

Автоматизированный комплекс построения персонализированной аналитической модели левого желудочка сердца

А.Е. Бажутина²

А.А. Кошелев^{2,1}

С.Ф. Правдин^{1,2}

К.С. Ушенин^{3,1,2}

1 – ИММ УрО РАН (Екатеринбург)

2 – УрФУ (Екатеринбург)

3 – ИИФ УрО РАН (Екатеринбург)

Аннотация

В работе представлен автоматизированный программный комплекс, предназначенный для построения персонализированной модели анатомии левого желудочка сердца, включая векторное поле направлений волокон миокарда. Желудочек в модели формируется из поверхностей, представляющих мышечные слои, заполненных кривыми — мышечными волокнами. Касательные к этим кривым формируют поле направлений волокон. С левым желудочком связывается модифицированная сферическая система координат, в которой границы желудочка являются координатными поверхностями. Персонализация модели производится подбором параметров по данным эхокардиографии, компьютерной томографии (КТ) или магнито-резонансной томографии (МРТ) сердца. Для этого изображения эхокардиографии в четырёхкамерной и двухкамерной позициях или срезы данных МРТ или КТ в нескольких сечениях приближаются модельным профилем. После этого, используя периодическую кубическую интерполяцию параметров модели по углу поворота, программа строит трёхмерное тело и рассчитывает векторное поле касательных к модельным волокнам. Комплекс используется для верификации модели левого желудочка по данным диффузионно-тензорной МРТ сердца человека.

1 Введение

В настоящее время активно исследуются пути диагностики и лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы и особенно самого сердца. В связи с этим активно развивается математическое и компьютерное моделирование электрической и механической функций сердца. Эти основные функции, обеспечивающие сокращение мышцы сердца и выброс крови в кровеносную систему, тесно взаимосвязаны и обе существенно зависят от формы и внутреннего строения миокардиальной стенки.

После создания и развития усредненных моделей левого желудочка (ЛЖ) (например, в виде усечённого эллипсоида [8]), большое развитие получило персонализированное компьютерное моделирование, при

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

In: A.A. Makhnev, S.F. Pravdin (eds.): Proceedings of the 47th International Youth School-conference "Modern Problems in Mathematics and its Applications", Yekaterinburg, Russia, 02-Feb-2016, published at <http://ceur-ws.org>

котором учитываются индивидуальные особенности конкретного человека или животного. Такое моделирование является особенно важным с точки зрения клинической практики, поскольку было показано, что форма желудочка и направления мышечных волокон влияют на распространение электрического сигнала в миокарде (см., например, [18]).

Для персонализированного компьютерного моделирования электрической и сократительной функций миокарда ЛЖ нужно задать трехмерную анатомическую модель желудочка. Важнейшим свойством миокарда, которое необходимо учитывать при моделировании, является анизотропия электрических и механических свойств ткани, состоящей из мышечных волокон. Существует несколько подходов к подготовке персонализированных расчётных данных. Наиболее очевидным является подход, в котором используются готовые данные диффузионно-тензорной томографии [9, 11, 22], но таких данных мало, особенно *in vivo*. Другой подход заключается в переносе карты направлений волокон миокарда, полученных по данным ДТ-МРТ, на другую геометрию [10, 23, 2], или использовании методов локального задания трансмурального вращения волокон миокарда [4, 5, 6, 19, 12]. В данной работе используется третий подход, основанный на математической модели формы и глобальном задании направления волокон в стенке ЛЖ. Данный подход позволяет построить достаточно хорошее приближение моделируемого объекта даже при малом объёме исходных данных и их плохом качестве.

В данной работе рассматривается автоматизированный программный комплекс персонализации аналитической модели формы и морфологии ЛЖ по данным медицинской визуализации сердца (эхокардиографии, КТ или МРТ).

2 Аналитическая модель левого желудочка сердца

ЛЖ представляется в виде аналитической математической модели. Данная модель по набору геометрических параметров ЛЖ формирует поверхности эпикарда и эндокарда, ограничивающие желудочек. В полученной геометрической области, используя специализированные пакеты (например, [7]), можно построить конечно-элементную сетку и задать в каждом элементе анизотропию среды.

Используемая модель является модификацией аналитической модели анатомии ЛЖ, представленной в [16, 17]. Модифицированы области у основания ЛЖ и в районе верхушки. Модель представляет собой тело вращения, заполненное слоями миокарда, каждый из которых заполнен кривыми — мышечными волокнами (рис. 1). Касательные к этим кривым задают поле направлений анизотропии. Модель разработана и модифицирована на базе концепции Торрента-Гуаспа [20] единой мышечной ленты желудочков и идеи о вложенных спиральных поверхностях [15].

