

## Разработка имитационной модели сократительной функции сердца в среде Autodesk Maya

М.В. Титова, Т.Н. Томчинская  
m-titova@list.ru | tomchinskaya@mail.ru

Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева, Нижний Новгород, Россия

*Представлена динамическая имитационная модель сократительной функции сердца. Сократительная функция реализована на основе моделирования управляющих волокон трех типов по Атласу анатомии человека. Определен алгоритм локальной параметризации сократительной функции сердца, открытый для реализации управления параметрами через данные о локальном кровоснабжении или воздействии лекарственных средств или через их имитацию. Алгоритм действия имитационной модели показан на примере только левого желудочка сердца, но встроена в полную трёхмерную модель желудочкового комплекса сердца. Имитационная модель реализована как твердотельная параметризованная модель в инструментальной среде Autodesk Maya. Планируется продолжение работы и реализация полной модели четырёхкамерного сердца человека.*

**Ключевые слова:** имитационная модель, сердце человека, желудочковый комплекс, сократительная функция.

## Development of a simulation model of the contractile function of the heart in an Autodesk Maya environment

M.V. Titova, T.N. Tomchinskaya  
m-titova@list.ru | tomchinskaya@mail.ru

Nizhny Novgorod State Technical University n.a. R.E. Alekseev, Nizhny Novgorod, Russia

*A dynamic simulation model of the contractile function of the heart is presented. The contract function is realized on the basis of modeling of control muscle fibers of three types according to the Atlas of human anatomy. An algorithm for the local parametrization of the contractile function of the heart is open to realize the management of parameters through data on local blood supply or the effect of drugs or through their imitation. The algorithm of the simulation model is shown for the example of the left ventricle of the heart only, but it is built into the full three-dimensional model of the ventricular complex of the heart. The simulation model is implemented as a solid-state parametrized model in the Autodesk Maya tool environment. It is planned to continue the work and realize the full model of the four-chambered human heart.*

**Keywords:** imitation model, human heart, ventricular complex, contractile function.

### 1. Введение

Еще в 2009 году лидеры фирмы Microsoft видели участие в создании вычислительной супермодели человека с полным циклом его физиологии [1] как одну из важнейших задач фирмы. Экономические причины этого сегодня понятны, но решение этой задачи является очень наукоемким и требующим времени. Так, представляется, что комплексные модели органов, способные не только моделировать физиологические свойства органа, но и изменение геометрии органа и его функций при изменении положения тела человека, появятся еще не скоро.

Модель должна допускать ее вариацию для исследования многих типовых групп пациентов (по возрасту, по полу, по стадиям заболевания, по сопутствующим заболеваниям). Во всех случаях необходима персонализация модели каждого органа и каждой системы по данным объективных медицинских исследований и, прежде всего, 3D данным томографии.

Персонализация модели попутно может решать также задачу детектирования и количественной оценки аномалий органа и, на этой основе, автоматизации диагностики и отслеживания состояния пациента, в том числе на ранних стадиях заболевания.

### 2. Обзор моделей сердца

В зависимости от целей применения модели сердца может меняться состав ее элементов, состав и сложность математических моделей, набор функций. Модели для цифровой медицины требуют биологически и

физиологически корректной реализации, и визуализации. Велик сегодня интерес к динамическим моделям электрической и мышечной активности сердца.

Моделирование электрической активности требует адекватного, допуская конечно и упрощения, геометрического моделирования сердца [2]. А анизотропное моделирование сократительной функции сердца требует знания мышечной структуры и ориентации мышечных волокон во всех тканях сердца [3,4]. Задача является сложной и в функциональном моделировании чаще всего исследователи ограничиваются моделированием только левого желудочка.

В последние годы стала активно решаться задача персонализации модели по данным объективных медицинских исследований, прежде всего по данным томографии [5]. Начали применяться и методы автоматизации цифровой реконструкции сердца. Так в [6] на основе данных КТ реконструируется воксельный мышечный каркас всех 4-х камер сердца, затем этот каркас сглаживается и используется для построения конечноэлементной сетки. Такая сетка требует далее еще и сегментации, отражающей ее тканевое наполнение.

