist}(x) + \text{dist}(y)))$, где (x, y) – ребро графа, $w((x, y))$ – вес ребра, $\text{dist}(x)$ – расстояние от точки x до плоскости поиска основания $\text{Plane}(C, n)$.

На втором этапе работы алгоритма дважды ищется минимальный разрез графа [4]. Источником становится точка P_{epi} , а стоком – P_{lv} при первом запуске и P_{rv} при втором запуске. Таким образом, получается два множества ребер $W_{\text{cut}_{lv}} = \{(x_i, y_i)\}_{i=0}^n$ и $W_{\text{cut}_{rv}} = \{(x_i, y_i)\}_{i=0}^m$. Первое множество содержит ребра минимального разреза при стоке в ЛЖ, а второе – при стоке в ПЖ.

Ребра из полученных множеств сопоставляются с ребрами поверхностной сетки. Для каждого ребра находятся смежные с ним грани сетки: $T_{\text{cut}_{lv}} = \{(x_i, y_i, z_i)\}_{i=0}^n$ для множества $W_{\text{cut}_{lv}}$ и $T_{\text{cut}_{rv}} = \{(x_i, y_i, z_i)\}_{i=0}^m$ для множества $W_{\text{cut}_{rv}}$. Далее два множества граней сетки объединяются в одно $T_{\text{base}} = T_{\text{cut}_{lv}} \cup T_{\text{cut}_{rv}}$. Получившееся множество содержит треугольные элементы поверхностной сетки, соответствующие основанию. Учитывая расположение точек P_{lv} и P_{rv} , размечается множество граней эпикарда T_{epi} , а также эндокарда левого $T_{\text{endo}_{lv}}$ и правого желудочка $T_{\text{endo}_{rv}}$.

Выполнив полную разметку модели сердца описанным выше способом, можно применить алгоритм построения поля направлений волокон [2].

3 Верификация алгоритма и обсуждение

Для демонстрации преимуществ предложенного нами подхода мы провели качественную и количественную оценку результата. Так как в оригинальной статье [2] основание было плоским, прямое сравнение результатов не представляется возможным, поэтому мы сравнивали результаты работы предлагаемого подхода к сегментации и наиболее простого подхода, когда основание желудочка принимается лежащим выше некоторой плоскости.

Сначала мы обработали две идеализированные геометрии, сегментируя их поверхностные сетки с помощью нашего подхода и выделяя основание по расположению относительно этой плоскости. Результаты представлены на рис. 3. После этого на всех вариантах сегментации был запущен алгоритм задания волокон

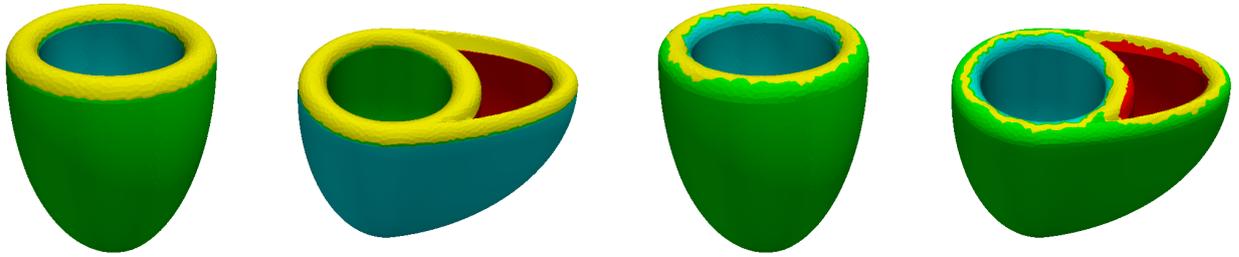


Рис. 3: Сегментация идеализированных геометрий для случая ЛЖ и двух желудочков сердца. Два изображения слева – сегментация основания относительно разделяющей плоскости. Два изображения справа – предлагаемый нами подход.