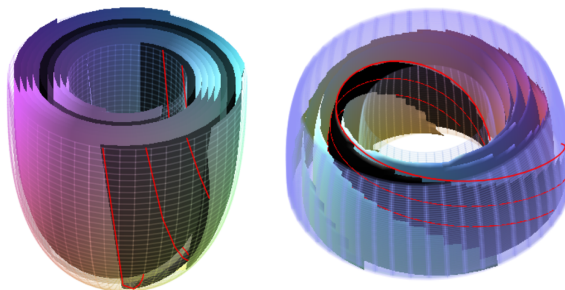


Рис. 1: Спиральные поверхности, используемые в модели ЛЖ. Красными линиями изображены мышечные волокна

В модели ЛЖ представляет собой тело вращения в модифицированной сферической системе координат (γ, ψ, φ) с вертикальной осью, проходящей от верхушки ЛЖ в направлении основания. Координата $\gamma \in [0, 1]$ — положение в толще стенки ЛЖ, $\gamma = 0$ соответствует поверхности эпикарда, $\gamma = 1$ — поверхности эндокарда. Координата $\psi \in [-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$ — широта. Экватором ЛЖ делится на 2 части, верхнюю — базальную и нижнюю — срединно-апикальную. Место стыковки частей имеет координату $\psi = 0$, а значение $\psi = -\frac{\pi}{2}$ соответствует верхушке ЛЖ. Координата φ — угол поворота вокруг оси ЛЖ, т.е. долгота.

Основными параметрами модели, задающими форму профиля ЛЖ в продольном сечении ($\varphi = const$), являются радиусы на экваторе, формы поверхностей эпи- и эндокарда ЛЖ, высоты срединно-апикальной и базальной частей. Глобальными параметрами, не зависящими от угла φ , являются: угол φ_{max} , на который

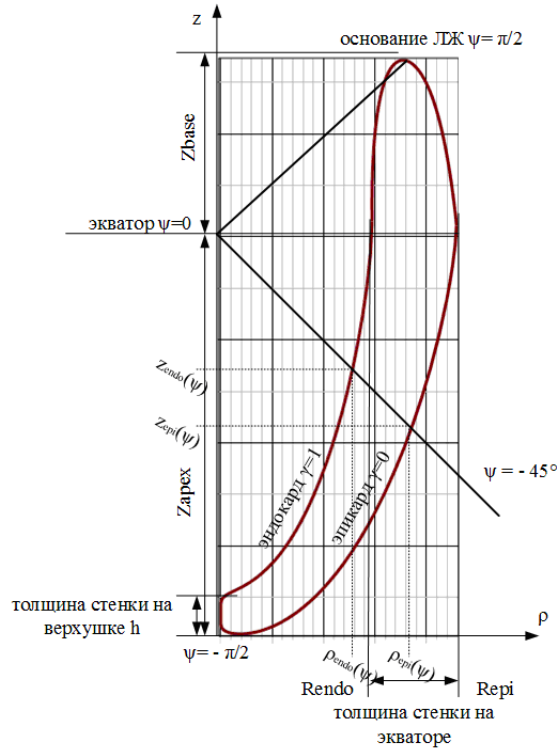


Рис. 2: Профиль стенки ЛЖ при фиксированном угле φ

заворачиваются спиральные поверхности, и толщина ЛЖ на верхушке h (рис. 2). Кроме параметров, зависящих от угла поворота φ , спиральные поверхности отличаются начальным положением, т.е. значением координаты $\varphi = \varphi_0$, при котором поверхность касается эпикарда ЛЖ. В результате ЛЖ представляется объёмом, определяемым в цилиндрических координатах следующим образом:

$$\rho(\gamma, \psi, \varphi) = \begin{cases} R_b(\gamma, \varphi) \cdot \left(1 - \left(\frac{\psi}{\pi/2}\right)^{p_b(\gamma, \varphi)}\right), & 0 \leq \psi \leq \frac{\pi}{2}; \\ R_a(\gamma, \varphi) \cdot \left(1 - \left(\frac{\psi}{\pi/2}\right)^{p_a(\gamma, \varphi)}\right), & -\frac{\pi}{2} \leq \psi \leq 0; \end{cases}$$

$$z(\gamma, \psi, \varphi) = \begin{cases} Z_b(\gamma, \varphi) \cdot \sin(\psi) + Z_a(\gamma, \varphi), & 0 \leq \psi \leq \frac{\pi}{2}; \\ (Z_a(\gamma, \varphi) - h\gamma) \cdot \sin(\psi) + Z_a(\gamma, \varphi), & -\frac{\pi}{2} \leq \psi \leq 0. \end{cases}$$