В работе [7] исследуется автоматизация построения геометрической модели левого желудочка сердца собаки по данным МРТ (магниторезонансной томографии), которая бы позволила моделировать кровоток (гемодинамику) левого желудочка в здоровом сердце и пораженном болезнью. Публикация [8] исследует модели сокращения сердца, построенные на основе знания типа ориентации мышечных волокон в конкретном участке мышечной ткани.

Работа по созданию геометрических моделей сердца ведется достаточно давно. Ее первой целью было создание

трехмерных анатомических атласов. К настоящему времени создание геометрических моделей приобрело новое дыхание в связи с востребованностью динамических симуляторов конкретных функций органов и мастер-моделей для их персонализации по данным пациента. Нароботан достаточно серьезный электронный ресурс моделей сердца [9]. Среди моделей этого ресурса есть как статические, так и динамические модели. Но нет таких, которые меняли бы свое поведение при дифференцированном внешнем воздействии. В частности, нет динамических моделей мышечной активности сердца, которые бы учитывали направления волокон сердечной мышцы и допускали при этом управление мышечной активностью.

Задача создания такой модели сердца решается в настоящей работе. Результатом должна явиться параметризация сокращений сердца параметрами ведущих мышечных волокон сложной структуры.

### 3. Требования, предъявляемые к модели

Несмотря на наличие в Интернет готовых моделей органов человека, разного уровня детализации, многие компании предпочитают создавать собственные модели. Существует ряд типовых причин этого:

1) ориентированность многих моделей только на визуализацию, а отсюда: представлена только поверхность (не представлен объем), низкая степень детализации, отсутствие сегментации модели на анатомические компоненты (можно решить вопрос, доработав модель);

2) проблема с получением патента;

3) ограниченность функционирования вне среды разработки модели;

4) статичность или отсутствие параметризации модели, и, следовательно, отсутствие возможности построить семейство моделей.

Сейчас существует большое количество программных сред для создания 3D моделей, и не все они подходят для вышеперечисленных задач. Подход сегодняшнего дня предъявляет к модели в их исполнении следующий ряд типовых требований:

1) модель должна быть твердотельной;

2) высокая детализация;

3) она должна быть параметризованной и анимированной;

4) текстурирование близкое к фотореализму;

5) доступный формат представления модели.

Однако, если для виртуальной реальности этого может хватить, то для цифровой медицины этих требований далеко недостаточно. Рассмотрим (табл.1) лучшие модели сердца из набора, представленного на сайте [9].

Таблица 1. Характеристики существующих моделей

Характеристики	Модель 1	Модель 2	Модель 3	Модель 4	Модель 5
Геометрия	Polygonal Quads	Polygonal	Polygonal Quads/Tris	Polygonal	Polygonal Quads/Tris
Число полигонов	57 244	17 910	70 510	26 958	255 877
Число вершин	57 338	18 421	90 095	26 824	288 575
Материалы текстур	Да	Да	Да	Нет	Да
Анимация биения сердца	Да (22 кадра)	Нет	Нет	Нет	Нет
Фотореализм	Да	Нет	Да	Да	Да
Внутренние элементы (желудочки, предсердия, клапаны)	Нет	Да	Нет	Да	Да

Анимация внутрен. элементов	Нет	Нет	Нет	Нет	Нет
Стоимость	299\$	299\$	119\$	299\$	139\$
Soft	Modo 9	Maya 2008	Maya 2013	Cinema 4D 11.5	Maya 2014

Как видно из характеристик моделей, ни одна из них не соответствует полностью требованиям с точки зрения виртуальной реальности.

