

На правах рукописи

Рубашова Дарья Александровна

**МЕТОДЫ И СИСТЕМА ОЦЕНКИ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ  
ХАРАКТЕРИСТИК СТРУКТУР ГЛАЗА**

Специальность: 05.11.17 –  
Приборы, системы и изделия медицинского назначения

**АВТОРЕФЕРАТ**  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Санкт-Петербург  
2013

Работа выполнена на кафедре прикладной механики и инженерной графики Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)».

Научный руководитель:

доктор технических наук, профессор Бегун П.И.

Официальные оппоненты:

доктор технических наук, профессор Коротков Константин Георгиевич, профессор кафедры проектирования компьютерных систем Санкт-Петербургского национального исследовательского университета информационных технологий, механики и оптики.

Кандидат физико-математических наук, профессор Смольников Борис Александрович, профессор кафедры «механика и процессы управления» Санкт-Петербургского государственного политехнического университета.

Ведущая организация – Федеральное государственное бюджетное учреждение высшего профессионального образования Санкт-Петербургский государственный университет.

Защита состоится « 11 » декабря 2013 года в \_\_\_\_ часов на заседании диссертационного совета Д 212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина).

Автореферат разослан « \_\_ » ноября 2013 года

Ученый секретарь  
диссертационного совета

Е.В. Садыкова

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### **Актуальность.**

Внутриглазное давление (ВГД) является одной из важнейших характеристик глаза. Нарушения ВГД являются причиной снижения зрения и стойкой инвалидизации огромного числа пациентов. Например, высокое ВГД при глаукоме приводит к специфической атрофии зрительного нерва и необратимой слепоте.

До настоящего времени актуальны вопросы стандартизации измерений ВГД, определения нормальных и патологических показателей ВГД и изучения влияния различных параметров глазного яблока на его величину. Существующие аппланационные методы измерения внутриглазного давления дают возможность измерить тонометрическое внутриглазное давление, но не учитывают индивидуальные особенности глаза пациента: толщины роговицы и склеры, их кривизну и их механических свойств. В то же время эти параметры глаза оказывают существенное влияние на результаты аппланационных методов тонометрии. Это искажает результаты измерений, приводя к запоздалой диагностике различных заболеваний, таких как глаукома, и к недостаточно обоснованной терапии.

Актуальность работы обусловлена необходимостью разработки и внедрения в клиническую практику методов оценки влияния геометрических параметров и механических свойств структур глаза на результаты аппланационной тонометрии и прогнозирования критического состояния диска зрительного нерва (ДЗН) при градиенте давлений и оценке состояния глазного яблока при внешних воздействиях.

**Цель работы:** разработка методического и информационного обеспечения системы оценки биомеханических характеристик структур глаза для повышения точности определения внутриглазного давления при тонометрии и прогнозирования критического состояния ДЗН при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений и состояния глазного яблока при внешних воздействиях.

Для достижения поставленной цели сформулированы следующие основные задачи:

1. Разработать биомеханические модели глаза для оценки влияния геометрических параметров и механических свойств структур глаза на показатели измерения ВГД по методу Маклакова в норме, при кератоконусе, миопии и гиперметропии.

2. Разработать биомеханические модели ДЗН для исследования напряжений и перемещений в его структурах при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений.

3. Разработать биомеханические модели глазного яблока для исследования его напряженно-деформированного состояния в норме и при патологических изменениях, при различных внешних воздействиях.

4. Разработать информационное обеспечение системы оценки биомеханических характеристик структур глаза для повышения точности определения тонометрического ВГД по методу Маклакова.

5. Разработать методическое обеспечение системы оценки критического состояния диска зрительного нерва при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений и состояния структур глазного яблока при внешних воздействиях.

6. Провести сопоставление с клиническими экспериментальными данными результаты проведенных исследований с целью оценки их точности.

**Методы исследования.** В работе использованы методы теории механики твердого деформированного тела, методы моделирования на основе компьютерных программ SolidWorks, Mimics и метод конечных элементов.

