

Н. О. Челнокова¹, Н. В. Островский¹, А. А. Голядкина², И. В. Кириллова²,
О. А. Гришина², А. С. Албутов¹

КОМПЬЮТЕРНОЕ 3D ПРОСТРАНСТВЕННО-ОРИЕНТИРОВАННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ ВЕНЕЧНЫХ АРТЕРИЙ ПРИ ИХ АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКОМ ПОРАЖЕНИИ И РЕКОНСТРУКТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ

N. O. Chelnokova, N. V. Ostrovsky, A. A. Golyadkina, I. V. Kirillova,
O. A. Grishina, A. S. Albutov

COMPUTER 3D SPATIALLY-ORIENTED MODELING OF CORONARY ARTERIES HEMODYNAMICS AT THEIR ATHEROSCLEROTIC DAMAGE AND SURGICAL RECONSTRUCTION

¹ГБОУ ВПО «Саратовский государственный медицинский университет»
им. В. И. Разумовского Минздрава РФ, г. Саратов

²ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет»
им. Н. Г. Чернышевского, г. Саратов

В статье описаны методики создания трехмерных моделей сердца и венечных артерий человека *in vitro*, отражены результаты конечно-элементного моделирования гемодинамики в правой венечной артерии (ПВА) с учетом напряженно-деформированного состояния (НДС) ее стенки – в норме, при атеросклеротическом поражении и после проведения аортокоронарного шунтирования.

Цель исследования: экспериментально определить параметры гемодинамики в ПВА (в норме, при наличии атеросклеротического поражения и хирургической реконструкции) на основе компьютерных 3D пространственно-ориентированных моделей бассейна правой венечной артерии.

Материал и методы. Объектом исследования послужили 40 нефиксированных сердец, изъятые при аутопсии 40 трупов людей мужского пола в возрасте от 31 до 40 лет. Использовали следующие методы исследования: органо- и ангиометрию, оригинальный метод полихромной заливки артерий холодными массами и метод заливки желатином сердца человека *in vitro*. Разработаны методы построения компьютерных 3D моделей сердца и правой венечной артерии с применением метода поперечных распилов, компьютерного анализа цифровых изображений в прикладных программах Adobe Photoshop и CorelDRAW. Численное моделирование проведено с использованием программного обеспечения SolidWorks (SP 2.1, версия для учебных заведений) и ANSYS Multiphysics.

Результаты. Полученные результаты свидетельствуют о том, что конечно-элементное моделирование позволяет изучать гемодинамические показатели (давление, векторы скоростей кровотока, объемный суммарный кровоток) с учетом НДС стенки ПВА (низкие касательные напряжения на стенке, эквивалентные напряжения и модуль вектора перемещения) в норме, при наличии атеросклеротического поражения и хирургической реконструкции.

Заключение. На дооперационном этапе для выбора рационального метода аортокоронарного шунтирования (АКШ) ПВА, прогнозирования локализации атеросклеротического процесса, получения гемодинамических характеристик бассейна ПВА необходимо использование индивидуализированного компьютерного 3D пространственно-ориентированного моделирования с целью обеспечения адекватной реваскуляризации миокарда.

Ключевые слова: ишемическая болезнь сердца, атеросклероз, правая венечная артерия, гемодинамика, аортокоронарное шунтирование, конечно-элементное моделирование.

The article describes methods allowing to create three-dimensional heart and coronary arteries models *in vitro*, shows the results of finite-element modeling of circulatory dynamics in the right coronary artery taking into account the stress-strain state of its wall in normal, atherosclerotic condition, and after coronary artery bypass grafting.

The purpose of the research is to find the parameters of circulatory dynamics in the right coronary artery (normal, and with atherosclerotic disease) experimentally on the basis of computer 3D spatially-oriented models of the right coronary artery circulation.

Material and methods. We chose 40 non-fixed hearts extracted in the course of autopsy on 40 men's corpses age 31–40 as objects. We used the following methods of research: organometry and angiometry, original method of polychrome filling of arteries with cold masses and the method of filling human heart *in vitro* with gelatin, methods of constructing 3D computer models of heart and the right coronary artery using the method of cross-cuts, the computer

analysis of digital images in Adobe Photoshop and CorelDRAW application programs. Numerical modeling has been conducted with the use of SolidWorks (SP2.1, version for educational institutions) and ANSYS Multiphysics software.

Results. The results obtained prove that the finite-element modeling allows studying circulatory dynamics rates (pressure, blood flow velocity vectors, the total volumetric blood flow) taking into account stress-strain state of the right coronary artery wall (low shear stress at the wall, equivalent stress, and displacement vector modulus) in normal, atherosclerotic condition, and after surgical reconstruction.

Conclusions. At the preoperative stage it is required to use of individualized computer 3D spatially-oriented modeling for choosing the rational method of the right coronary artery bypass, predicting localization of atherosclerotic process, and obtaining hemodynamic characteristics of the right coronary artery circulation in order to ensure adequate myocardial revascularization.

Key words: coronary heart disease, atherosclerosis, right coronary artery hemodynamics, coronary artery bypass grafting, finite-element modeling.

УДК 616.13-004.6-089.844:612.13:004.925.83

ВВЕДЕНИЕ

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) является наиболее распространенной причиной смерти в современном мире. Статистика смертности населения в развитых странах мира от сердечно-сосудистых заболеваний отражает первенство ИБС – 57% от общей смертности населения. Одним из наиболее частых предрасполагающих факторов является атеросклероз венечных артерий [1, 2].

Ведущая роль в кровоснабжении правых отделов сердца, задней стенки левого желудочка, межжелудочковой и межпредсердной перегородок, заднемедиальной группы сосочковых мышц и проводящей системы сердца принадлежит правой венечной артерии (ПВА) [3, 4]. Поэтому вопросы патогенеза атеросклероза, а именно ПВА и изменения венечного кровотока требуют дальнейшего рассмотрения.

Хирургическое лечение ИБС остается одной из наиболее актуальных проблем современной кардиохирургии и направлено на улучшение реваскуляризации жизнеспособного миокарда. Наиболее распространена в кардиохирургии операция аортокоронарного шунтирования (АКШ) [5, 6]. Однако, несмотря на положительный эффект операции АКШ, у оперированных больных отмечается развитие окклюзии шунтов в течение года в 20% случаев и через 10 лет возрастает до 40%. Окклюзии шунтов в отдаленном периоде являются одной из основных причин рецидива стенокардии, инфаркта миокарда, а также необходимости проведения повторных операций. В зонах бифуркаций и анастомозов отмечен более высокий процент рестеноза, чем на небифуркационных артериальных участках, и колеблется от 1,1 до 64,8% [7]. При проведении реконструктивно-восстановительных операций на ПВА нередко возникают технические трудности, связанные с недостоверными и нечетко ориентированными в прикладном аспекте данными об архитектонике оперируемого сосуда [8].