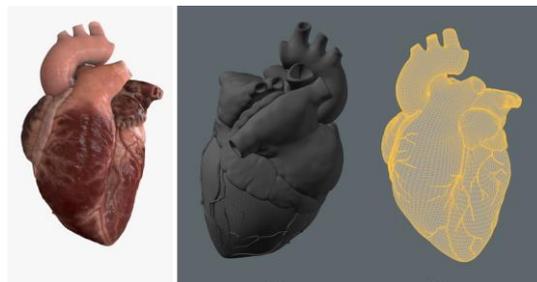


Рис. 1. Рендер, сетка и модель сердца (вариант 1)

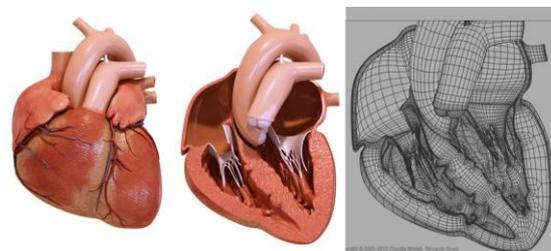


Рис. 2. Рендер и сетка модели сердца (вариант 2)

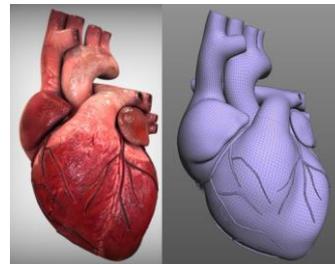


Рис. 3. Рендер, сетка и модель сердца (вариант 3)

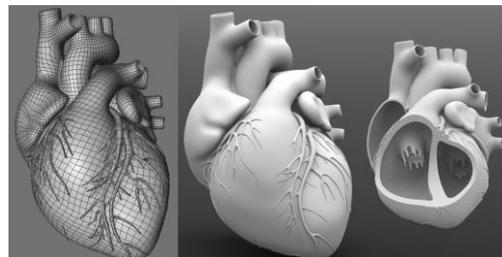


Рис. 4. Сетка и модель сердца (вариант 4)

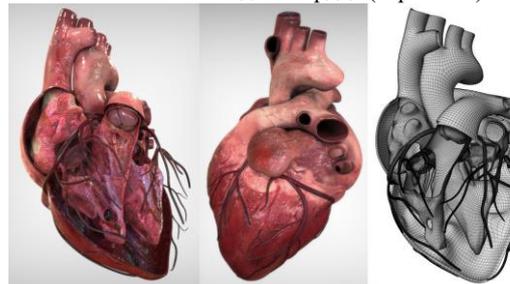


Рис. 5. Рендер, сетка и модель сердца (вариант 5)

Анализируя выбранные модели, можно выделить следующие недостатки. Все модели платные от 119\$ до 299\$. Две модели не имеют внутренних элементов (рис.1, рис.3). Высоко детализированная модель не является твердотельной (рис.5), фотореалистичные текстуры и материалы отсутствуют у модели на рис.4, отсутствует анимация у моделей на рис.2-рис.5.

Цифровая медицина выдвигает следующие дополнительные требования:

- 1) присутствие в модели тех систем, которые исследуются (проводящей, сосудистой, мышечной)
- 2) топографическая и функциональная взаимосвязанность систем
- 3) возможность параметризации и персонализации модели в исследуемых параметрах
- 4) возможность экстракции параметров формы и плотности тканей модели из данных трехмерных медицинских исследований (томографии);
- 5) анатомическая полнота модели: присутствие всех необходимых для исследования систем сердца;
- 6) функциональная адекватность систем и управляемость систем исследуемыми факторами [3].

#### 4. Геометрическая модель сердца

Как видно из обзора работ, модели мышечных тканей сердца, используемые сегодня в практике отечественных и зарубежных исследований, практически не реализуют реальные структуры мышечных волокон, заменяя их приближенными полями направлений.

Для контроля реалистичности нашей модели с точки зрения ее анатомии использован «Атлас анатомии человека» (авторы: Р.Д. Синельников, Я.Р. Синельников). Построение модели сердца выполнено в профессиональном программном продукте Autodesk Maya. Модель сердца состоит из множества элементов, таких как мышцы, хорды, желудочки, предсердия, клапаны, легочная артерия и корень аорты. Желудочковый комплекс сердца является одним из основных компонентов сердца. Каждый элемент моделировался здесь отдельно. Объединение элементов выполнено средствами функций Attach и Merge.

