

*На правах рукописи*

ГОЛЯДКИНА АНАСТАСИЯ АЛЕКСАНДРОВНА

**БИОМЕХАНИКА ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА  
С ПОСТИНФАРКТНЫМИ АНЕВРИЗМАМИ**

01.02.08 – биомеханика

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук

Саратов –2013

Работа выполнена в ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского»

**Научный руководитель:**

кандидат физико-математических наук, доцент  
ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет имени  
Н.Г. Чернышевского»

**Кириллова Ирина Васильевна**

**Официальные оппоненты:**

доктор физико-математических наук, профессор  
ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет имени  
Н.Г. Чернышевского»

**Скрипаль Анатолий Владимирович**

кандидат физико-математических наук, доцент  
ФГБУ ВПО «Пермский национальный исследовательский политехнический  
университет»

**Шабрыкина Наталья Сергеевна**

**Ведущая организация:**

ФГАОУ ВПО «Южный федеральный университет»

Защита состоится « 27 » сентября 2013 г. в 14<sup>00</sup> часов на заседании совета  
Д 212.243.10 по защите докторских и кандидатских диссертаций при ФГБОУ  
ВПО «Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского»  
по адресу: 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, IX корпус, ауд. 18.

С диссертацией можно ознакомиться в Зональной научной библиотеке  
имени В.А. Артисевич Саратовского государственного университета имени  
Н.Г. Чернышевского по адресу: 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83.

Автореферат разослан « 20 » августа 2013 г.

Ученый секретарь

кандидат физико-математических наук

Ю.В. Шевцова

## **Общая характеристика работы**

### **Актуальность работы.**

Понимание биомеханики желудочков сердца при патологических состояниях имеет важное значение в патофизиологии сердца, а также в кардиохирургии. В последние годы наблюдается тенденция роста числа больных с осложненными формами ишемической болезни сердца и, в частности, с постинфарктными аневризмами левого желудочка. Применяемые в хирургической практике методы коррекции полости левого желудочка не всегда имеют стабильные результаты [Бокерия Л.А. и др, 2002; Mickleborough L.L. et al., 2001]. Внедрение в клиническую практику методов компьютерного моделирования для прогнозирования возникновения и течения заболевания позволит значительно улучшить качество жизни у данной категории больных.

В настоящее время биомеханическое моделирование является удобным инструментом исследования биологических объектов. Для этого создается виртуальный образ, который дает возможность в дальнейшем изучить модель исходного объекта с помощью реализуемых на компьютерах вычислительно-логических алгоритмов. Работа с виртуальным образом позволяет исследовать свойства биологического объекта и его поведение в различных модельных ситуациях. Создание биомеханической модели начинается с построения трехмерной геометрии исследуемого объекта. В 60-70-х годах проводилось построение геометрии сердца на основе данных *in vitro* [Streeter D.D. et al., 1969]. Современные исследователи проводят изучение геометрии объекта на качественно новом уровне – с использованием компьютерных и магнитно-резонансных томографов, ультразвуковых приборов [Rappaport D. et al., 2008; Carreras F. et al., 2012 и др.]. Однако построенный трехмерный объект не является самостоятельной биомеханической моделью. Для полной ее реализации необходимо задать механические параметры материала стенки и граничные условия, которые будут удовлетворять физиологическим процессам исследуемого объекта. Изучению механических свойств тканей сердца

посвящено множество работ [Brady A.J., 1991; Fukuda N. et al., 2001; Holzapfel G.A. et al., 2009; Проценко Ю.Л. и др., 2010; Meyer G.A., 2011 и др.]. Большинство исследований проведено на препаратах животных. Недостатком других работ является отсутствие данных о том, в каком физиологическом интервале были рассчитаны характеристики материала. Для задания граничных условий чаще всего используют также данные магнито-резонансной и компьютерной томографии, акустических методов исследования и др. [Poelmann R.E. et al., 2008; Vansoda P. et al., 2011 и др.]. На основе созданной модели проводится численный эксперимент. Материалы, которые опубликованы к настоящему времени [Jouk P.S. et. al., 2007; Choi H.F. et. al., 2010; Yingying Hu et al., 2011; Chnafa C. et al., 2012; Chan B.T. et. al., 2013; Corsinia C. et. al., 2013], содержат результаты по работе желудочков сердца отдельно в диастолическую и систолическую фазы, в норме и при ишемии стенки.

Таким образом, к моменту начала исследований, результаты которых представлены в данной диссертации, не существовало биомеханических моделей желудочков сердца, которые позволили бы проводить анализ поведения желудочков в норме, при различных патологических состояниях стенки и после проведения реконструктивных операций для определения методики рационального хирургического вмешательства.

### **Цель диссертационной работы.**

Построение биомеханической модели левого желудочка сердца человека в норме, при наличии постинфарктных аневризм и после хирургического вмешательства по ремоделированию стенки желудочка.

Для достижения поставленной цели были сформулированы следующие **задачи:**

1. Исследовать механические свойства тканей желудочков сердца человека и материалов, применяемых при реконструктивных операциях.

2. На основании акустических методов исследования определить изменение давления кровотока в полости желудочков и поля перемещений стенки левого желудочка по фазам сердечного цикла.
3. На основе 3D конечно-элементного компьютерного моделирования построить биомеханическую модель левого желудочка, характеризующуюся геометрическим и физико-механическим подобием левого желудочка сердца человека.
4. Верифицировать разработанную модель с помощью известных клинических фактов.
5. Рассмотреть и численно реализовать модели постинфарктных аневризм стенки левого желудочка, провести сравнение результатов расчетов для различных моделей.
6. Провести компьютерное моделирование и оценить фракцию выброса с учетом напряженно-деформированного состояния стенок левого желудочка в норме, при патологиях и после проведения реконструктивных операций.
7. С помощью построенной модели разработать биомеханическое обоснование выбора рационального хирургического вмешательства.
8. Использовать построенную модель для определения биомеханических факторов, влияющих на патогенез аневризм.