Математическое моделирование, в частности биомеханическое моделирование, в настоящее время является удобным и перспективным инструментом исследования биологических объектов. С его помощью создается виртуальный образ исходного объекта, который в дальнейшем позволяет изучить модели с помощью реализуемых на компьютерах вычислительно-логических алгоритмов. Работа с виртуальной моделью, а не с самим биологическим объектом, позволяет исследовать свойства биологического объекта и его поведение в различных модельных ситуациях [9].

Исследование гемодинамики с учетом НДС коронарных артерий в норме, при различных степенях их стеноза и после проведения реконструктивных операций при помощи биомеханической компьютерной модели даст возможность индивидуализировать подход к хирургическому лечению больных при многососудистом поражении коронарного бассейна с учетом биомеханических свойств как венечных артерий, так и сосудистых трансплантатов.

Цель исследования: экспериментально определить параметры гемодинамики в ПВА (в норме, при наличии атеросклеротического поражения и хирургической реконструкции) на основе компьютерных 3D пространственно-ориентированных моделей бассейна правой венечной артерии.

Задачи исследования:

1. Разработать трехмерную модель сердца человека.
2. Разработать трехмерную модель ПВА (в норме, при наличии атеросклеротического поражения и хирургической реконструкции).
3. Провести численный анализ изменения гемодинамики в ПВА с учетом НДС стенки в норме.
4. Провести численный анализ изменения гемодинамики в ПВА с учетом НДС стенки при наличии атеросклеротического поражения.
5. Провести численный анализ изменения гемодинамики в ПВА с учетом НДС стенки при АКШ.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Методика создания трехмерной модели сердца человека. Для создания трехмерной максимально точной модели ПВА и ее ветвей с учетом пространственной ориентированности необходимо провести построение внешней поверхности сердца. Для этого было проведено исследование 40 сердец мужчин в возрасте от 31 до 40 лет.

Для реконструкции внешней поверхности сердца человека, применяли метод заливки желатином *in vitro*. Он включал в себя следующие этапы. Производили забор сердца вместе с перикардом и восходящей аортой. Осуществляли заливку полостей желудочков сердца раствором желатина. На выносящие крупные сосуды накладывали прямые кровоостанавливающие зажимы Бильрота и (или) Кохера. Анатомический препарат фиксировали в наиболее близком к физиологическому положении на специальной решетке и помещали в холодильную камеру на 4 ч. После затвердевания желатина сердце закрепляли в металлическую конструкцию с ножом-гильотиной, измерительной линейкой и передвижной задней стенкой. С помощью ножа-гильотины делали срезы толщиной 0,2 см. Чтобы плоскость каждого последующего среза была параллельна плоскости предыдущего среза, сердце передвигали на 0,2 см вперед передвижной задней стенкой конструкции к ножу-гильотине до полного разрезания анатомического объекта. Параллельно проводили фото- и видеосъемку с использованием штатива при дополнительном освещении. Обработку полученных изображений производили с применением многофункциональных векторных и растровых графических редакторов. В результате было получено в среднем по 55 срезов. Изображения снимали с высоким разрешением, что позволило подробно рассмотреть контур объекта.

Следующим этапом в построении трехмерной модели сердца на основе полученных снимков стала предобработка каждого изображения. Виртуальное отображение среза сравнивали с натурным и осуществляли компьютерную корректировку полученного изображения. Обработку каждого снимка проводили в программе Adobe Photoshop.

Третьим этапом было моделирование для каждого среза гладкой кривой, соответствующей внешнему контуру изучаемого среза, выполненное с помощью программы CorelDRAW. Выравнивание изображений относительно друг друга проводили с помощью сетки и координатной привязки. В результате получено 55 независимых файлов, применяемых в дальнейшем для создания компьютерной 3D пространственно-ориентированной геометрической модели.

Для моделирования трехмерных объектов использовали программный комплекс SolidWorks (SP 2.1, версия для учебных заведений). Построение трехмерной модели начинали с создания параллельных плоскостей, отстоящих друг от друга на 0,2 см, что соответствует промежуткам между срезами. На соответствующую плоскость импортировали каждую из полученных кривых. Создание твердотельной модели выполняли путем последовательного соединения отображения срезов. В результате была построена 3D модель сердца, являющаяся подобием экспериментального анатомического препарата (рис. 1).

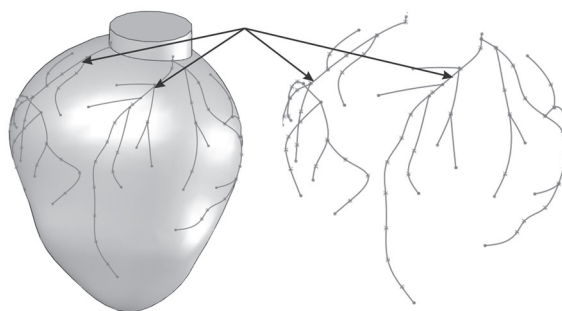


Рис. 1. 3D модель сердца человека и вспомогательная геометрия для построения венечных артерий

Методика создания трехмерной модели венечных артерий. При создании компьютерной 3D пространственно-ориентированной геометрической модели правой венечной артерии использовали данные об архитектонике и морфометрических параметрах [10, 11]. ПВА была разделена на три сегмента: I – отрезок артерии от устья до отхождения правой краевой ветви; II – отрезок артерии от правой краевой ветви до отхождения задней межжелудочковой ветви; IIIa – задняя межжелудочковая ветвь правой венечной артерии; IIIб – правая заднелатеральная ветвь правой венечной артерии. Для получения точной картины внутреннего рельефа сосуда применяли оригинальный метод заливки сосудистого русла силиконом.

Пространственная ориентированность ветвей венечных артерий воссоздавали по снимкам срезов сердца. Для построения рельефа сосуда на поверхности сердца в кривой по точкам выстраивали вспомогательную геометрию (см. рис. 1).

В каждой точке кривой в плоскостях, перпендикулярных срединной линии артерий, строили окружности различного диаметра, соответствующие внутреннему рельефу сосуда (рис. 2).