Данный объём заполняется спиральными поверхностями, определяемыми зависимостью координаты φ от γ и начального угла φ_0 :

$$\varphi(\gamma) = \varphi_0 + \gamma \cdot \varphi_{\max}.$$

Волокно на слое строится как пространственная кривая, заданная уравнением:

$$\psi(\gamma) = (-1)^j \cdot \frac{\pi}{2} \cdot \left(1 - 2^s \cdot \left|\gamma - \frac{1}{2}\right|^s\right),$$

где $j = 1$ в срединно-апикальной части, $j = 2$ в базальной части.

Для персонификации модели по реальным данным, мы приближаем вертикальные сечения ЛЖ при различных углах φ . Интерполяцией меридиональных сечений по углу φ , аналогично [2], получается весь модельный желудочек.

3 Персонификация модели

Для формирования массива параметров модели по данным медицинской визуализации сердца нами разработан программный комплекс автоматизированной подгонки модели ЛЖ. Задача персонификации

модели заключается в подборе параметров таким образом, чтобы модель наиболее точно воспроизводила особенности формы и морфологии конкретного сердца.

Для подбора параметров можно использовать изображение эхокардиографии в четырехкамерной и двухкамерной проекциях или подготовленные двумерные срезы трёхмерных данных МРТ и КТ вдоль заданной пользователем оси ЛЖ (рис. 3). На полученных изображениях определяются геометрические характеристики поверхностей эпикарда и эндокарда, служащие входными параметрами модели. Для этого оператор накладывает на изображение сечение модельного ЛЖ с параметрами по умолчанию так, чтобы на изображении и контуре модели совпали верхушка и ось ЛЖ (рис. 4). После этого параметры модели (высота базальной и срединно-апикальной частей ЛЖ, радиусы на основании и экваторе ЛЖ, толщина ЛЖ на верхушке, кривизна поверхностей эпикарда и эндокарда и др.) подбираются оператором движением ползунка (рис. 5).

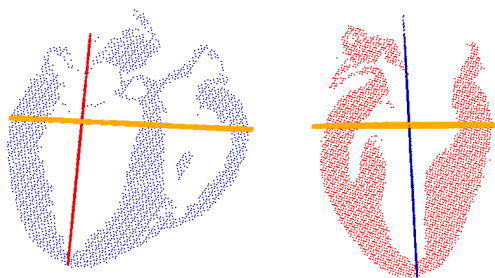


Рис. 3: Четырехкамерная и двухкамерная проекции сердца человека [1]

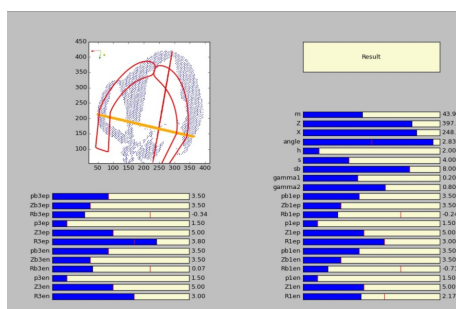


Рис. 4: Наложение контура модели на исходные данные

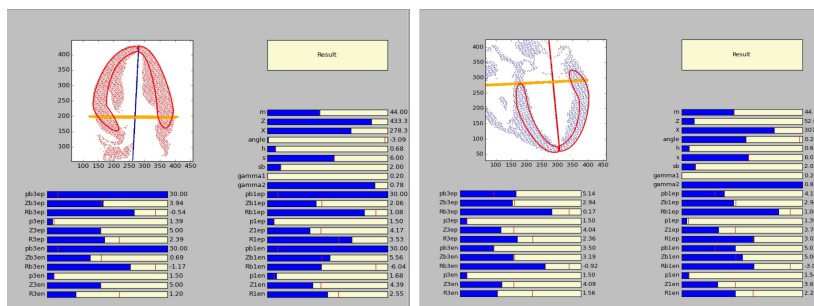


Рис. 5: Подбор параметров модели

Полученные в сечениях параметры модели интерполируются по углу φ периодическими кубическими сплайнами.