### **Научная новизна.**

В работе впервые проведено исследование возрастной и половой изменчивости деформационно-прочностных характеристик миокарда сердца человека. С использованием 3D конечно-элементного компьютерного моделирования разработана биомеханическая модель левого желудочка сердца, характеризующаяся геометрическим и физико-механическим подобием левого желудочка сердца человека. Модель выполнена в виде виртуальной параметрической среды, которая позволяет вносить дополнения для дальнейших исследований. С помощью разработанной модели получены биомеханические зависимости, влияющие на конечно-диастолический объем и

фракцию выброса левого желудочка. Дана сравнительная оценка эффективности различных видов пластики левого желудочка при хирургическом восстановлении его полости и фракции выброса.

### **Практическая значимость.**

В работе определены деформационные и прочностные свойства тканей желудочков сердца, а также их изменчивость с возрастом и в зависимости от пола. Созданная биомеханическая модель левого желудочка сердца человека позволила выявить условия, при которых наиболее вероятно формирование и разрыв аневризм стенки левого желудочка и межжелудочковой перегородки. Было разработано биомеханическое обоснование выбора рационального хирургического вмешательства по восстановлению фракции выброса и геометрии левого желудочка сердца человека. Предложенный метод исследования может быть востребован в дооперационной диагностике конкретного пациента.

**Достоверность полученных результатов** обеспечивается применением апробированных моделей и строгих математических методов при построении решения поставленных задач и их анализе, качественным и количественным согласованием полученных результатов с клиническими данными и результатами близких по тематике работ других авторов.

### **Апробация работы.**

Основные результаты диссертационной работы докладывались на

- ежегодной Всероссийской научной школе-семинаре «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине» (Саратов, 2009, 2012);
- Всероссийской конференции «III сессия Научного совета РАН по механике деформируемого твердого тела» (Саратов, 2009);
- X Всероссийской конференции «Биомеханика 2010» (Саратов, 2010);

- XIV Международной конференции «Современные проблемы механики сплошной среды» (Ростов-на-Дону, 2010);
- 71-й межрегиональной научно-практической конференции студентов и молодых ученых с международным участием, посвященной 65-летию со Дня Победы в Великой Отечественной войне (Саратов, 2010);
- X Всероссийском съезде по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики (Н.Новгород, 2011);
- VII, VIII Всероссийских школах-семинарах «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (пос. Дивноморское, 2012, 2013);
- Международной конференции «Актуальные проблемы механики сплошной среды» (Цахкадзор, Армения, 2012).

#### **Грант.**

Работа, представленная в диссертации, выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ, проект 09-01-00804-а «Разработка математических методов оптимизации хирургического лечения ишемической болезни сердца».

#### **На защиту выносятся следующие положения:**

- Разработаны биомеханические модели левого желудочка сердца человека:
  - в норме;
  - при различных патологических изменениях миокарда;
  - после проведения хирургической коррекции стенки.
- При построении биомеханической модели левого желудочка учтены возрастной и половой факторы, которые оказывают существенное влияние на деформационно-прочностные характеристики тканей и, как следствие, влияют на конечно-диастолический объем и фракцию выброса желудочка.
- Разработанная модель левого желудочка верифицирована на основе сопоставления с известными клиническими данными: в соответствии с фазами

сердечного цикла проведена оценка фракции выброса (систолическая фаза) и конечно-диастолического объема (диастолическая фаза).

- Результаты вычислительных экспериментов выявили главные факторы развития постинфарктных аневризм левого желудочка сердца: падение на порядок модуля Юнга миокарда и увеличение значений давления крови в куполе аневризмы.
- Конечно-элементные расчеты, произведенные с использованием биомеханической модели левого желудочка, позволили сформулировать рекомендации для выбора рационального метода хирургического ремоделирования.

### **Публикации.**

Материалы диссертации опубликованы в 10 печатных работах, из них 4 статьи в журналах из перечня рецензируемых научных журналов и изданий ВАК [1–4], 6 – в сборниках материалов конференций [5–10].

### **Личный вклад автора.**

Экспериментальные результаты, представленные в диссертации, получены лично автором в сотрудничестве с Челноковой Н.О., ассистентом кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии ГБОУ ВПО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Минздравсоцразвития России». Построение биомеханических моделей левого желудочка сердца человека (в норме, при патологии и после проведения реконструктивных операций), определение граничных условий и конечно-элементный анализ проведены автором лично и самостоятельно. Постановка задач, обсуждение полученных результатов проводились совместно с научным руководителем.

Исследования выполнены с использованием оборудования и программного обеспечения, принадлежащего ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского».



## Структура и объем диссертации.

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения и списка цитированной литературы. Материал работы изложен на 137 страницах, содержит 156 рисунков и 13 таблиц. Список цитированной литературы содержит 114 наименований.

## Содержание работы.

**Во введении** обоснована актуальность темы диссертации, сформулированы цели и задачи, приведен обзор состояния исследований в изучаемой предметной области, сформулирована научная новизна, показана практическая значимость результатов, кратко описано ее содержание.

**Первая глава** посвящена постановке задачи.

Подробно описаны анатомо-физиологические характеристики сердца: анатомия сердца, патологическое состояние сердечной мышцы и хирургические методы реконструкции стенки левого желудочка при наличии постинфарктной аневризмы.

Представлена методика построения трехмерных моделей желудочков сердца в норме, при патологии и после проведения ремоделирующих операций. В программном пакете SolidWorks 2008 (SolidWorks corporation) была создана базовая модель левого желудочка по *in vitro* данным (применялся метод заливки желатином внутренних полостей сердца человека) (см. рис. 1).