Для построения стенки создавали второй объем по окружностям большего диаметра с учетом значений средней толщины стенки ПВА, полученных при морфологическом исследовании. При вычитании из второго объема первого получали четыре тела: два соответствующих просве-

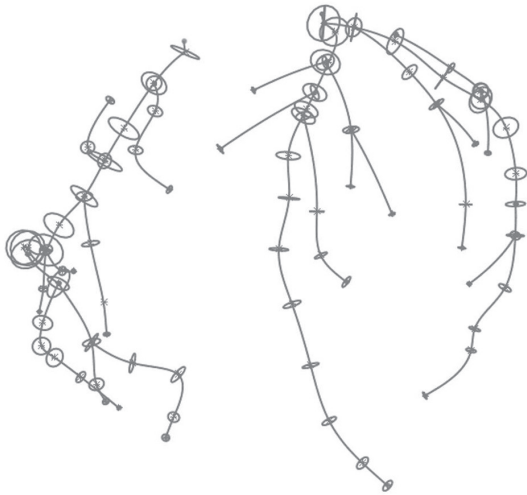


Рис. 2. Построение венечных артерий по сечению

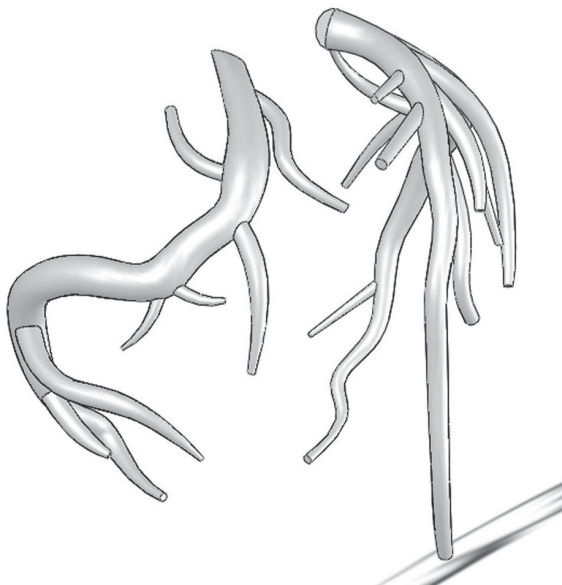


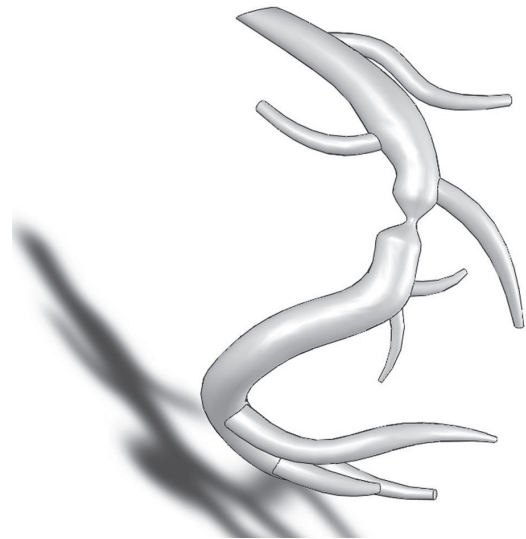
Рис. 3. 3D модели венечных артерий

там венечных артерий, заполненных жидкостью, и два – стенкам сосудов (рис. 3).

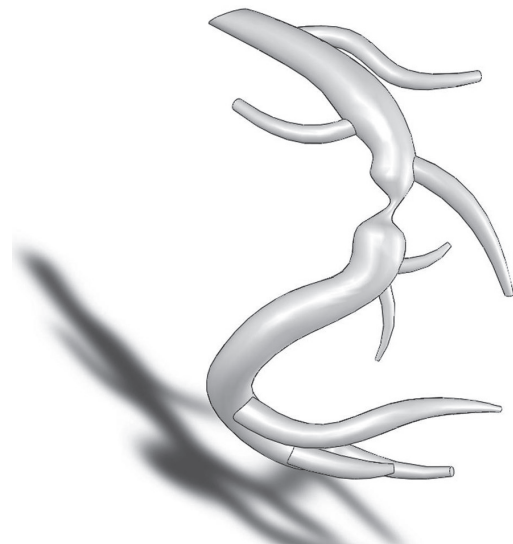
Для анализа гемодинамики при атеросклеротическом поражении построены модели ПВА с симметричными стенозами различной степени – 45, 60 и 75 % (рис. 4). Моделирование проведено путем добавления дополнительных сечений в ранее построенную модель жидкости для венечных артерий с использованием кривых Безье. Аналогичным образом было проведено построение моделей АКШ ПВА.

Таким образом, были созданы компьютерные 3D пространственно-ориентированные геометрические модели ПВА, которые позволяют проводить численный анализ изменения гемодинамики с учетом НДС стенки в норме, при патологии и после проведения АКШ.

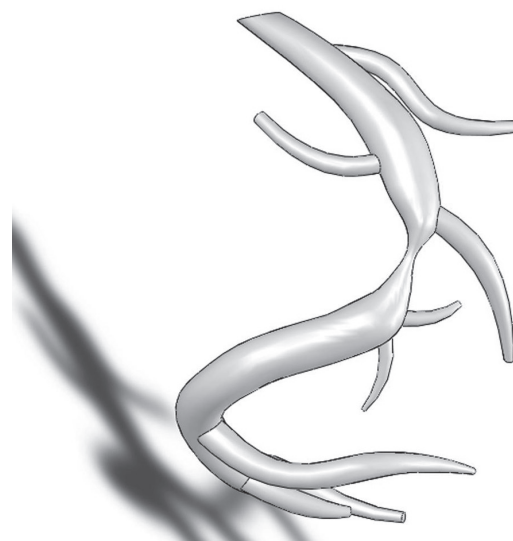
Изучение гемодинамики с учетом НДС стенки ПВА проведено в программном комплексе ANSYS Multiphysics.



а



б



в

Рис. 4. Моделирование 45 % (а), 60 % (б) и 75 % (в) стеноза во II сегменте ПВА

Постановка задачи. Кровь предполагалась однородной, несжимаемой и ньютоновской жидкостью с заданной плотностью ($\rho_1 = 1050 \text{ кг/м}^3$) и динамической вязкостью ($\eta = 0,0037 \text{ Па}\cdot\text{с}$). Ее движение описывается системой уравнений Навье–Стокса:

$$\begin{cases} \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} = -(\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} + \nu \Delta \vec{v} - \frac{1}{\rho_1} \nabla p + \vec{f}, \\ \nabla \cdot \vec{v} = 0, \end{cases}$$

где t – время, $\nu = \frac{\eta}{\rho}$ – коэффициент кинематической вязкости, ρ_1 – плотность крови, p – давление, $\vec{v} = (u, v, w)$ – вектор скорости частиц жидкости, $\vec{f}$ – векторное поле массовых сил, $\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial}{\partial y} \vec{j} + \frac{\partial}{\partial z} \vec{k}$, $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$ – единичные векторы по осям x, y, z , $\Delta = \nabla \cdot \nabla = \nabla^2$.