Автоматизированная программа подгонки состоит из двух компонент: скрипта, строящего сечение модельного ЛЖ, и графического интерфейса с ползунками для подбора параметров модели. Программа разработана на языке Python 2.7 с использованием модулей matplotlib [13], numpy [21] и scipy [14].

Для визуализации использовалось программное обеспечение с открытым исходным кодом ParaView [3] (рис. 6).

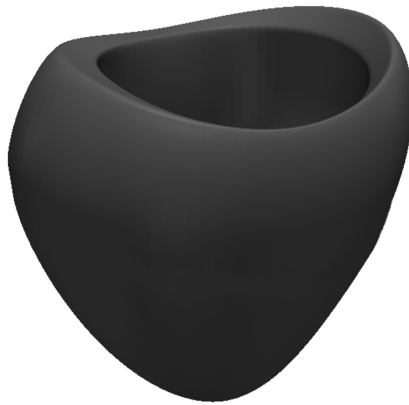


Рис. 6: Визуализация трехмерной модели ЛЖ в Paraview

Программа используется для верификации поля направлений волокон миокарда, задаваемого предложенной аналитической моделью. Для верификации модели использовались данные ДТ-МРТ, представленные в открытом доступе на сайте Университета Джона Хопкинса (Балтимор, США) [1]. В экспериментальных данных выбирается ось ЛЖ, далее делается два вертикальных среза вдоль выбранной оси, один срез проходит через середину правого желудочка, второй ему перпендикулярно, аналогично стандартным двух- и четырёхкамерным позициям при эхокардиографическом обследовании (рис. 3). После подгонки полученных плоских срезов и интерполяции параметров проводится сравнение векторных полей направлений волокон миокарда. Глобальное сравнение происходит следующим образом: для точек модели в толще стенки находится ближайшая точка в ДТ-МРТ; вычисляется угол между векторами направлений в этих точках (рис. 7). На трёхмерном изображении ЛЖ и диаграмме видно, что модель достаточно хорошо приближает экспериментальные данные, но для более точного приближения требует дальнейшей доработки. Разработанный комплекс позволяет довольно просто вносить изменения как в форму профиля ЛЖ при фиксированном угле поворота, так и в функцию, задающую ход волокна в толще стенки; строится диаграмма распределения отклонения векторных полей (рис. 8).

4 Заключение

Разработанный программный комплекс позволяет удобно и быстро подобрать параметры аналитической модели ЛЖ, соответствующие конкретным экспериментальным данным. Например, модель может быть построена, даже если мы имеем только 2 снимка эхокардиографии в двухкамерной и четырёхкамерной проекциях. Данный программный комплекс позволяет построить трёхмерную расчётную область и задать в ней направление волокон миокарда.

Благодарности

Исследование выполнено при поддержке программы РАН I.33П «Фундаментальные проблемы математического моделирования. Фундаментальные проблемы факторизационных методов в различных областях. Алгоритмы и математическое обеспечение для вычислительных систем сверхвысокой производительности», проект «Разработка вычислительных методов и программных средств для трёхмерного моделирования сердечно-сосудистой системы» (0401-2015-0025).

Список литературы

- [1] DT-MRI dataset of a human heart
http://gforge.icm.jhu.edu/gf/project/dtmri/_data/_sets/docman/?subdir=93.