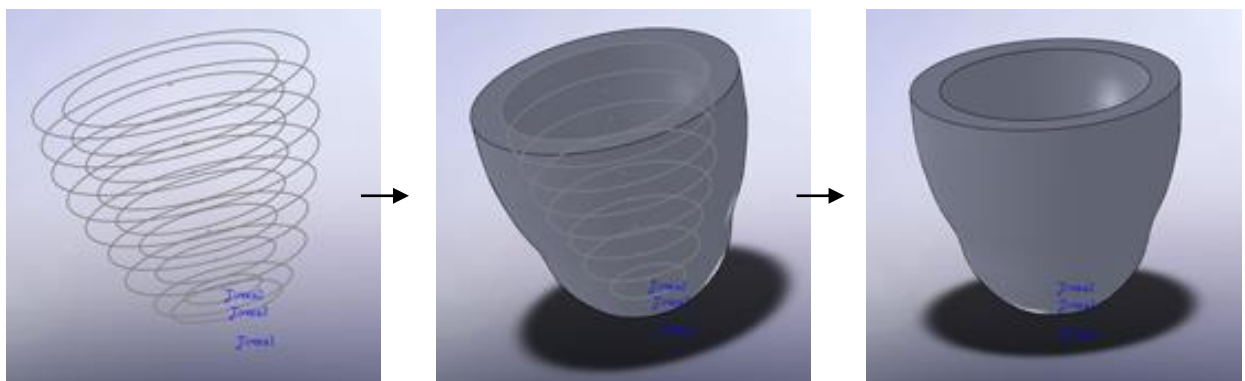


Рис. 1. Построение 3D модели левого желудочка

Построение моделей левого желудочка с постинфарктной аневризмой проводилось в программном комплексе Ansys multiphysics. В соответствии с классификацией (рис. 2, [Петровский Б.В., 1965]), были построены модели левого желудочка с постинфарктными аневризмами переднебоковой стенки, межжелудочковой перегородки и верхушки желудочка (рис. 3).

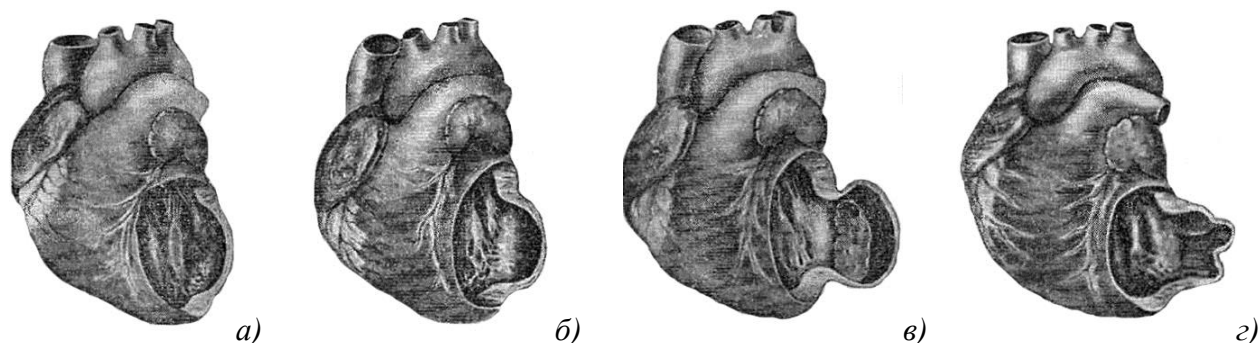


Рис. 2. Классификация постинфарктных аневризм левого желудочка:

*a) диффузная, б) мешковидная, в) грибовидная, г) «аневризма в аневризме»*

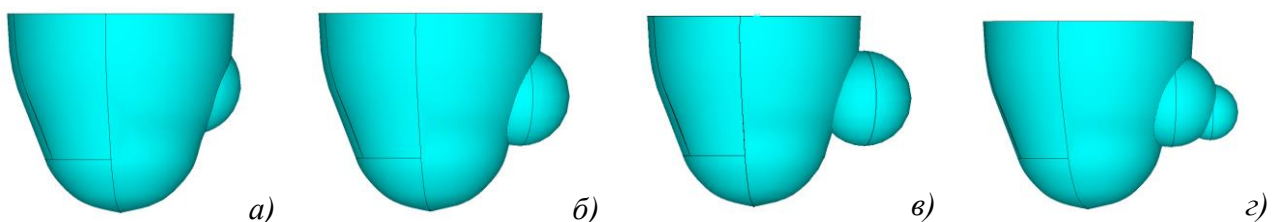


Рис. 3. Модели левого желудочка с постинфарктными аневризмами:

*a) диффузная, б) мешковидная, в) грибовидная, г) «аневризма в аневризме»*

Для реализации численного эксперимента по анализу работы левого желудочка сердца в систолическую фазу сердечного цикла в базовую модель были внесены дополнительные элементы (рис. 4, 5).



Рис. 4. 3D модель стенки левого желудочка для расчета систолической фазы сердечного цикла

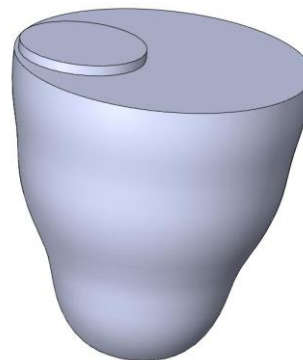


Рис. 5. 3D модель жидкости для расчета систолической фазы сердечного цикла

Используя методику, описанную в [Герман И., 2011], и вводя предположение, что левый желудочек представляет собой полую полусферу, определено изменение давления кровотока в полостях желудочков в диастолическую фазу сердечного цикла:

$$P \cong \sigma \frac{2V_j}{3V_i},$$

где  $\sigma$  – окружное напряжение,  $V_j$  – объем стенки желудочка,  $V_i$  – внутренний объем желудочка.

На основе данных ультразвукового исследования было определено поле перемещений стенок желудочков сердца в систолическую фазу сердечного цикла. Различным областям стенки желудочков соответствуют собственные перемещения. С помощью программы *CorelDraw* было проведено оконтуривание внутренней стенки желудочка (рис. 6) и проведена оценка по времени смещения стенки с интервалом 0,05с (рис. 7).