Материал стенок предполагался однородным, изотропным и идеально-упругим с заданной плотностью ($\rho_2 = 1378 \text{ кг/м}^3$), коэффициентом Пуассона ($\nu = 0,4$) и модулем Юнга ($E_1 = 0,8 \text{ МПа}$ – модуль Юнга для ПВА, $E_2 = 1,0 \text{ МПа}$ – модуль Юнга для ПВА с атеросклеротическим поражением). Данные о биомеханических свойствах получены нами в предыдущих исследованиях [12]. Движение стенки в нестационарном случае описывалось вторым законом Ньютона:

$$\rho_2 \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot c \nabla \vec{u} = \vec{F},$$

где $\vec{F}$ – вектор внешних сил, $\vec{u} = (u, v, w)$ – вектор перемещения, c – тензор жесткости материала стенки, ρ_2 – плотность стенки.

Граничные условия на стенке задавались в виде: $\vec{F} = \vec{F}_0$,

$$\vec{F}_0 = \vec{n} \cdot \left(-pI + \eta (\nabla \vec{v} + (\nabla \vec{v})^T) \right),$$

где $\vec{F}$ – сила, представляющая собой силы вязкости и давление, $\vec{n}$ – вектор внешней нормали к границе, I – единичная матрица, η – динамическая вязкость крови, $\vec{v} = (u, v, w)$ – вектор скорости частиц жидкости, p – давление. Сила представляет собой суммарное воздействие давления и сил вязкости на стенку.

Торцы сосуда жестко закреплены.

На стенке артерии ставилось условие равенства скоростей частиц жидкости, прилегающих к стенке, и соответствующих частиц стенки:

$$u = \frac{\partial u_1}{\partial t}, v = \frac{\partial v_1}{\partial t}, w = \frac{\partial w_1}{\partial t}.$$

На входе в артерию задавалась скорость течения крови, изменяющаяся по физиологическому закону. На выходе задавалось давление,

соответствующее миокардиальному давлению. При исследовании поведения ПВА было учтено влияние миокарда на поверхности стенок артерии в зоне их контакта. Для этого задавалось давление, соответствующее внешнему давлению сердечной мышцы.

На объемы была наложена нерегулярная тетраэдрическая сетка с размером элементов $0,0007 \text{ м}$ для ПВА и $0,0005 \text{ м}$ для жидкости (рис. 5).



Рис. 5. Наложение расчетной сетки на модель ПВА

РЕЗУЛЬТАТЫ

В программном комплексе ANSYS Multi-physics выполнен анализ гемодинамики с учетом НДС стенки ПВА в диастолической фазе сердечного цикла при условии прикрытия устья ПВА клапанным аппаратом аорты во время систолы.

Результаты конечно-элементного моделирования правой венечной артерии без патологии. Выявлено, что для ПВА локальное давление крови максимально (3643 Па) в дистальном отделе I и начальном отделе II сегментов; минимально – в дистальных отделах IIIa и IIIb сегментов (3322 Па) и ветвей (3066 Па). Для модели ПВА как в зоне бифуркации, так и в зонах перегиба за счет разницы давления (у наружного и внутреннего радиусов) возникают потоки поперечной циркуляции, имеющие характер завихрения (рис. 6).

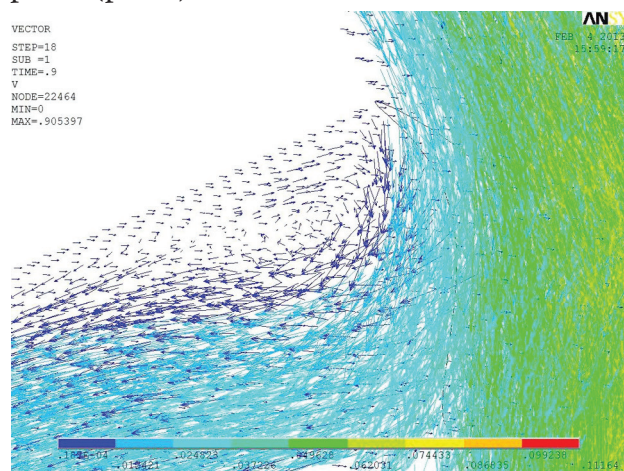


Рис. 6. Образование вихрей в модели ПВА

Также в зоне ветвлений, перегибов и изгибов ПВА отмечаются низкие (менее 1,5 Па) касательные напряжения на стенке (КНС). Максимальные значения модуля вектора перемещения на стенках достигаются на внешнем радиусе в дистальном отделе II сегмента ПВА (рис. 7а). Значения эквивалентных напряжений (ЭН) – не более 0,43 МПа отмечаются на стенках ветвей ПВА, обращенных к миокарду. В зонах изгибов, перегибов русла, местах ответвлений ветвей и начала сегментов ПВА ЭН не превышают 0,096 МПа (рис. 7б).

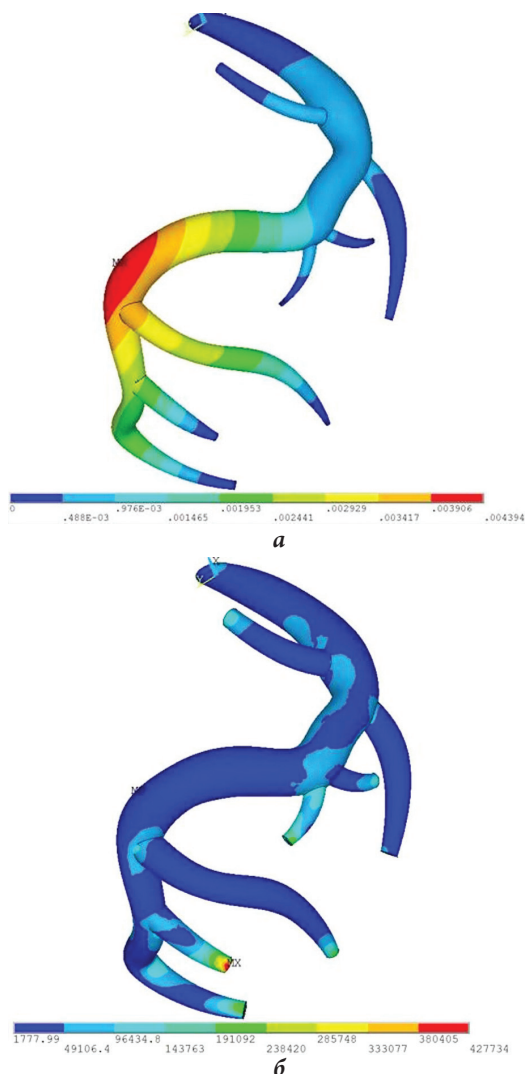


Рис. 7. Распределение модуля вектора перемещения стенок (а) и распределение ЭН на стенках в модели ПВА (б)