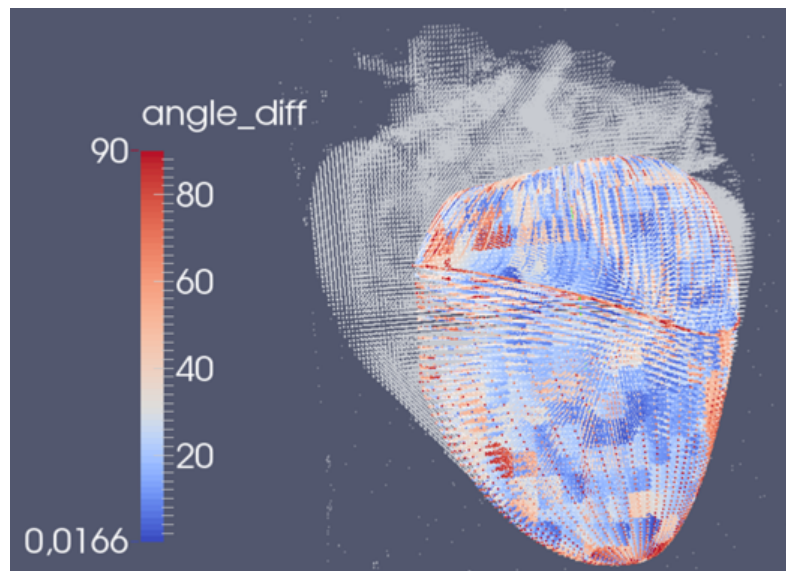


Рис. 7: Глобальная верификация направления мышечных волокон

- [2] Jazmin Aguado-Sierra, Adarsh Krishnamurthy, Christopher Villongco, Joyce Chuang, Elliot Howard, Matthew J. Gonzales, Jeff Omens, David E. Krummen, Sanjiv Narayan, Roy C.P. Kerckhoffs, and Andrew D. McCulloch. Patient-specific modeling of dyssynchronous heart failure: A case study. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 107(1):147 – 155, 2011. Experimental and Computational Model Interactions in Bio-Research: State of the Art.
- [3] James Ahrens, Berk Geveci, and Charles Law. *ParaView: An End-User Tool for Large Data Visualization, Visualization Handbook*. Elsevier, 2005.
- [4] J.D. Bayer, R.C. Blake, G. Plank, and N.A. Trayanova. A novel rule-based algorithm for assigning myocardial fiber orientation to computational heart models. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(10):2243–2254, 2012.
- [5] R. Beyar and S. Sideman. A computer study of the left ventricular performance based on fiber structure, sarcomere dynamics, and transmural electrical propagation velocity. *Circulation Research*, 55(3):358–375, 1984.
- [6] M.J. Bishop, G. Plank, R.A.B. Burton, J.E. Schneider, D.J. Gavaghan, V. Grau, and P. Kohl. Development of an anatomically detailed mri-derived rabbit ventricular model and assessment of its impact on simulations of electrophysiological function. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 298(2):H699–H718, 2010.
- [7] Christophe Geuzaine and Jean-François Remacle. GMSH: A 3-D finite element mesh generator with built-in pre- and post-processing facilities. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 79(11):1309–1331, 2009.
- [8] Serdar Göktepe and Ellen Kuhl. Electromechanics of the heart: a unified approach to the strongly coupled excitation–contraction problem. *Computational Mechanics*, 45(2-3):227–243, 2010.
- [9] V. Gurev, T. Lee, J. Constantino, H. Arevalo, and N.A. Trayanova. Models of cardiac electromechanics based on individual hearts imaging data: Image-based electromechanical models of the heart. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 10(3):295–306, 2011.
- [10] P. Helm, M.F. Beg, M.I. Miller, and R.L. Winslow. Measuring and mapping cardiac fiber and laminar architecture using diffusion tensor mr imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1047:296–307, 2005.