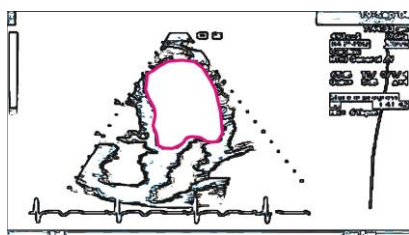


Рис. 6. Оконтуривание внутренней поверхности левого желудочка

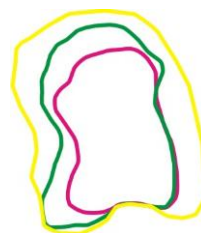


Рис. 7. Смещение стенки левого желудочка в систолическую фазу сердечного цикла по результатам УЗИ

Были получены графики зависимостей «перемещение-время» для различных секторов стенок правого и левого желудочков сердца.

**Во второй главе** описываются методики проведения испытаний на растяжение и сжатие тканей желудочков сердца и их особенности. Эксперимент был проведен на тканях 46 сердец, изъятых у трупов людей обоего пола, поступивших в Саратовское городское бюро судебно-медицинской экспертизы (забор материала проводился с соблюдением рекомендаций этической комиссии). Все материалы были распределены по четырем возрастным группам: I группа – 61-70 лет, II группа – 51-60 лет, III группа – 41-50 лет, IV группа – 31-40 лет. Для исследования выбирался участок, не содержащий

очаги ишемического некроза. Толщину и ширину образца измеряли с помощью цифрового микрометра Mitutoyo с точностью измерений до 0,001 мм. В среднем размеры образца составляли 30x10x10 мм при проведении эксперимента на растяжение и 10x10x10 мм – на сжатие. Образец закреплялся между двумя прорезиненными пневматическими зажимами (эксперимент на растяжение) или между двумя плитами диаметром 50 мм (эксперимент на сжатие) и нагружался с определенной скоростью. До проведения эксперимента на растяжение проводилась стабилизация свойств материала десятикратным нагружением и разгрузением образца, до проведения эксперимента на сжатие – пятикратным.

По итогам эксперимента были получены графики зависимостей «напряжение-деформация». Определены значения модуля Юнга с учетом половой принадлежности и возрастной группы (табл.1).

Таблица 1. Значения модуля Юнга миокарда

Возрастные группы	Миокард левого желудочка, МПа		Миокард правого желудочка, МПа		Миокард межжелудочковой перегородки, МПа	
	Мужской пол	Женский пол	Мужской пол	Женский пол	Мужской пол	Женский пол
I	1 – 9	5 – 7,2	0,5 – 1,8	1 – 2,2	0,1 – 0,9	1 – 1,5
II	0,4 – 2,6	2,5 – 3,9	0,1 – 2,3	1,7 – 2,3	0,6 – 2,8	0,8 – 3,2
III	1,7 – 4,8		0,6 – 2,8		1 – 2,1	
IV	2,1 – 3,1		1,5 – 2,5		1,6 – 2,4	

Разброс значений модуля Юнга в I возрастной группы обусловлен стадией поражения тканей мелкоочаговым и крупноочаговым кардиосклерозом.

Анализ данных позволил сделать следующие выводы:

- у I возрастной группы ткани левого желудочка обладают большим модулем Юнга, нежели ткани правого желудочка и межжелудочковой перегородки, для IV возрастной группы наблюдается большая эластичность образцов тканей левого желудочка и жесткая эластичность для ткани межжелудочковой перегородки;
- влияние полового признака существенно сказывается на биомеханических характеристиках миокарда. Модуль Юнга тканей миокарда у лиц женского пола в 3-4 раза превосходит данный показатель для лиц мужского пола (рис. 8);

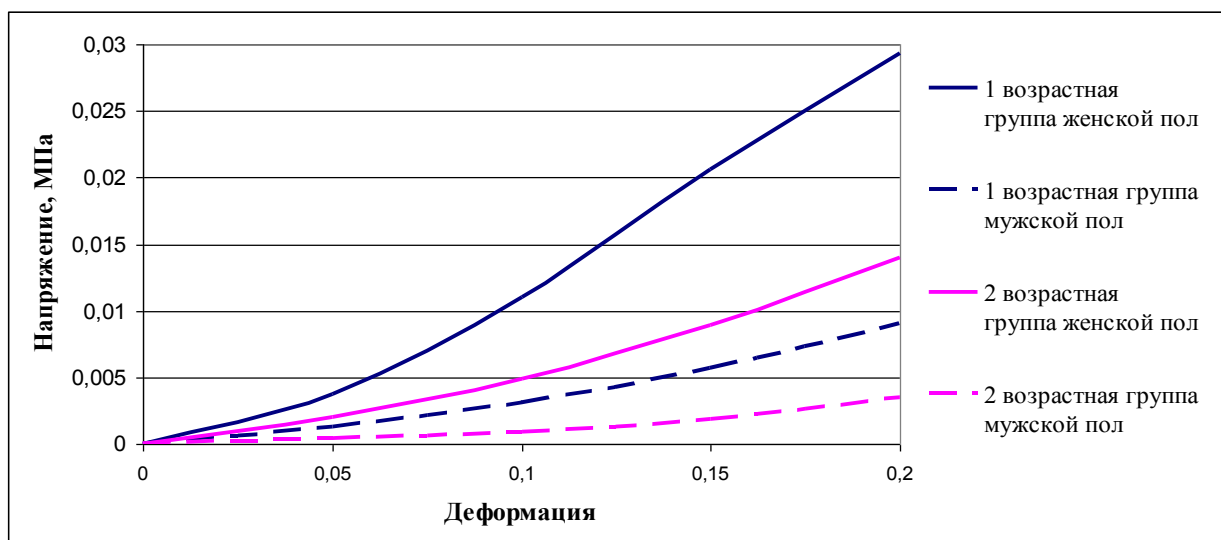


Рис. 8. Зависимость диаграмм растяжения миокарда левого желудочка от половой принадлежности

- предел прочности для тканей желудочков сердца снижается с возрастом, причем контрастный переход наблюдается от IV к III группе (рис. 9).