Известно, что мышечные волокна сердца имеют весьма сложную макроструктуру (рис. 6).

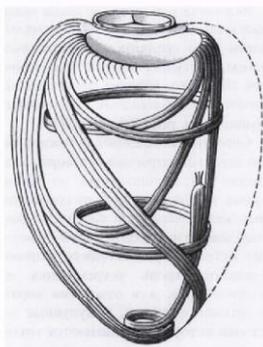


Рис. 6. Направление мышечных пучков стенки левого желудочка (схема, по Атласу анатомии человека)

Основой создаваемой модели является специальные референсные поверхности левого желудочка (ЛЖ). Референсная поверхность топологически эквивалентна сфере и может быть создана на основе стандартного элемента «Сфера», путем перемещения точек, а также добавления новых ребер при помощи команды Multi-cut. При корректировке созданной формы использовался инструмент «Skulpt a geometry object». Таким образом

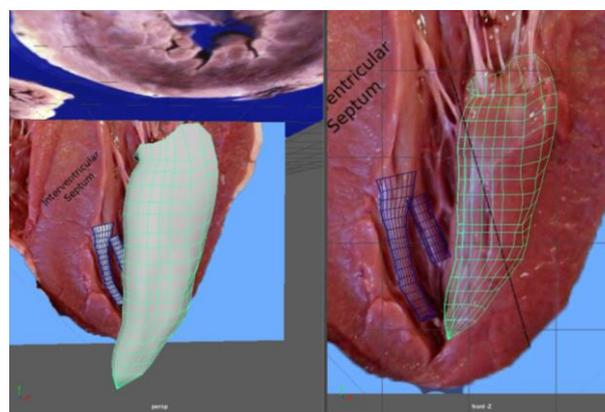
можно контролировать любой изгиб и шероховатость поверхности. Результат практически эквивалентен модели, использованной в диссертации С.Ф.Правдина «Математическое моделирование структуры и функции левого желудочка сердца» [10], построенной аналогично экспериментальным данным и модели [11] внешней (epi) и внутренней (endo) поверхностей ЛЖ, как поверхности вращения в цилиндрических координатах  $(\rho, \psi, z)$ :

$$\rho_{\text{endo;epi}}(\psi) = r_{a,b} (\varepsilon \cdot \cos \psi + (1 - \varepsilon)(1 - \sin \psi));$$

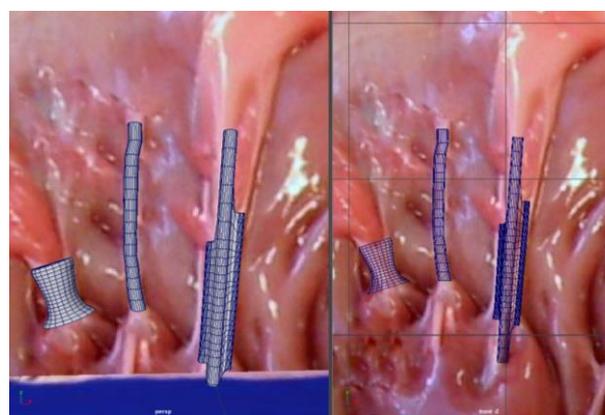
$$z_{\text{endo;epi}}(\psi) = z_{a,b} (1 - \sin \psi)$$

где  $\varepsilon \in [0,1]$  - параметр, задающий форму стенки ЛЖ от конуса при  $\varepsilon=0$ , до эллипсоида вращения, при  $\varepsilon=1$ ;  $r_a, r_b$  - радиусы внутренней и внешней поверхностей на экваторе;  $\psi$  - широта (от 0 до 90). Созданная на данной поверхности параметрическая сетка затем будет играть важную роль управляющую сокращением желудочка.