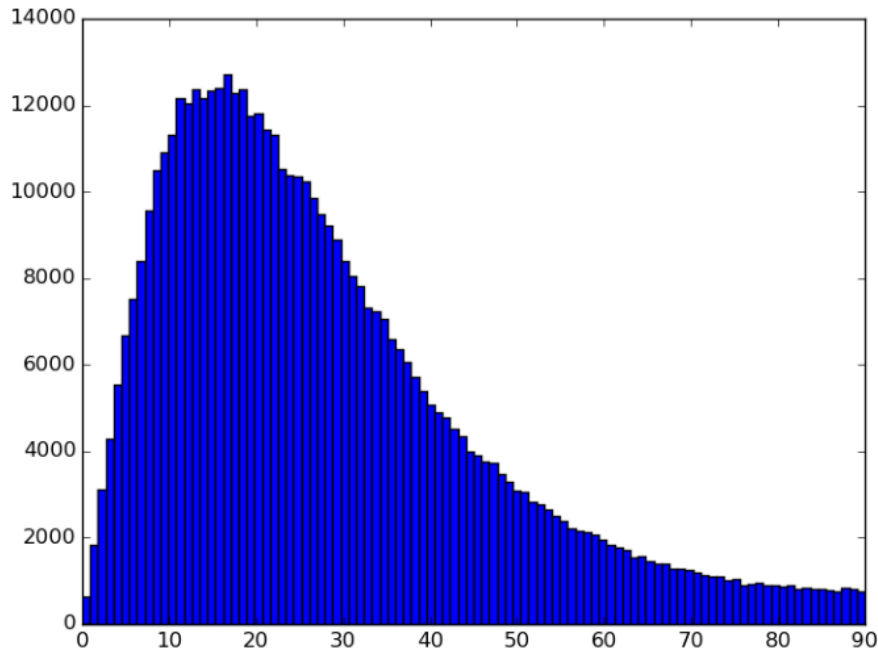


Рис. 8: Диаграмма глобальной верификация направления мышечных волокон

- [11] P.A. Helm, H.-J. Tseng, L. Younes, E.R. McVeigh, and R.L. Winslow. Ex vivo 3d diffusion tensor imaging and quantification of cardiac laminar structure. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(4):850–859, 2005.
- [12] Rok Hren. *A realistic model of the human ventricular myocardium: application to the study of ectopic activation*. PhD thesis, Dalhousie University, 1996.
- [13] J. D. Hunter. Matplotlib: A 2d graphics environment. *Computing In Science & Engineering*, 9(3):90–95, 2007.
- [14] Eric Jones, Travis Oliphant, Pearu Peterson, et al. SciPy: Open source scientific tools for Python, 2001–<http://www.scipy.org/>. [Online; accessed 2016-04-23].
- [15] James Pettigrew. On the arrangement of the muscular fibres of the ventricular portion of the vertebrate heart; with physiological remarks. *Proceedings of the Royal Society of London*, 12:536–536, 1862.
- [16] S. F. Pravdin, V. I. Berdyshev, A. V. Panfilov, L. B. Katsnelson, O. Solovyova, and V. S. Markhasin. Mathematical model of the anatomy and fibre orientation field of the left ventricle of the heart. *BioMedical Engineering Online*, 12(1), 2013.
- [17] Sergei Pravdin. Nonaxisymmetric mathematical model of the cardiac left ventricle anatomy. *Russian Journal of Biomechanics*, 17(4):75–94, 2013.
- [18] Sergey F Pravdin, Hans Dierckx, Leonid B Katsnelson, Olga Solovyova, Vladimir S Markhasin, and Alexander V Panfilov. Electrical wave propagation in an anisotropic model of the left ventricle based on analytical description of cardiac architecture. *PloS one*, 9(5):e93617, 2014.
- [19] Gunnar Seemann. *Modeling of electrophysiology and tension development in the human heart*. Universitätsverlag Karlsruhe, 2005.
- [20] F. Torrent-Guasp. *The Cardiac muscle*. Madrid: Guadarrama, 1973.

- [21] Stefan Van Der Walt, S Chris Colbert, and Gael Varoquaux. The numpy array: a structure for efficient numerical computation. *Computing in Science & Engineering*, 13(2):22–30, 2011.
- [22] Y.W. Vicky. *Modelling In Vivo Cardiac Mechanics using MRI and FEM*. PhD thesis, University of Auckland, 2012.
- [23] Y. Zhang, X. Liang, J. Ma, Y. Jing, M.J. Gonzales, C. Villongco, A. Krishnamurthy, L.R. Frank, V. Nigam, P. Stark, S.M. Narayan, and A.D. McCulloch. An atlas-based geometry pipeline for cardiac hermite model construction and diffusion tensor reorientation. *Medical Image Analysis*, 16(6):1130–1141, 2012.

An automated program complex for constructing personified analytical models of the cardiac left ventricle

*Anastasiya E. Bazhutina*², *Anton A. Koshelev*^{2,1}, *Sergei F. Pravdin*^{1,2}, *Konstantin S. Ushenin*^{3,1,2}

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

2 – Ural Federal University (Yekaterinburg, Russia)

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

Keywords: left ventricle, myocardial architecture, myocardial sheets, mathematical anatomy, analytical cardiac model, python, matplotlib.

An automated system for constructing personified models of geometry and fibre direction field of the cardiac left ventricle is presented. The model ventricle is composed of surfaces corresponding to myocardial layers. On each layer, a set of curves corresponding to myocardial fibres is defined. Tangents to these curves form the myofibres direction field. The left ventricle is linked with a spherical-like coordinate system where the ventricle boundaries are coordinate surfaces. For personification of the model, we approximate a set of left ventricle sections by model profiles at some longitudes. For this purpose, we use four-chamber and two-chamber echocardiography views or 2-D slices of the cardiac tomography data (CT or MRT). Then, using periodic cubic interpolation of model parameters, a 3-D model is constructed. In the model, fibres directions are calculated as tangents to the curves on spiral surfaces. By means of the system proposed, the mathematical heart model was verified using a human DT-MRT dataset.