Результаты конечно-элементного моделирования ПВА при атеросклеротическом поражении. Смоделированы и проанализированы полученные гемодинамические показатели при различных видах стенозов II сегмента ПВА. Для моделей с симметричными – 45, 60 и 75 % – стенозами ПВА во II сегменте поток крови ламинарный и колеблется от 0 до 2,0 м/с. В постстенотических зонах наблюдали турбулентное течение и колебание ско-

рости потока крови от 0 до 1,9 м/с. Максимальная скорость потока достигается в зоне стеноза и составляет 4,0–8,6 м/с. Распределение значений скорости потоков при различных видах стенозов ПВА представлены в табл. 1.

Анализ значений давления в исследуемых моделях со стенозами II сегмента ПВА показал, что максимальное давление (5430–30000 Па) достигается в престенотических зонах. В постстенотических зонах давление падает на 45,0–88,0 % в зависимости от степени стеноза. С увеличением степени стеноза значения скорости потока в постстенотической зоне возрастают, а значения давления падают (табл. 2).

При анализе НДС стенки при всех вышеописанных стенозах ПВА было выявлено, что наибольшие значения модуля вектора перемещения достигаются в постстенотической зоне с максимумом (0,004 м) в дистальной половине II сегмента (рис. 8а). С увеличением степени стеноза от 45 до 75 % наибольшие значения ЭН (до 400 000 Па) смещаются в престенотическую область ПВА, а низкие локализуются в зонах стенозов (рис. 8б) где, напротив, КНС характеризуются высокими значениями (до 207 Па).

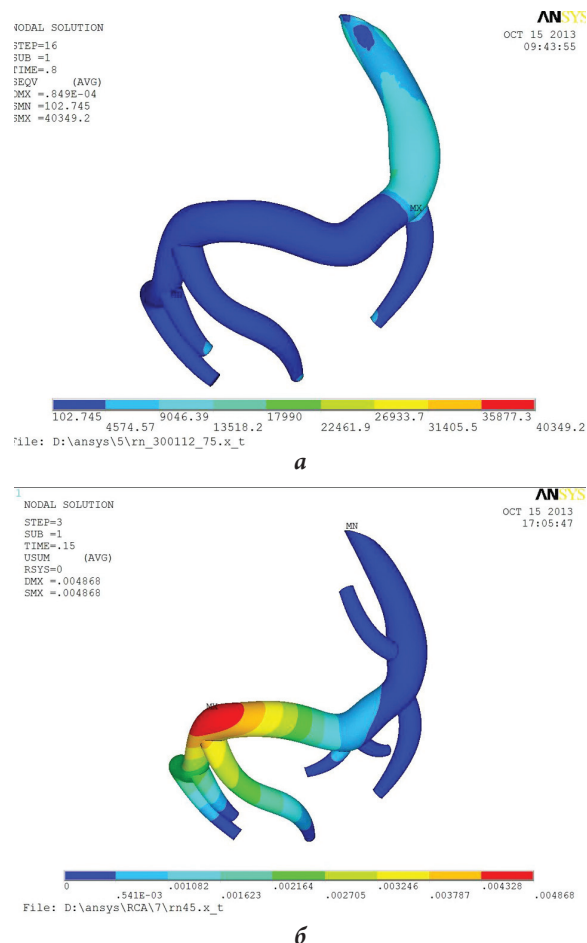


Рис. 8. Распределение модуля вектора (а) и ЭН (б) перемещения в модели с симметричными стенозами во II сегменте ПВА

Таблица 1

Распределение значений скорости потоков в моделях при стенозах ПВА, м/с

Вид стеноза	Степень стеноза, %	Скорость потока в престенотической зоне	Скорость потока в постстенотической зоне	Скорость потока на уровне стеноза
Симметричный	45	0–1,3	0–0,8	4,0
	60	0–2,0	0–1,3	6,2
	75	0–2,0	0–1,9	8,6

Таблица 2

Распределение значений давления в моделях при стенозах правой венечной артерии, Па

Вид стеноза	Степень стеноза, %	Давление крови в престенотической зоне	Падение давления крови в постстенотической зоне, %	Давление крови в постстенотической зоне
Симметричный	45	5 430	56	2 419
	60	11 000	45	6 128
	75	30 000	88	3 614

С увеличением степени стеноза во II сегменте ПВА до 45, 60 и 75 % объемный кровотока уменьшается на 20, 45 и 63 % соответственно.

Результаты конечно-элементного моделирования реконструктивных вмешательств на ПВА. Для оценки функционального состояния ПВА после хирургического вмешательства, направленного на восстановление миокардиального кровоснабжения, проведено численное моделирование АКШ. При моделировании в качестве кондуита использовали аутоартериальные свободные трансплантаты – внутреннюю грудную артерию диаметром 2,3 мм и модулем Юнга 1,3 МПа; правую желудочно-сальниковую артерию диаметром 2 мм и модулем Юнга 0,8 МПа.

Численный анализ АКШ к модели ПВА со стенозом на уровне II сегмента позволил выявить значимые изменения в гемодинамике. Независимо от типа трансплантата, в области анастомоза наблюдается рециркуляция кровотока, более выраженная в проксимальном направлении (рис. 9).

Значения объемного кровотока в ПВА при АКШ (6,73 мл/сек) сопоставимы с таковыми в норме (5,80 мл/сек), при этом преобладает систолический кровоток. Распределение значений давления в ПВА, при использовании в качестве кондуита правой желудочно-сальниковой артерии, носит равномерный характер как в диастолической, так и в систолической фазах сердечного цикла (рис. 10).