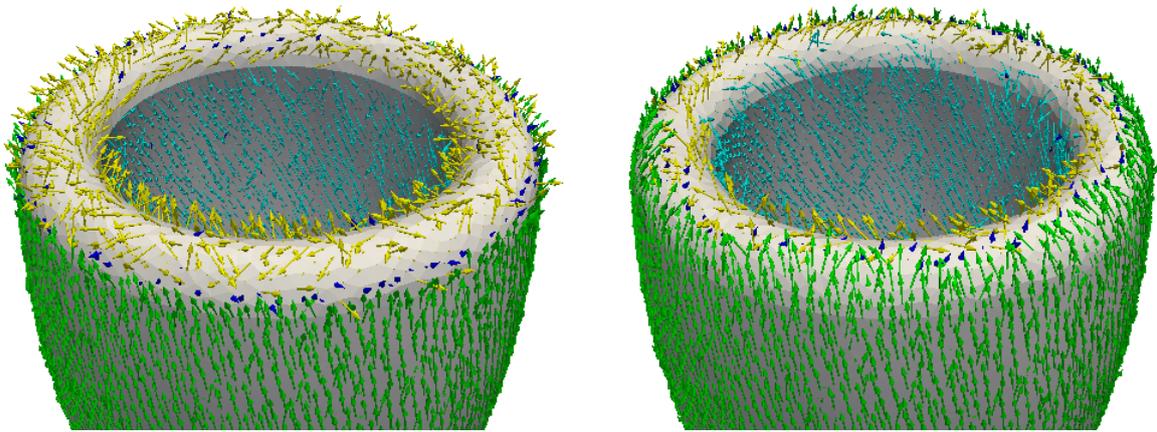


Рис. 4: Результаты построения волокон на основании. Слева: алгоритм сегментации основания относительно разделяющей плоскости. Справа: предлагаемый подход.

из работы [2].

По результатам работы алгоритма, нами было проведено качественное сравнение реалистичности результата с изображениями препаратов сердца с удаленными предсердиями из справочника [1]. Волокна субэндокарда в препаратах направлены в сторону зон прикрепления клапанов и лежат параллельно стенке, а не выходят на субэпикард (рис. 4). Такое стягивание к узкой зоне повторяется и в нашей модели. При разметке основания секущей плоскостью, волокна выходят на поверхность почти перпендикулярно к ней. Данные результаты демонстрируют преимущество нашего подхода над более простым.

Для качественного сравнения мы восстановили геометрию ЛЖ сердца с волокнами на основе данных ДТ МРТ собаки, находящихся в открытом доступе [7]. После этого мы сегментировали поверхностную сетку, выделяя основание по расположению относительно секущей плоскости и с помощью предлагаемого нами подхода. На основании двух сегментаций в объемной тетраэдральной сетке были заданы волокна. Визуализация данных ДТ МРТ и двух алгоритмов сегментации представлена на рис. 5.

Для количественной оценки мы сравнили направление волокон в узлах сетки по результатам работы алгоритмов и по данным ДТ МРТ. Для этого в каждой точке был рассчитан угол между векторами, определяющим направление хода волокон по данным ДТ МРТ и по алгоритмам. Назовем такой угол углом между направлениями волокон. Также мы проецировали векторы, задающие направления волокон, на плоскости, касательные к трансмуральному слою в узлах сетки. Таким образом, мы вводили угол между векторами в касательной к слою плоскости. Средние арифметические и среднеквадратичные отклонения распределения углов представлены в таблице. Гистограммы угла между направлением волокон в зоне основания представлены на рис. 6.

Использование предложенного нами алгоритма уменьшает среднее отклонение углов во всем ЛЖ не более чем на 1.5° . Однако, в регионе основания средняя ошибка улучшается уже на 11.06° . Отсутствие улучшения в углах при проецировании векторов на касательную к трансмуральному слою плоскость го-