Созданные далее методом полигонального моделирования необходимые элементы модели левого желудочка представлены на рисунке 7.



а)



б)

Рис.7. а) крупные и мелкие сосочковые мышцы; б) хорды.

Согласно рис.6 смоделировано фиброзное кольцо, к которому происходит крепление всех мышечных волокон. На данном этапе принято решение реализовать управление сокращением левого желудочка через изменение длины трех типовых мышечных волокон, задающих движение соответствующих зон сердечной мышцы (рис.6). Для моделирования каждого из волокон создается NURBS-кривая осевой линии волокна  $P(t)$ , все контрольные точки которой расположены на соответствующей референсной поверхности желудочка. В среде Maya для этого используем привязку Make the selection object live. В текущем варианте

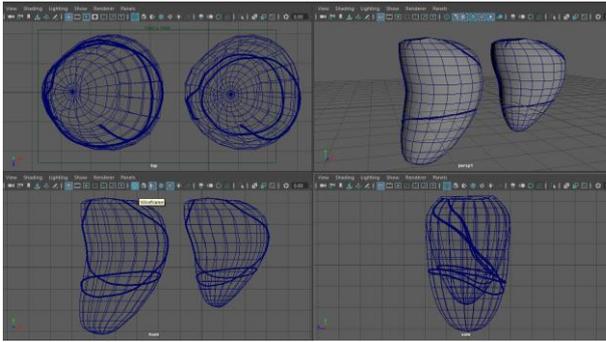


Рис. 9. Визуализация ЛЖ сердца в состояниях диастолы и систолы, созданных изменением длины управляющих волокон

осевая линия имеет 15 ( $m=15$ ) узлов  $P_i$  в однородных координатах и 14 сегментов:

$$P(t) = \sum_{i=1}^m B_{i,3}(t)P_i w_i$$

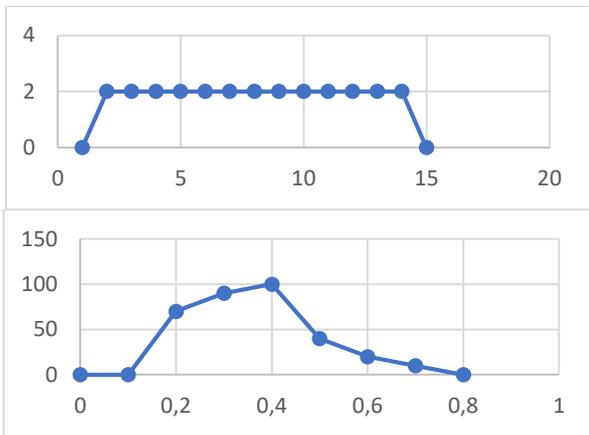


Рис.8 Пример графиков управления: а)максимальная величина коэффициента сжатия сегмента в управляющих точках сплайна; б)изменение коэффициента сжатия (%) во времени (время в сек.): желудочковая систола и диастола

где  $B_{i,3}$ - коэффициенты Кокса-де-Бура для NURBS 3 степени. Распределение абсолютной величины сжатия по направлениям сетки поверхности в каждой точке осевой линии зависит от наклона сплайна к вертикальной оси поверхности. Например, если волокно образует горизонтальное кольцо, то сжатие происходит только в горизонтальной плоскости; если направлено параллельно оси Z, то сжатие только вертикальное; если направлено под углом, то сжатие вдоль оси волокна раскладывается на вертикальную и горизонтальную проекции. Управление величиной сжатия может осуществляться как посегментно, так и непрерывно в каждой точке осевой линии мышечного волокна. В текущем варианте коэффициент сжатия участков сплайна задан графиком и в норме считается постоянным по всей длине за исключением начального и конечного сегментов (Рис.8а). Изменением коэффициента сжатия во времени управляет еще один график (Рис.8б).