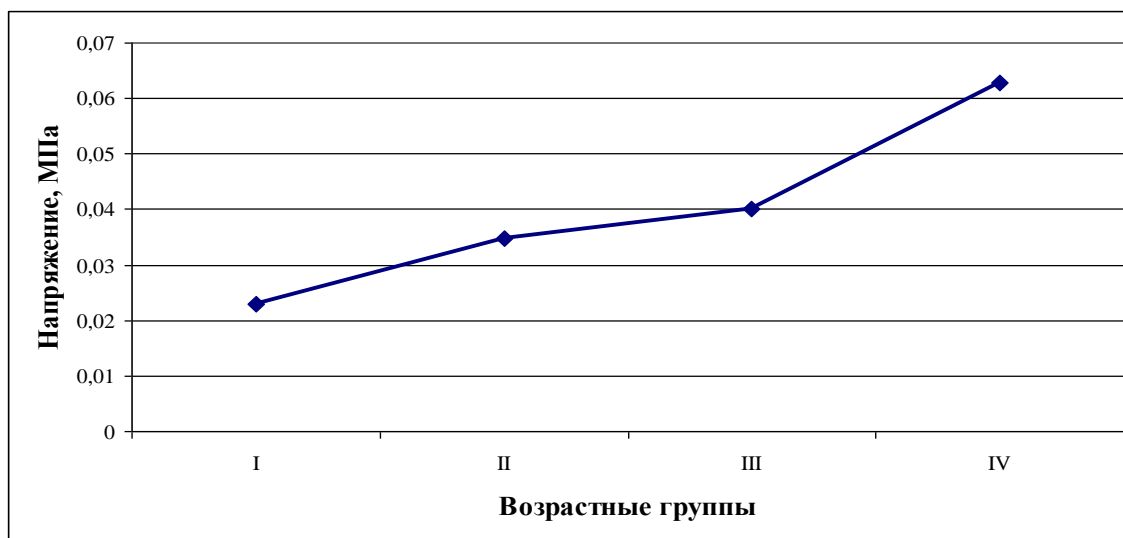


Рис. 9. Пределы прочности миокарда левого желудочка

**В третьей главе** приводится математическая постановка задачи о напряженно-деформированном состоянии стенки левого желудочка в диастолическую фазу сердечного цикла. Представлены результаты конечно-элементного анализа модели левого желудочка в норме, при патологическом изменении миокарда (при ишемическом поражении стенки и при наличии аневризматического мешка различного типа) и после хирургического ремоделирования.

Численный эксперимент проведен в расчетном комплексе Ansys multiphysics. Реализация проходила по следующим этапам:

- 1) создание или импорт трехмерной геометрической модели;
- 2) задание свойств материалов;
- 3) создание вычислительной сетки;
- 4) задание граничных и начальных условий;
- 5) решение задачи;
- 6) обработка полученных результатов.

Материал стенки левого желудочка предполагался линейно-упругим. В процессе натурного эксперимента, проведенного в Главе 2, было показано, что график зависимостей напряжений от деформации имеет нелинейный характер. Поэтому, для определения модуля упругости было проведено усреднение его значений для всех точек кривой на промежутке физиологических нагрузок. Коэффициент Пуассона принимался равным  $1/2$ .

Проведены расчеты для моделей левого желудочка в норме с учетом возрастной изменчивости механических свойств тканей стенки. Максимальные значения модуля вектора перемещения и эквивалентных напряжений достигаются на переднебоковой стенке, т.к. на данную область не оказывается внешнее давление, действующее со стороны правого желудочка на межжелудочковую перегородку. Выявлены значимые изменения в значениях модуля вектора перемещения стенки левого желудочка для II возрастной группы. Определены условия, при которых наиболее вероятно формирование постинфарктных аневризм левого желудочка: падение на порядок модуля Юнга миокарда и истончение патологического участка стенки.

Проведен анализ напряженно-деформированного состояния стенки левого желудочка с сформировавшимися аневризмами различных типов: диффузная, мешковидная, аневризма в аневризме и грибовидная, с учетом зоны локализации: межжелудочковая перегородка, переднебоковая стенка и верхушка желудочка.

В случае наличия аневризматического мешка переднебоковой стенки максимальные значения модуля вектора перемещения располагаются в центре купола аневризмы. Эквивалентные напряжения в данной области минимальны и достигают максимума в пограничной зоне двух материалов. Данные факторы способствуют дальнейшему увеличению объема аневризмы. В случае образования аневризм грибовидного и «аневризма в аневризме» типов максимальные значения модуля вектора перемещения увеличиваются на порядок, что свидетельствует о возможном истончении и разрыве стенки (табл. 2).

Таблица 2. Максимальные значения модуля вектора перемещения стенки для модели левого желудочка при наличии аневризматического мешка переднебоковой стенки, м

Состояние стенки	Норма	Тип аневризмы			
		Диффузная	Мешковидная	Грибовидная	«Аневризма в аневризме»
Значения модуля вектора перемещения стенки	0,002	0,007	0,01	0,04	0,03

При наличии аневризмы верхушки желудочка максимальные значения модуля вектора перемещения локализуются в куполе аневризмы. Эквивалентные напряжения достигают максимума на границе двух материалов, что приводит к дальнейшему росту объема аневризмы. Аналогичная картина сохраняется и при больших объемах аневризматического мешка, что приводит к максимально возможному растяжению тканей и дальнейшему увеличению его объема.

В левом желудочке с аневризмами межжелудочковой перегородки высокие значения модуля вектора перемещения и эквивалентных напряжений стенки достигаются на границе образования аневризмы. С увеличением объема аневризматического мешка происходит истончение стенки в зоне устья аневризмы. По медицинской статистике разрыв стенки происходит именно в данной области.

Проведено конечно-элементное моделирование хирургического лечения стенки левого желудочка:

- 1) патологический участок стенки укреплялся заплатой без удаления некротических тканей;
- 2) удаление поврежденных тканей и проведение кисетной пластики;
- 3) циркулярная пластика с наложением заплата;
- 4) эндовентрикулярная пластика с наложением заплата.