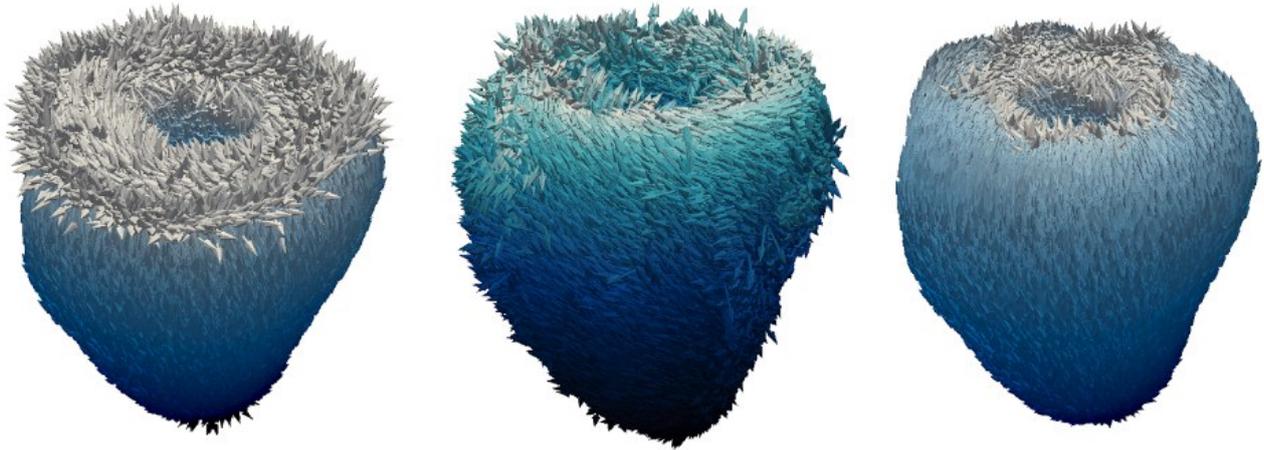


Рис. 5: Визуализация хода волокон в левом желудочке. Слева: результаты использования алгоритма сегментации относительно разделяющей плоскости. В центре: ход волокон, восстановленный по данным ДТ МРТ сердца собаки. Справа: результаты использования предлагаемого подхода.

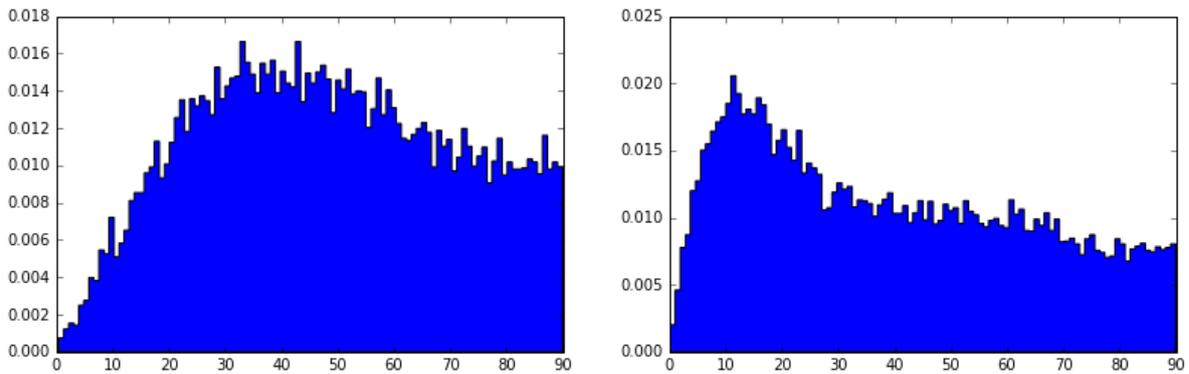


Рис. 6: Гистограммы угла между направлениями волокон в области основания. Слева применена сегментация основания выше определенной плоскости. Справа – сегментация основания предложенным нами алгоритмом.

ворит о том, что механизм улучшения заключается именно в уменьшении зоны, где волокна выходят на поверхность под углами, близкими к прямым.

Кроме того, мы провели проверку нашего алгоритма при альтернативном способе обработки тех же данных ДТ МРТ, выполненном с сохранением ПЖ и миокарда вокруг выносящего тракта ПЖ. В случае новой геометрии основание желудочков принимает более сложную форму.

Для сегментации поверхностной сетки алгоритмом, определяющим основание выше секущей плоскости, эксперт вручную выбрал пять различных плоскостей. Также сегментация была выполнена предлагаемым нами алгоритмом. Результаты представлены на рис. 7. Уменьшение среднего угла между направлением волокон составило от 10.49° до 5.92° в области основания при использовании предлагаемого нами алгоритма по сравнению с более простым подходом.

На основании этих численных данных можно сделать вывод, что наш подход обладает преимуществом, так как не зависит от выбора секущей плоскости и показывает лучшие результаты по сравнению с несколькими возможными вариантами сегментации, выполненной на основании экспертного мнения.