Если управляющие волокна каждого из трех типов представлены одним экземпляром, то можно принять его воздействие однородным по всему горизонтальному слою сетки. Вся вертикальная ось желудочка должна быть

поделена на три зоны влияния (для каждого типа – своя зона) с условиями непрерывности стыковки. На рисунке 9 показан ЛЖ сердца в диастолы и систолы, в качестве примера управления, реализованного таким образом.

Еще более интересна возможность локального управления сократимостью волокон в каждой точке миокарда, связанная с кровоснабжением участка или воздействием лекарств. В этом случае необходимо замощение поверхности желудочка такими волокнами с некоторым шагом. Это может быть сделано подобно аппарату, представленному в [10], для образов хорд сплайна на полуокруге радиуса  $R = \varphi_{max} \cdot (r + l)/\pi$ :

$$\begin{aligned} \rho(\Phi) &= \frac{Y}{\sin \Phi} \cdot \left( r + l \frac{\Phi}{\pi} \right), \\ \varphi(\Phi) &= \varphi_{max} \cdot \Phi/\pi, \\ z(\Phi) &= z_{sp}(\rho(\Phi), \varphi(\Phi)), \end{aligned}$$

где разные значения параметра  $Y \in (0, R)$  отвечают разным волокнам,  $\Phi \in \left[ \arcsin \frac{Y}{R}, \pi - \arcsin \frac{Y}{R} \right]$ ,  $z_{sp}(\rho, \varphi)$  — явное выражение спиральной поверхности в цилиндрической системе координат,  $r$  - внутренний радиус ЛЖ на экваторе;  $l$  — толщина стенки ЛЖ на экваторе;  $z$  — аппликата внутренней поверхности ЛЖ,  $\varphi_{max} > \pi$  – угол закрутки миокарда.

Твердотельный образ мышечных волокон создается стандартным выдавливанием (extrud) полигонального круга вдоль осевой линии волокна.

После построения имитационной модели левого желудочка аналогично создается модель правого желудочка (Рис.10,11).

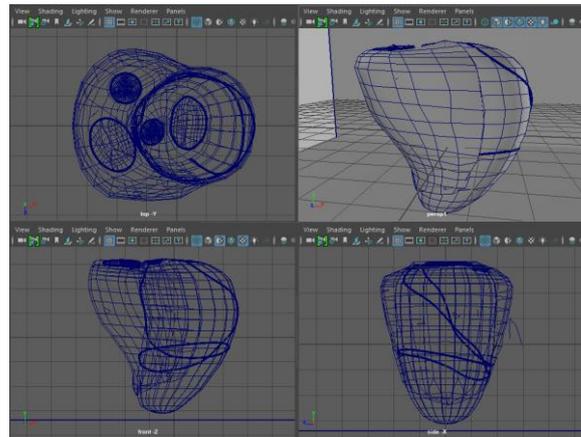


Рис. 10. Трёхмерная модель желудочкового комплекса

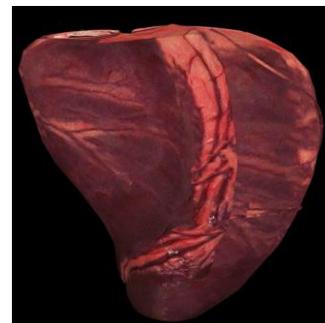


Рис. 11. Визуализация модели желудочкового комплекса

## 5. Заключение

В работе представлена динамическая имитационная модель сократительной функции сердца. Сократительная функция реализована на основе моделирования управляющих волокон трех типов по Атласу анатомии человека. Определен алгоритм локальной параметризации сократительной функции сердца, открытый для реализации управления параметрами через данные о локальном кровоснабжении или воздействию лекарственных средств или их имитацию. Алгоритм действия имитационной модели показан на примере только левого желудочка сердца, но встроен в полную трёхмерную модель желудочкового комплекса сердца. Имитационная модель реализована как твердотельная параметризованная модель в инструментальной среде Autodesk Maya. Планируется продолжение работы и реализация полной модели четырёхкамерного сердца человека.