При использовании в качестве кондуита внутренней грудной артерии наибольшие значения давления достигаются в I сегменте ПВА (рис. 12). Независимо от типа кондуита отмечено значительное снижение максимальных значений

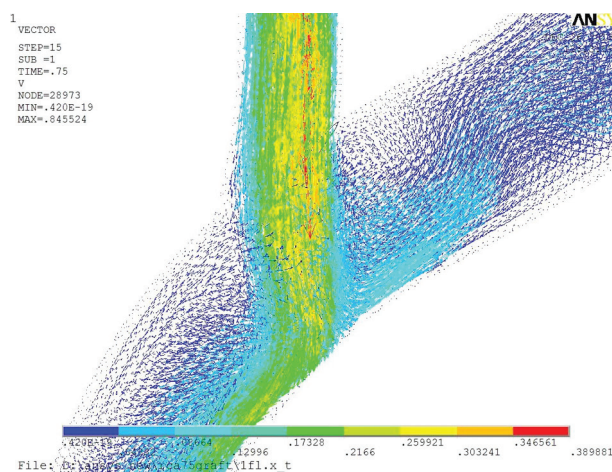


Рис. 9. Рециркуляция кровотока в модели ПВА при АКШ

модуля вектора перемещений до 0,00001 м, ЭН до 230 Па и КНС до 1 Па на стенках ПВА, более выраженное в систолу (рис. 11).

Таким образом, при моделировании АКШ наблюдается восстановление объемного кровотока в ПВА за счет его увеличения, что свидетельствует о высоком уровне проходимости используемого кондуита. При этом выявлено преимущественно «систолическое питание» сосудистого русла.

Достоверность результатов численного моделирования, приведенных в работе, обеспечивается применением апробированных моделей, строгостью используемых математических методов при построении решения поставленных задач и их анализе, проверкой сходимости численного решения, согласованием полученных результатов с клиническими данными.

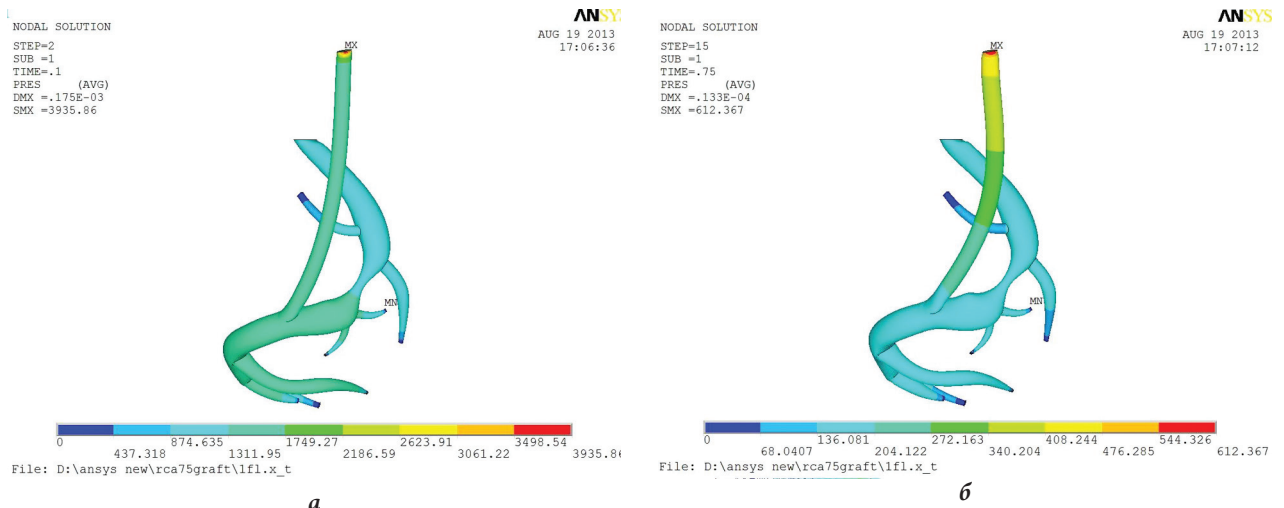


Рис. 10. Распределение давления в модели ПВА в диастолу (а) и систолу (б) при АКШ с использованием в качестве кондукта правой желудочно-сальниковой артерии