Материал заплата считался выполненным из биологического или синтетического материала с различными механическими характеристиками. Полученные данные о распределении эквивалентных напряжений и значений модуля вектора перемещения стенки левого желудочка позволили оценить выбор хирургического ремоделирования стенки левого желудочка:

- при всех видах хирургической коррекции стенки левого желудочка целесообразно использование заплата из материалов с модулем Юнга, превосходящим по своим значениям модуль Юнга миокарда на 20-30%;
- сравнительный анализ значений эквивалентных напряжений стенки левого желудочка в норме и после проведения хирургической коррекции межжелудочковой перегородки свидетельствует о целесообразности проведения циркуляционной пластики с наложения заплата со стороны правого желудочка, эндовентрикулярной пластики с наложением заплата со стороны левого желудочка;
- после проведения кисетной пластики переднебоковой стенки и верхушки левого желудочка значения напряженно-деформированного состояния стенки сопоставимы с нормой.

**В четвертой главе** приведена оценка фракции выброса и гемодинамики с учетом напряженно-деформированного состояния стенки левого желудочка в систолическую фазу сердечного цикла работы сердца человека. Фракция выброса показывает, какая часть конечно-диастолического объема крови выбрасывается из желудочков во время систолы в аорту.

Была решена связанная упруго-гидродинамическая задача. Моделирование тел, соответствующих стенке и жидкости желудочка,



проводилась отдельно, процесс их взаимодействия происходил по обозначенным границам. Для упругого тела использовались лагранжевы координаты, неизвестными являлись перемещения. Для жидкости использовался смешанный подход Эйлера-Лагранжа, неизвестными являлись перемещение, давление и скорость течения жидкости. На границе упругой и жидкой сред задавались два типа контактных условий: кинематические (неразрывность перемещений – условие прилипания) и динамические (силовое равновесие). Механические характеристики стенки левого желудочка (модуль Юнга, коэффициент Пуассона) задавались на основе данных натурального эксперимента, описанного в Главе 2. Кровь предполагалась несжимаемой, вязкой, ньютоновской жидкостью с заданными параметрами плотности ( $\rho_1=1050\text{кг/м}^3$ ) и динамической вязкости ( $\eta=0.0037\text{Па}\cdot\text{с}$ ).

Проведен конечно-элементный анализ модели левого желудочка в норме, при патологическом изменении миокарда (при ишемическом поражении стенки и при наличии аневризматического мешка различного типа) и после хирургического ремоделирования его стенки. Результаты моделирования были проанализированы с точки зрения определения влияния гемодинамических усилий на образование и разрыв постинфарктных аневризм, а также выбора рационального хирургического вмешательства по восстановлению фракции выброса левого желудочка.

Для модели левого желудочка в норме максимальные значения скорости потока (1,7 м/с) достигаются в 0,1 секунду систолической фазы сердечного цикла. Затем происходит значительное снижение скорости потока (скорость снижается на 80%). На протяжении всей систолической фазы в полости левого желудочка наблюдается закрученный поток (рис. 10). Максимальные значения давления 16 000 Па (120 мм рт.ст.) достигаются на 0,5 секунде.

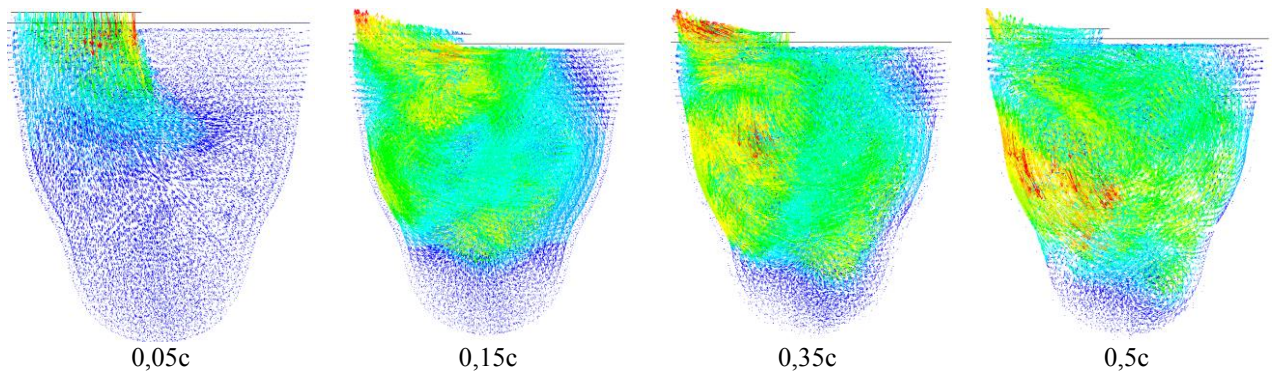


Рис. 10. Вектора скорости потока в полости левого желудочка в норме в систолическую фазу сердечного цикла

Эквивалентные напряжения и распределение значений модуля вектора перемещения стенки левого желудочка носят равномерный характер. Максимальные значения достигаются в центральной зоне, минимальные – в зоне клапанного аппарата. Фракция выброса составила 73% от исходного объема левого желудочка. На рисунке 11 представлены графики зависимостей от времени изменения объема крови в левом желудочке и изгоняемой желудочком в аорту.