## 6. Литература

- [1] Nuala Moran. The virtual physiological human. The search for computing's supermodel // *Futures*. 2009 (4), p.28-30 ([http://www.wisdom.weizmann.ac.il/~yaki/FUTURES\\_04.pdf](http://www.wisdom.weizmann.ac.il/~yaki/FUTURES_04.pdf)) – (Дата обращения: 28.02.2018).
- [2] С.Ф. Правдин. Неосесимметричная математическая модель анатомии левого желудочка сердца // *Российский журнал биомеханики*. Вып. 17, № 4 (62). 2013. С. 84–105.
- [3] S.F. Pravdin, V.I. Berdyshev, A.V. Panfilov, L.B. Katsnelson, O. Solovyova, V.S. Markhasin. Mathematical model of the anatomy and fibre orientation field of the left ventricle of the heart // *Biomedical Engineering Online*, 12:54, 2013. 21 p.
- [4] S.F. Pravdin, H. Dierckx, L.B. Katsnelson, O. Solovyova, V.S. Markhasin, A.V. Panfilov. Electrical wave propagation in an anisotropic model of the left ventricle based on analytical description of cardiac architecture // *PLOS One*. 2014. PLoS ONE 9(5): e93617.
- [5] Матвеев В.П., Шардаков И.Н., Шестаков А.П. Алгоритм создания трехмерных образов органов человека по томографическим данным // *Российский журнал биомеханики*. – 2011. – Т. 15, № 4. – С. 20–32.
- [6] И.Н. Шардаков, А.П. Шестаков. Построение четырехкамерного геометрического образа сердца человека на основе рентгеновской томографии // *Российский журнал биомеханики*. 2015. Т. 19, № 4: 372–384
- [7] Choi Y.J. A new MRI-based model of heart function with coupled hemodynamics and application to normal and diseased canine left ventricles / Y.J.Choi, J.Constantino, V.Vedula, N.Trayanova and R.Mittal // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2015, V.3, Art.140, p.1-13. DOI: 10.3389/fbioe.2015.00140 <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2015.00140/full>
- [8] Molitoris, J.M. Precisely parameterized experimental and computational models of tissue organization/ J.M. Molitoris, S.Paliwal, R.B.Sekar, R.Blake, J.Park, N.A.Trayanova, L.Tung and Andre Levchenko // *Integrative Biology*, 2016, 8, 230-242. DOI: 10.1039/c5ib00270b
- [9] Human Heart 3D Models [Электронный ресурс] - <https://www.turbosquid.com/3d-model/human-heart> . - (Дата обращения: 08.08.2018).
- [10] Gavrilov N.I., Vasiliev E.P., Khramov I.V., Getmanskaya A.A., Turlapov V.E. Visual analytics and segmentation of color biomedical high resolution cryo-imaging scans // *Scientific Visualization*, (2017) 9 (5), pp.105-116 (<http://sv-journal.org/2017-5/09.php?lang=en>)
- [11] Правдин С.Ф. Математическое моделирование структуры и функции левого желудочка сердца. Автореф. дисс. на соиск. ст. канд.ф.-м.н., 2015. 20с.
- [12] Streeter Jr DD. Gross morphology and fiber geometry of the heart. In: Berne RM, Sperelakis N, editors. *Handbook of physiology: Sec.2. The heart* (American Physiology Society), vol. 1. 1979. p. 61—112.
- [13] The helical ventricular myocardial band band: global, three-dimensional, functional architecture of the ventricular myocardium (Review)/M.J.Kocica, ..., F.Torrent-Guaspa/ *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 29S (2006) S21—S40.

## Об авторах

Титова Мария Владимировна, магистрант кафедры графических информационных систем института радиоэлектроники и информационных технологий при Нижегородском государственном техническом университете им. Р.Е. Алексеева; e-mail: m-titova@list.ru.

Томчинская Татьяна Николаевна, к.т.н., доцент кафедры графических информационных систем института радиоэлектроники и информационных технологий при Нижегородском государственном техническом университете им. Р.Е. Алексеева; e-mail: tomchinskaya@mail.ru.