**Научная новизна:**

1. Разработаны биомеханические модели глаза, позволяющие определять тонометрическое ВГД при различных геометрических параметрах и механических свойствах структур глаза в норме, при патологии.

2. Разработаны биомеханические модели ДЗН, позволяющие исследовать напряженно-деформированное состояние при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений.

3. Создана методика исследования напряжений и перемещений в структурах глазного яблока и ДЗН, позволяющая прогнозировать критическое состояние их структур.

4. Разработано информационное обеспечение, позволяющее определять тонометрическое внутриглазное давление с учетом геометрических параметров и механических свойств структур глаза пациента.

5. Разработано методическое обеспечение, позволяющее, на основе компьютерного моделирования, исследовать состояние ДЗН.

**Достоверность полученных результатов** обеспечивается: корректностью постановки задач, сравнением аналитических и численных результатов, согласованностью результатов исследования с теоретическими и экспериментальными результатами и данными других авторов.

**Практическую ценность работы составляют:**

1. Биомеханический метод исследования тонометрического ВГД, позволяющий учитывать геометрические параметры и механические свойства структур глаза.

2. Биомеханические модели глаза и ДЗН в норме и при патологических изменениях.

3. Биомеханический метод исследования напряженно-деформированного состояния структур глаза и ДЗН в норме и при патологии.

4. Информационное обеспечение системы для повышения точности определения внутриглазного давления при тонометрии по методу Маклакова.

### **Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Разработанные биомеханические модели глаза позволяют рассчитать тонометрическое внутриглазное давление с учетом влияния геометрических параметров и механических свойств его структур.

2. Использование биомеханического компьютерного метода исследования напряженно-деформированного состояния, возникающего в структурах ДЗН, позволяет оценить его критическое состояние при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений.

3. Разработанное информационное обеспечение системы оценки биомеханических характеристик структур глаза, позволяет врачу-офтальмологу определять тонометрическое ВГД с учетом геометрических параметров и механических свойств структур глаза пациента.

### **Внедрение результатов:**

Результаты исследований, включающие информационное и методическое обеспечение системы оценки биомеханических характеристик структур глаза внедрены в клиническую практику Офтальмологического отделения №1 С-Пб ГУЗ «Городская многопрофильная Больница №2». Так же результаты работы внедрены в учебный процесс: 1) в лекционный курс и практические занятия дисциплины «Биомеханическое моделирование объектов протезирования»; 2) в раздел методического пособия «Биомеханическое моделирование объектов протезирования» (автор Бегун П.И.).

**Апробация работы:** Основные научные и практические результаты работы докладывались и обсуждались на 9 Всероссийских и международных научно-технических конференциях, в том числе: Международная конференция по мягким вычислениям и измерениям (конкурс УМНИК), 2009 г.; Третий Всероссийский форум студентов, аспирантов и молодых ученых «Наука и инновации в технических университетах», 2009 г.; Научно-практическая конференция с международным участием «Биомеханика глаза – 2009», 2009 г.; Общероссийская научно-практическая конференция молодых ученых на английском языке, 2009 г.; VII Международный симпозиум «Электроника в медицине. Мониторинг, диагностика, терапия», 2010 г.; Политехнический симпозиум «Молодые ученые – промышленности северо-западного региона», 2010 г. (Награждена грамотой за лучший доклад); Четвертый всероссийский форум студентов, аспирантов и молодых ученых «Наука и инновации в технических университетах», 2010 г. (Награждена дипломом за лучший доклад); Всероссийская научная школа для молодежи «Биомедицинская инженерия» "БМИ-2010", 2010 г.; X Международный симпозиум «Электроника в медицине. Мониторинг, диагностика, терапия», 2012 г.

**Публикации.** По теме диссертации опубликовано 16 научных работ [1-16], в том числе 6 [1-6] опубликованы в ведущих рецензируемых научных изданиях и журналах, определенных ВАК.

**Структура и объем:** Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения и списка литературы, включающего 85 наименований. Работа содержит 174 страницы, 126 рисунков и 4 таблицы.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность исследования, определены цели и задачи работы. Сформулированы научные положения выносимые на защиту, определены их научная новизна и практическая значимость, приведены сведения об апробации и внедрении результатов.