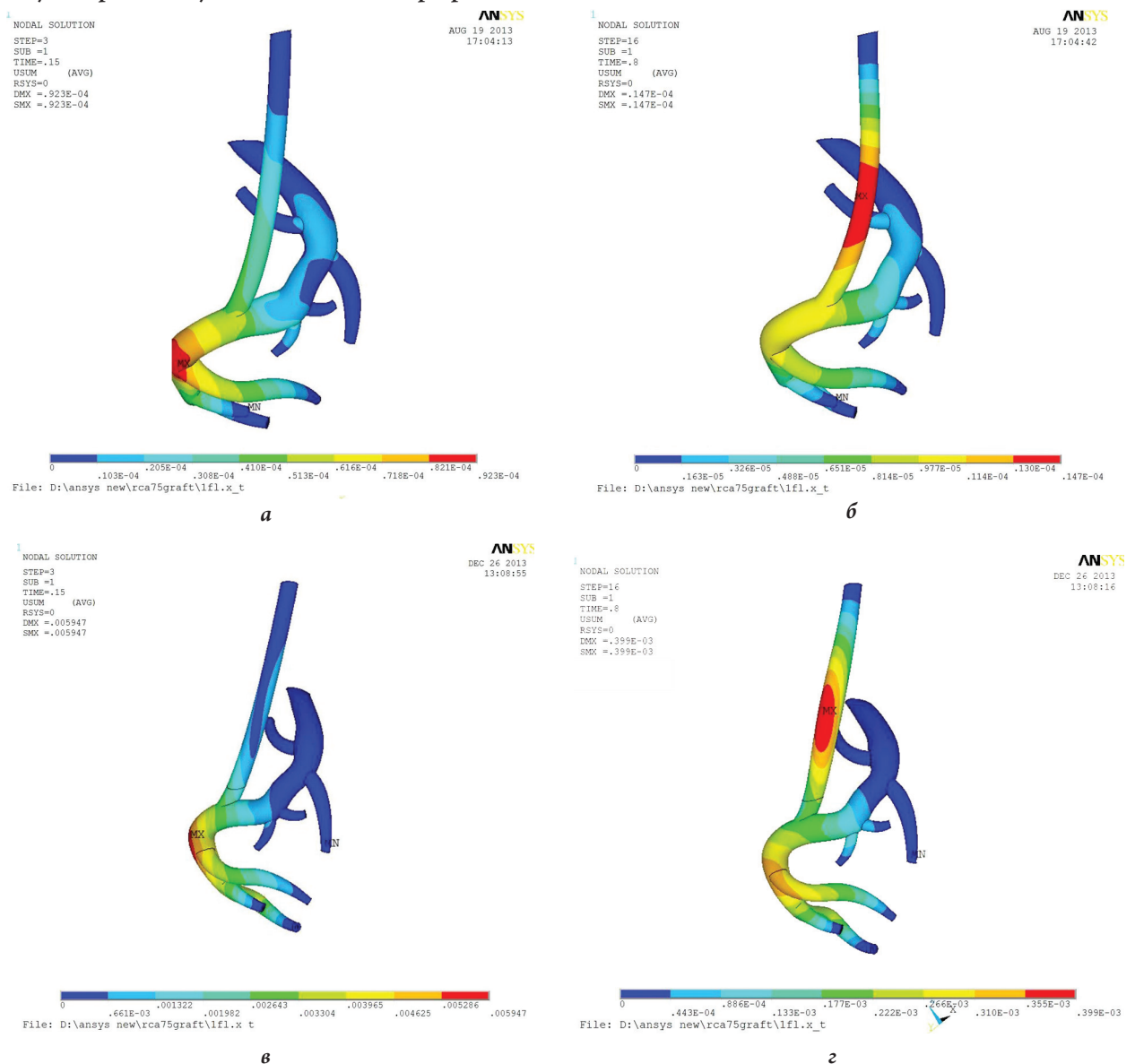


Рис. 11. Распределение модуля вектора перемещения стенки в модели ПВА при АКШ с использованием в качестве кондукта: 1) правой желудочно-сальниковой артерии в диастолу (а) и систолу (б); 2) внутренней грудной артерии в диастолу (a) и систолу (б)

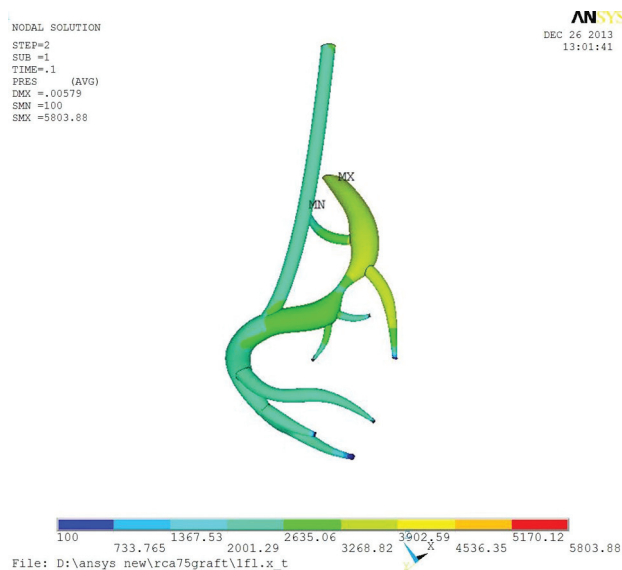


Рис. 12. Распределение давления в модели ПВА при АКШ с использованием в качестве кондуита внутренней грудной артерии

ОБСУЖДЕНИЕ

При проведении конечно-элементного моделирования ПВА в норме были определены зоны образования закрученного потока жидкости, низких значений КНС на внутренних поверхностях стенок и перепадов значений ЭН в самой стенке ПВА. По гемодинамической теории атерогенеза данные факторы инициируют повреждение и развитие дисфункции эндотелия интимы, приводящие, как следствие, к образованию атеросклеротических поражений. При исследовании ангиоархитектоники ПВА, именно в начальных отделах сегментов, местах бифуркаций, ответвлений ветвей и на участках изгибов, перегибов правовенечного сосудистого русла отмечались атеросклеротические поражения ее стенки.

Полученные данные позволяют в дальнейшем проводить сравнительную оценку гемодинамики с учетом НДС сосудистой стенки в норме с моделями ПВА при атеросклеротическом поражении, с учетом зоны локализации и степени стеноза, после хирургического вмешательства.

При исследовании конечно-элементного моделирования ПВА при атеросклеротическом поражении установлены зоны, характеризующиеся низкими КНС, рециркуляцией потоков и ростом значений давления кровотока при различных комбинациях атеросклеротического поражения ПВА. С точки зрения гемодинамической теории

атерогенеза, это служит дополнительным фактором для формирования новых зон атеросклеротического поражения артериальной стенки в сосудистом русле.

При проведении конечно-элементного моделирования ПВА после реконструктивного вмешательства в модели, где в качестве кондуита смоделирована внутренняя грудная артерия с модулем Юнга 1,3 МПа, максимальные значения модуля вектора перемещений и эквивалентного напряжения в 2,4 раза превосходят аналогичные значения в модели, где в качестве кондуита смоделирована правая желудочно-сальниковая артерия с модулем Юнга 0,8 МПа. Таким образом, с увеличением жесткости используемого кондуита значительно возрастают значения ЭН в месте контакта трансплантата с правой венечной артерией. Возникает так называемый эффект «противоудара» как на граничных боковых поверхностях стенки артерии в зоне анастомоза, так и на противоположной ему стенке, где происходит микротравматизация интимы сосудистой стенки, что и является пусковым механизмом атерогенеза. Как результат – образование атеросклеротических бляшек в зоне анастомоза с последующим развитием рестеноза ПВА, а также стеноза кондуита.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При помощи компьютерного моделирования мы определили, что при АКШ целесообразно использование кондуита с биомеханическими характеристиками, наиболее приближенными к тканям ПВА: для I сегмента – правая желудочно-сальниковая артерия; для II сегмента – правая желудочно-сальниковая, лучевые и локтевые артерии; для IIIa сегмента (задней межжелудочковой ветви) – правая желудочно-сальниковая, внутренние грудные и нижние надчревные артерии; для IIIб сегмента (правой заднелатеральной ветви) – правая желудочно-сальниковая и внутренние грудные артерии.

Возможность прогнозирования локализации атеросклеротического процесса и тактики лечения ИБС с помощью разработанной индивидуализированной математической модели на дооперационном этапе позволит снизить риски развития осложнений, продлить срок функционирования кондуитов и тем самым уменьшить количество повторных хирургических вмешательств, направленных на улучшение васкуляризации миокарда.

ЛИТЕРАТУРА

1. Российский статистический ежегодник. 2012: Стат. сб. / Росстат. – М., 2012. – 786 с.
2. Bertuccio P, Levi F, Lucchini F. et al. Coronary heart disease and cerebrovascular disease mortality in young adults: recent trends in Europe // Eur. J. of Cardiovascular Prevention Rehabilitation. – 2011. – V. 18. – P. 627–634.