Таблица. Распределение углов между направлением волокон по данным ДТ МРТ и двумя вариантами сегментации. Среднее и среднеквадратичное отклонение.

	Весь ЛЖ		Зона основания	
	Разметка основания плоскостью	Предложенный нами подход	Разметка основания плоскостью	Предложенный нами подход
Угол между направлением волокон	$24.65^\circ \pm 23.9^\circ$	$23.04^\circ \pm 23.86^\circ$	$47.15^\circ \pm 22.28^\circ$	$36.09^\circ \pm 24.98^\circ$
Угол в касательной к слою плоскости	$27.93^\circ \pm 25.22^\circ$	$27.72^\circ \pm 25.22^\circ$	$33.12^\circ \pm 24.7^\circ$	$34.13^\circ \pm 24.66^\circ$

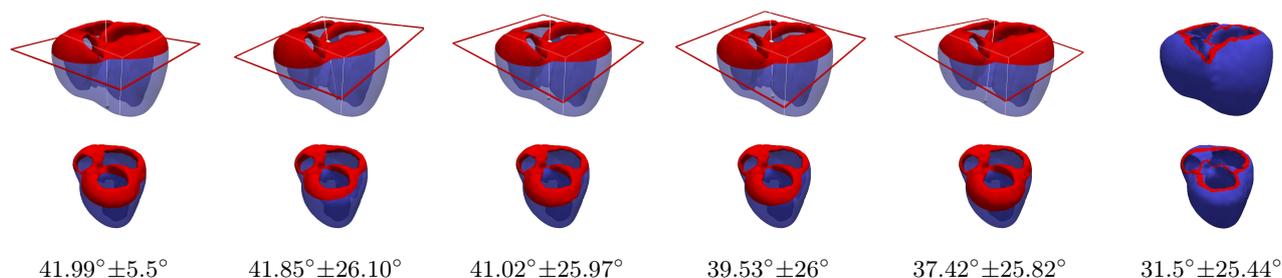


Рис. 7: Средние арифметические и среднеквадратичные отклонения распределения углов между направлением волокон в области основания желудочков для различных расположений секущей плоскости и по предлагаемому подходу. Первые пять моделей были построены путем выделения основания выше секущей плоскости. Шестая модель сегментировалась предложенным нами подходом.

4 Заключение

В данной работе был предложен метод сегментации поверхностной сетки сердца, состоящий из двух эвристических алгоритмов. Первый алгоритм выполняет первоначальную разметку сетки. Второй алгоритм сегментирует ее на зону эпикарда, эндокарда ЛЖ, эндокарда ПЖ и основание. Получившаяся сетка позволяет задавать поле направлений волокон методом [2] для геометрий с неплоским основанием.

Мы сравнивали предложенный нами подход с наиболее простой сегментацией, когда точки основания выделяются лежащими выше определенной плоскости, задаваемой экспертом. Наш подход качественно лучше согласуется с данными справочника [1]. Количественное сравнение показывает, что в области основания распределение угла между векторами в нашей модели значительно лучше.

Благодарности

Работа поддержана грантом Президиума РАН I.33П. Расчеты выполнялись на суперкомпьютере Уральского федерального университета и суперкомпьютере «УРАН» ИММ УрО РАН.

Список литературы

- [1] R.H. Anderson, D.E. Spicer, A.M. Hlavacek, A.C. Cook, and C.L. Backer. *Wilcox's Surgical Anatomy of the Heart*. Cambridge University Press, 2013.
- [2] JD Bayer, RC Blake, G Plank, and NA Trayanova. A novel rule-based algorithm for assigning myocardial fiber orientation to computational heart models. *Annals of biomedical engineering*, 40(10):2243–2254, 2012.
- [3] RH Clayton, Olivier Bernus, EM Cherry, Hans Dierckx, FH Fenton, L Mirabella, AV Panfilov, Frank B Sachse, G Seemann, and H Zhang. Models of cardiac tissue electrophysiology: progress, challenges and open questions. *Progress in biophysics and molecular biology*, 104(1):22–48, 2011.
- [4] Т.Н. Cormen. *Introduction to Algorithms*. MIT Press, 2009.