**В первой** главе выявлены проблемы, возникающие при оценке биомеханических свойств структур глаза. Проведен анализ современных методов исследования структур глаза и обзор работ других авторов, посвященных биомеханическому моделированию глаза.

Анализ современных методов диагностики ВГД позволил выявить существенный недостаток аппланационных тонометров: при измерении тонометрического ВГД врач не учитывает индивидуальные характеристики глаза пациента, от которых зависит величина исследуемого параметра, он может руководствоваться только предшествующим опытом и опираться на свою интуицию. Выявленные проблемы связаны с отсутствием методик и информационного обеспечения, позволяющих учитывать индивидуальные особенности глаза пациента при диагностике методами аппланационной тонометрии.

В работах других авторов, посвященных биомеханическому исследованию структур глаза, рассмотрены модели, позволяющие оценить влияние геометрии и механических свойств склеры и роговицы на результаты тонометрии. Рассмотренные модели не учитывают: 1) особенности крепления глазного яблока в структурах соединительнотканых образований глазницы; 2) влияние изменения геометрии роговицы на результаты тонометрии при развитии кератоконуса.

Существующие методы исследования влияния индивидуальных параметров структур глаза на результаты тонометрии не позволяют создать единую систему оценки тонометрического ВГД.

**Во второй** главе рассмотрены положения, на которых основывается построение модели; определены исходные данные; выявлены параметры, отвечающие на вопросы, связанные с исследуемой проблемой.

Биомеханические модели для исследования перемещений и напряжений, возникающих в структурах глаза, реализованы при использовании модуля конечно-элементного анализа CosmosWorks Simulation, интегрированного в систему пространственного моделирования SolidWorks.

Для исследования влияния геометрических параметров и механических свойств структур глаза на результаты компрессионных проб, построены модели: роговицы К1, корнеосклеральной оболочки К2 – К3 и

соединительнотканых образований глазницы К4. Для исследования внутриглазного давления по методу Маклакова построены четыре модели глаза М1– М4: М1 – модель учитывающая структуру роговицы (рис. 1, а), М2