3. Arrieta-Garcia C., Klein L.W. Right ventricular assist devices in right ventricular infarction: do they augment right ventricular function sufficiently to improve prognosis? // J. of Invasive Cardiology. – 2011. – V. 23, № 6. URL: <http://www.invasivecardiology.com/articles/right-ventricular-assist-devices-right-ventricular-infarction-do-they-augment-right-ventric> (accessed: 14 November 2014).
4. Ярославская Е. В., Кузнецов В. А., Пушкарев Г. С. и др. Митральная регургитация и локализация коронарных стенозов у больных с постинфарктным кардиосклерозом // Кардиология. – 2013. – № 2. – С. 55–60.
5. Ivert T., Holzmann M. J., Sartipy U. Survival in patients with acute kidney injury requiring dialysis after coronary artery bypass grafting // Eur. J. Cardiothorac. Surg. – 2014. – V. 45, № 2. – P. 312–317.
6. Hokkanen M., Jarvinen O., Huhtala H., Tarkka M. R. A 12-year follow-up on the changes in health-related quality of life after coronary artery bypass graft surgery // Eur. J. Cardiothorac. Surg. – 2014. – V. 45, № 2. – P. 329–334.
7. Schmitto J. D., Rajab T. K., Cohn L. H. Prevalence and variability of internal mammary graft use in contemporary multivessel coronary artery bypass graft // Current Opinion in Cardiology. – 2010. – V. 25, № 6. – P. 609–612.
8. Чеботарь Е. В., Шахов Б. Е. Изменения углов между ветвями коронарных бифуркаций во время интервенционной коррекции // Современные технологии в медицине. – 2011. – № 3. – С. 6–14.
9. Torii R., Keegan J., Wood N. B. et al. MR Image-based geometric and hemodynamic investigation of the right coronary artery with dynamic vessel motion // Ann. Biomed. Eng. – 2010. – V. 38, № 8. – P. 2606–2620.
10. Челнокова Н. О. Закономерности изменчивости ангиоархитектоники правой венечной артерии взрослых мужчин в аспекте построения компьютерной 3D пространственно-ориентированной геометрической модели // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – № 6. Режим доступа: <http://www.science-education.ru/113-11331> (Дата обращения: 14.11. 2014).
11. Челнокова Н. О. Топографо-анатомические особенности ангиоархитектоники правой венечной артерии применительно к созданию компьютерной 3D геометрической модели // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 9 (6). – С. 1159–1163.
12. Голядкина А. А., Кириллова И. В., Щучкина О. А. и др. Конечно-элементное моделирование ишемической болезни сердца исходя из картины морфофункциональных изменений венечных артерий и сердечной мышцы человека // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 4 (54). – С. 33–46.

REFERENCES

1. Russian statistical yearbook. 2012: Statistical compilation. Moscow: Rosstat Publ., 2012. 786 p. (in Russian).
2. Bertuccio P., Levi F., Lucchini F. et al. Coronary heart disease and cerebrovascular disease mortality in young adults: recent trends in Europe // Eur. J. of Cardiovascular Prevention Rehabilitation, 2011, vol. 18, pp. 627–634.
3. Arrieta-Garcia C., Klein L.W. Right Ventricular Assist Devices in Right Ventricular Infarction: Do They Augment Right Ventricular Function Sufficiently to Improve Prognosis? // J. of Invasive Cardiology, 2011, vol. 23, no. 6. URL: <http://www.invasivecardiology.com/articles/right-ventricular-assist-devices-right-ventricular-infarction-do-they-augment-right-ventric> (accessed: 14 November 2014).
4. Yaroslavskaya E. V., Kuznetsov V. A., Pushkarev G. S., Krinochkin D. V., Zyryanov I. P., Kolunin G. V. Cardiology, 2013, no. 2, pp. 55–60 (in Russian).
5. Ivert T., Holzmann M. J., Sartipy U. Survival in patients with acute kidney injury requiring dialysis after coronary artery bypass grafting // Eur. J. Cardiothorac. Surg, 2014, vol. 45, no. 2, pp. 312–317.
6. Hokkanen M., Jarvinen O., Huhtala H., Tarkka M. R. A 12-year follow-up on the changes in health-related quality of life after coronary artery bypass graft surgery // Eur. J. Cardiothorac. Surg., 2014, vol. 45, no. 2, pp. 329–334.
7. Schmitto J. D., Rajab T. K., Cohn L. H. Prevalence and variability of internal mammary graft use in contemporary multivessel coronary artery bypass graft // Current Opinion in Cardiology, 2010, vol. 25, no. 6, pp. 609–612.
8. Chebotar E. V., Shahov B. E. Journal of Modern technologies in medicine, 2011, no. 3, pp. 6–14 (in Russian).
9. Torii R., Keegan J., Wood N. B. et al. MR Image-based geometric and hemodynamic investigation of the right coronary artery with dynamic vessel motion // Ann. Biomed. Eng., 2010, vol. 38, no. 8, pp. 2606–2620.
10. Chelnokova N. O. Journal of Modern problems of science and education. URL: <http://www.science-education.ru/113-11331> (Accessed: 14 November 2014) (in Russian).
11. Chelnokova N. O. Journal of Fundamental research, 2013, no. 9 (6), pp. 1159–1163 (in Russian).
12. Golyadkina A. A., Kirillova L. V., Shchuchkina O. A., Maslyakova G. N., Ostrovskiy N. V., Chelnokova N. O. Russian Journal of Biomechanics, 2011, vol. 15, no. 4 (54), pp. 33–46 (in Russian).

Поступила в редакцию 27.11.2014
Утверждена к печати 15.01.2015

Авторы:

Челнокова Н. О. – ассистент кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии ГБОУ ВПО «Саратовский ГМУ им. В. И. Разумовского» Минздрава РФ (г. Саратов).

Островский Н. В. – д-р мед. наук, профессор кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии ГБОУ ВПО «Саратовский ГМУ им. В. И. Разумовского» Минздрава РФ (г. Саратов).

Голядкина А. А. – канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, руководитель отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении Образовательно-научного института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВПО «СарГУ им. Н. Г. Чернышевского» (г. Саратов).

Кириллова И. В. – канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, директор Образовательно-научного института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВПО «СарГУ им. Н. Г. Чернышевского» (г. Саратов).

Гришина О. А. – канд. физ.-мат. наук, ведущий программист отдела математического моделирования Образовательно-научного института наноструктур и биосистем ФГБОУ ВПО «СарГУ им. Н. Г. Чернышевского» (г. Саратов).

Албутов А. С. – студент 6-го курса лечебного факультета ГБОУ ВПО «Саратовский ГМУ им. В. И. Разумовского» Минздрава РФ (г. Саратов).

Контакты:

Челнокова Наталья Олеговна

тел.: 8-908-554-33-38

e-mail: nachelnokova@yandex.ru