- [5] Debora Gil, Agnès Borràs, Ruth Aris, Mariano Vázquez, Pierre Lafortune, Guillaume Houzeaux, Jazmin Aguado, Manel Ballester, Chi Hion Li, and Francesc Carreras. What a difference in biomechanics cardiac fiber makes. In *International Workshop on Statistical Atlases and Computational Models of the Heart*, pages 253–260. Springer, 2012.
- [6] Patrick Helm, Mirza Faisal Beg, Michael I Miller, and Raimond L Winslow. Measuring and mapping cardiac fiber and laminar architecture using diffusion tensor MR imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1047(1):296–307, 2005.
- [7] Johns Hopkins University. DT MRI dataset. URL:http://gforge.icm.jhu.edu/gf/project/dtmri_data_sets/docman/?subdir=93.
- [8] James P Keener and James Sneyd. *Mathematical physiology*, volume 1. Springer, 2009.
- [9] A.A. Koshelev, A.E. Bazhutina, S.F. Pravdin, K.S. Ushenin, L.B. Katsnelson, and O.E. Solovyova. A modified mathematical model of the anatomy of the cardiac left ventricle. *Biophysics (Russian Federation)*, 61(5):785–792, 2016.
- [10] Alejandro Lopez-Perez, Rafael Sebastian, and Jose M Ferrero. Three-dimensional cardiac computational modelling: methods, features and applications. *BioMedical Engineering OnLine*, 14(1):1–31, 2015.
- [11] Sergey F Pravdin, Vitaly I Berdyshev, Alexander V Panfilov, Leonid B Katsnelson, Olga Solovyova, and Vladimir S Markhasin. Mathematical model of the anatomy and fibre orientation field of the left ventricle of the heart. *Biomedical engineering online*, 12(1):54, 2013.
- [12] Zhilin Qu, Jong Kil, Fagen Xie, Alan Garfinkel, and James N Weiss. Scroll wave dynamics in a three-dimensional cardiac tissue model: roles of restitution, thickness, and fiber rotation. *Biophysical Journal*, 78(6):2761–2775, 2000.
- [13] Damien Rohmer, Arkadiusz Sitek, and Grant T Gullberg. Reconstruction and visualization of fiber and laminar structure in the normal human heart from ex vivo diffusion tensor magnetic resonance imaging (DTMRI) data. *Investigative radiology*, 42(11):777–789, 2007.
- [14] DD Streeter. Gross morphology and fiber geometry of the heart wall. In *Handbook of physiology, Section 2. Volume 1*, pages 61–112. American Physiological Society, 1979.
- [15] K.S. Ushenin, S.F. Pravdin, Y.S. Alueva, T.V. Chumarnaya, and O.E. Solovyova. The study of scroll wave dynamics in personalized models of the left ventricle of the human heart. *Russian Journal of Numerical Analysis and Mathematical Modelling*, 31(5):305–316, 2016.

Segmentation of surface meshes of the cardiac ventricles for the modeling of myofiber direction field

Arseny D. Dokuchaev¹, Svyatoslav Yu. Khamzin^{1,2}, Konstantin S. Ushenin^{1,2}, Anastasia E. Bazhutina², Vladimir S. Zverev^{2,3}

1 – Institute of Immunology and Physiology (Yekaterinburg, Russia)

2 – Ural Federal University (Yekaterinburg, Russia)

3 – Krasovskii Institute of Mathematics and Mechanics (Yekaterinburg, Russia)

Keywords: heart simulation, fiber orientation, mesh segmentation, minimal cut.

Myocardial fiber field determines anisotropy of electrical conductivity and mechanical properties in myocardium. One of the most popular approaches to generate fibers in finite-element geometrical models of the heart is a rule-based approach. Such algorithms require specific segmentation of the surface mesh of the heart, with separation of the subepicardium, subendocardium and base. The quality of approximation of constructed fibers to experimental data essentially depends on the segmentation. Most appropriate manual segmentation is time consuming. In this work, we propose an algorithm for segmentation of surface mesh of the heart ventricles. Our algorithm is based on the geometrical properties of the mesh and a minimal cut of a graph representation of the mesh. The algorithm we developed allowed us to better fit experimental DT MRT data on the myofiber field for ventricles with complex basal shape.