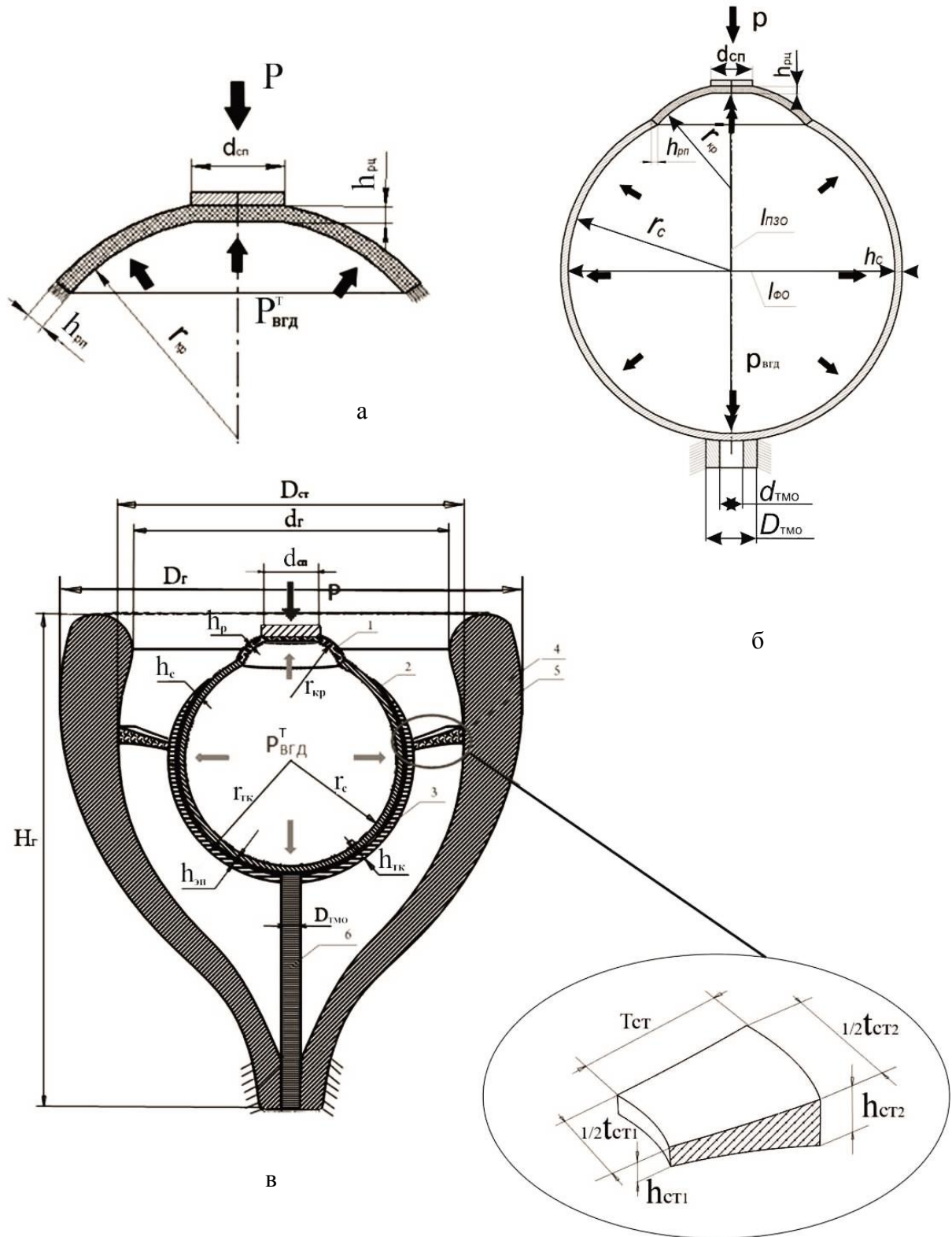


Рисунок 1 – Схемы моделей М1 (а), М2 (б) и М4 (в)

– модель корнеосклеральной оболочки (рис. 1, б), М3 – модель корнеосклеральной оболочки с учетом структур лимба и М4 – модель глаза с учетом соединительнотканых образований глазницы (рис. 1, в).

Для оценки перемещений и напряжений в структурах диска зрительного нерва при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений построены три модели: Г1 – модель трехслойной решетчатой пластинки (рис. 2, а), Г2 – в дополнение к модели Г1 учитывает пучки нервных волокон, Г3 – модель, учитывающая структуры сетчатки, сосудистой оболочки, склеры и трехслойной решетчатой пластинки с отверстием в центре (рис. 2, б).