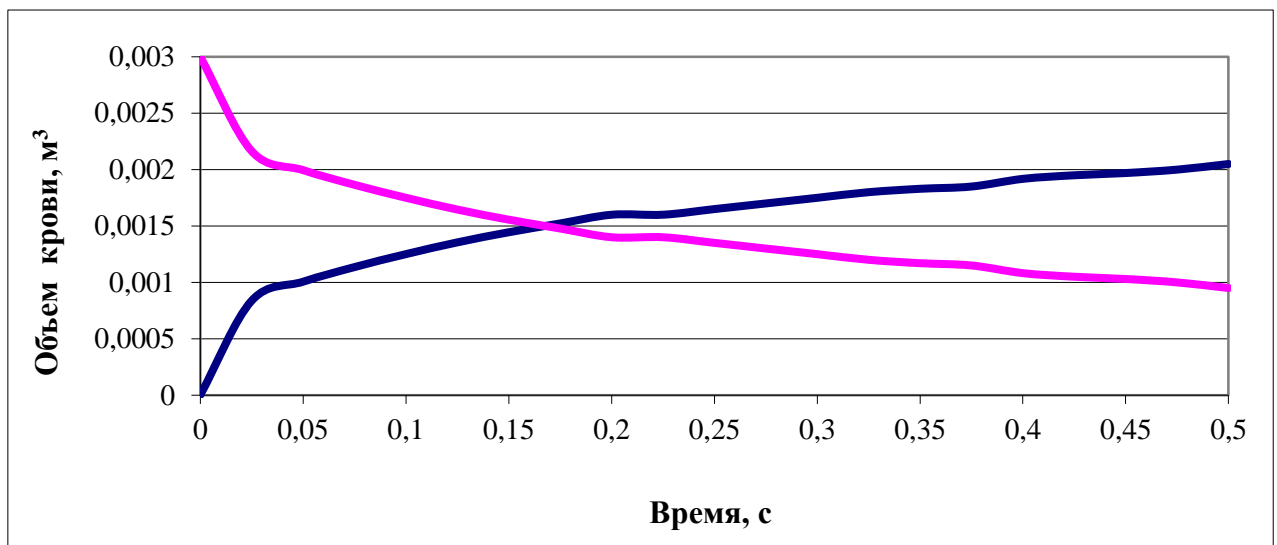


Рис. 11. График изменения объема крови в левом желудочке (—), объема крови изгоняемой в аорту (—) в систолическую фазу сердечного цикла

Для оценки изменений гемодинамики при патологических состояниях миокарда проведены расчеты с имитацией участка ишемии и сформировавшимися аневризмами. Выявлено, что при ишемии переднебоковой стенки и вершины желудочка скорости течения крови не превосходит 0,5 м/с, поток является ламинарным. Максимальные значения давления жидкости в

полости левого желудочка, как и в модели левого желудочка в норме, достигаются в 0,5 секунду сердечного цикла, но не превосходят 10 600 Па (80 мм рт.ст.) при ишемии переднебоковой стенки и 9 600 Па (72 мм рт.ст.) при ишемии верхушки желудочка. В модели левого желудочка с ишемией межжелудочковой перегородки наблюдается закрученный поток на протяжении всей систолической фазы. Максимальные значения скорости не превосходят 0,5 м/с. Максимальные значения модуля вектора перемещения стенки локализуются в центре патологического участка. И так как данная область практически не участвует в сокращении сердечной мышцы, то происходит формирование будущего купола аневризмы. Минимальные значения модуля вектора перемещения достигаются на противоположной стенке.

При наличии аневризматического мешка левого желудочка основные характеристики движения крови и напряженно-деформированное состояние его стенки в целом не зависят от типа аневризмы, но зависят от места ее локализации. Для модели левого желудочка с аневризмой переднебоковой стенки диффузного типа максимальные значения давления локализуются в куполе аневризмы и составляют 20 000 Па (150 мм рт.ст.) и 25 000 Па (190 мм рт.ст.) для мешковидной, грибовидной и «аневризма в аневризме». На протяжении всей систолической фазы наблюдается ламинарный кровоток с максимальной скоростью 0,4 м/с. Анализ значений фракции выброса левого желудочка при наличии аневризматического мешка переднебоковой стенки позволил оценить, какой тип аневризмы является наиболее неблагоприятным для полноценной работы организма. Левый желудочек с аневризмой типа грибовидная или «аневризма в аневризме» обладает наименьшей фракцией выброса, в обоих случаях фракция составляет 35%, 48% от нормы. В случае наличия аневризмы межжелудочковой перегородки фракция выброса составила 60% (80% от нормы) для модели левого желудочка с диффузной аневризмой и 35% (48% от нормы) для мешковидной. При наличии аневризмы верхушки желудочка максимальные значения скорости 0,6 м/с достигаются на 0,25с систолической фазы, в полости желудочка наблюдается закрученный поток.

Увеличение объема аневризматического мешка до 35% от исходного объема желудочка приводит к понижению значений скорости потока до 0,2 м/с, поток становится ламинарным. Давление достигает максимальных значений 22 000 Па (165 мм рт.ст.) на 0,25 – 0,5 секундах систолической фазы и концентрируется в куполе аневризмы. Фракция выброса при наличии диффузной аневризмы верхушки левого желудочка составила 55%, для мешковидной – 40%. С увеличением объема аневризматического мешка фракция выброса снижается до 23%.

Для определения метода хирургического ремоделирования, максимально возможно восстанавливающего фракцию выброса левого желудочка, проведено конечно-элементное моделирование. Установлено, что механические характеристики и тип материала заплат не влияют на показатель фракции выброса.

Конечно-элементный анализ поведения межжелудочковой перегородки с циркулярной пластикой в диастолическую фазу сердечного цикла показал необходимость наложения заплаты со стороны правого желудочка. При эндовентрикулярной пластике межжелудочковой перегородки в диастолическую фазу рационально наложение заплаты со стороны левого желудочка. Анализ модели левого желудочка в систолическую фазу показал, что фракция выброса не зависит от выбора желудочка, со стороны которого наложена заплата.

Из всех методов хирургического ремоделирования левого желудочка кисетная пластика является наиболее адекватным методом восстановления фракции выброса (восстанавливает до 67%) (табл. 3–5). Однако, необходимо отметить, что в зоне контакта двух материалов наблюдаются максимально критические значения эквивалентных напряжений, что в свою очередь может приводить к новым патологическим состояниям стенки левого желудочка.

Таблица 3. Фракция выброса левого желудочка после проведения пластики переднебоковой стенки

Состояние стенки левого желудочка	Объем крови, изгоняемой левым желудочком в аорту, см <sup>3</sup>	Фракция выброса
Норма	204	73%
Эндовентрикулярная пластика	145	52%
Циркулярная пластика	140	50%
Кисетная пластика	170	61%

Таблица 4. Фракция выброса левого желудочка после проведения пластики межжелудочковой перегородки

Состояние стенки левого желудочка	Объем крови, изгоняемой левым желудочком в аорту, см <sup>3</sup>	Фракция выброса
Норма	204	73%
Эндовентрикулярная пластика	168	60%
Циркулярная пластика	140	50%
Кисетная пластика	187	67%

Таблица 5. Фракция выброса левого желудочка после проведения пластики верхушки желудочка

Состояние стенки левого желудочка	Объем крови, изгоняемой левым желудочком в аорту, см <sup>3</sup>	Фракция выброса
Норма	204	73%
Эндовентрикулярная пластика	142	51%
Циркулярная пластика	140	50%
Кисетная пластика	175	62%

Верификация предложенной биомеханической модели проведена на основе сопоставления с известными клиническими данными [Бокерия Л.А. и др, 2002]. Выявлено, что погрешность составляет менее 1% для модели левого желудочка в норме, менее 7% при патологических состояний стенки и 10% после ее хирургического ремоделирования. Данные погрешности обусловлены физиологическими особенностями организма и напрямую зависят от объема жизнеспособного миокарда, что, к сожалению, пока невозможно учесть в виртуальной модели.

## **Основные результаты и выводы:**

- Построена биомеханическая модель левого желудочка, учитывающая возрастную и половую факторы, которые оказывают существенное влияние на деформационно-прочностные характеристики тканей.
- Проведена верификация предложенной биомеханической модели на основе сопоставления с известными клиническими данными.
- На основе вычислительных экспериментов выявлены основные факторы развития постинфарктных аневризм левого желудочка сердца, главными среди которых являются падение на порядок модуля Юнга миокарда и возрастание значений давления в куполе аневризмы.
- Механические характеристики и тип материала заплат не влияют на показатель фракции выброса левого желудочка сердца человека.
- С помощью конечно-элементных расчетов по предложенной модели сформулированы следующие рекомендации для выбора методики проведения пластики стенки левого желудочка:
  - при всех видах хирургической коррекции стенки левого желудочка целесообразно использование заплат из материалов с модулем Юнга, превосходящим по своим значениям модуль Юнга миокарда на 20-30%;
  - сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния межжелудочковой перегородки свидетельствует о целесообразности проведения циркуляционной пластики с наложением заплата со стороны правого желудочка, эндовентрикулярной пластики с наложением заплата со стороны левого желудочка;
  - для восстановления фракции выброса левого желудочка сердца человека, при хирургической коррекции переднебоковой стенки и верхушки желудочка, целесообразно проведение кисетной пластики.

## **Список публикаций по теме диссертации**

### **Публикации в центральных изданиях, включенных в перечень периодических изданий, рекомендованных ВАК РФ:**

1. Голядкина А.А., Кириллова И.В., Щучкина О.А. Анализ напряжённо-деформированного состояния и гемодинамики коронарных артерий и желудочков сердца человека // Вестник Самарского государственного технического университета. Серия Физ.-мат. науки №3(24). – Самара: Изд-во СамГТУ, 2011. С. 79–88.
2. Голядкина А.А., Челнокова Н.О., Щучкина О.А. Клинико-морфологические основы моделирования гемодинамики в системе венечных артерий с учетом их взаимодействия с миокардом // Саратовский научно-медицинский журнал. №4 Часть 7. – Саратов: Изд-во СМУ, 2011. С. 262–268.
3. Голядкина А.А., Кириллова И.В., Щучкина О.А., Маслякова Г.Н., Островский Н.В., Челнокова Н.О. Конечно-элементное моделирование ишемической болезни сердца исходя из картины морфо-функциональных изменений венечных артерий и сердечной мышцы человека // Российский журнал биомеханики – Пермь: Изд-во Пермского гос.тех. ун-та, 2011. Т.15, №4. С.33–46.
4. Голядкина А.А., Кириллова И.В. Численное моделирование напряженно-деформированного состояния стенок желудочков сердца человека в норме и при патологии // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. № 4 Часть 2. – Н. Новгород: Изд-во ННГУ им. Н.И. Лобачевского, 2011. С. 415–417.

### **Публикации в других изданиях, в том числе материалы в трудах российских и международных конференций:**

5. Голядкина А.А., Кириллова И.В., Челнокова Н.О., Щучкина О.А. Механические свойства и гистологическое строение миокарда сердца человека // III сессия Научного совета РАН по механике деформируемого твердого тела: Тез. докл. Всерос. конф. / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2009. С. 22.
6. Голядкина А.А., Кириллова И.В., Щучкина О.А., Челнокова Н.О. Механические свойства и гистологическое строение желудочков сердца человека // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине–2009: Материалы ежегод. Всерос. науч. школы-семинара/под редакцией проф. Усанова Д.А.–Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2009. С. 76–80.

7. **Голядкина А.А.**, Кириллова И.В. Численный анализ напряженно-деформированного состояния левого желудочка сердца человека // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине–2012: Материалы ежегод. Всерос. науч. школы-семинара/под редакцией проф. Усанова Д.А.–Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2012. С. 17–18.
8. **Голядкина А.А.**, Кириллова И.В., Щучкина О.А., Коссович Л.Ю. Моделирование гемодинамики коронарных артерий // Актуальные проблемы механики сплошной среды. Труды международной конференции, посвященной 100-летию академика НАН Армении Н.Х.Арутюняна / – Тигран Мец, 2012. – Т.1. – С. 167–171.
9. **Голядкина А.А.** Конечно-элементное моделирование оперативных вмешательств по восстановлению геометрии левого желудочка сердца// Математическое моделирование и биомеханика в современном университете. Тезисы докладов VII Всероссийской школы-семинара, пос. Дивноморское, 28 мая –1 июня 2012 г., Ростов-на-Дону, Издательство Южного федерального университета, 2012г., С. 43.
10. **Голядкина А.А.**, Кириллова И.В., Менишова Л.Р. Биомеханика резекции аневризматического мешка левого желудочка сердца человека // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете. Тезисы докладов VIII Всероссийской школы-семинара, пос. Дивноморское, 27–31 мая 2013 г., Ростов-на-Дону, Издательство Южного федерального университета, 2013г., С. 46.

---

Подписано в печать \_\_\_\_\_. Формат 60x84/16.

Тираж 100 экз. Усл. печ. л. 1.5 Заказ №