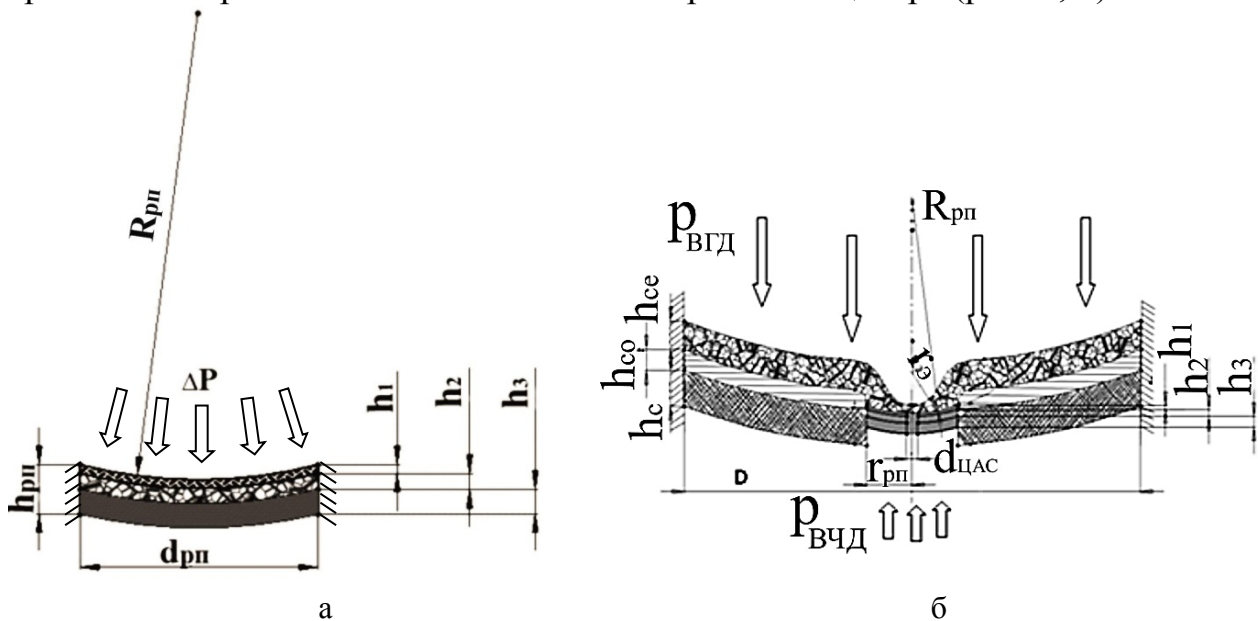


Рисунок 2 –Схемы моделей решетчатой пластинки (а) и диска зрительного нерва (б)

При построении модели М1 введены следующие допущения: 1) материал роговицы однородный, сплошной, изотропный, с приведенным модулем упругости  $E_p$ ; 2) роговица жестко закреплена по наружному контуру; 3) модуль упругости контактной части тонометра  $E_t$ ; 4) к внутренней поверхности роговицы приложено расчетное тонометрическое внутриглазное давление  $P_{вгд}^T$ ; 5) к наружной поверхности роговицы приложено давление тонометра на кружке сплющивания диаметром  $d_{сп}$ ; б) начальные напряжения в структурах модели отсутствуют. Число введенных конечных элементов в модели М1 до 14 тысяч существенно влияет на результаты вычислений. Дальнейшее увеличение числа конечных элементов на результатах вычислений сказывается незначительно (не более 5 %). Поэтому, для достижения необходимой точности, при минимальных затратах времени на вычисления напряжений и перемещений, в модели роговицы целесообразно задавать разбиение на 14 тысяч линейных тетраэдральных конечных элементов.

При построении модели М2, в дополнение к модели М1 введены следующие допущения: 1) материалы склеры и твердой мозговой оболочки однородные, сплошные, изотропные; 2) корнеосклеральная оболочка жестко закреплена в твердой мозговой оболочке по наружному контуру; 3) склере, твердой мозговой оболочке заданы приведенные модули нормальной упругости  $E_c$  и  $E_{ТМО}$ ; 4) расчетное тонометрическое внутриглазное давление  $P_{вгд}^T$  приложено к внутренней поверхности роговицы и склеры.

Модель М3 в дополнение к модели М2 учитывает геометрические параметры и механические свойства лимба. Лимб рассматривается как



сплошной изотропный кольцевой элемент на стыке роговицы и склеры, с нормальным модулем упругости  $E_d$ .

По результату конечно-элементного анализа при вычислении в программе COSMOSWorks модель M2 разбита на 59,5 тысяч, M3 на 62 тысячи линейных тетраэдральных конечных элементов.

В модели M4 в дополнение к модели M2 введены следующие допущения: 1) материалы стяжей, эписклерального пространства, теновой капсулы и кости глазницы однородные, сплошные, изотропные, с приведенными модулями упругости  $E_{ст}$ ,  $E_{эп}$ ,  $E_{тк}$ ,  $E_r$ ; 2) модель жестко закреплена на внешней стороне кости глазницы.

Структуры модели M4 разбиты на 70 тысяч конечных элементов.

Расчетное тонометрическое давление определяется последовательностью итераций, в результате которых объем несплющенной части деформированного глаза включает дополнительный объем жидкости, вытесненной тонометром из роговицы:

1. Определяются объемы: а) недеформированного глаза; б) водянистой влаги, вытесненной тонометром из сплющенной части глазного яблока; в) несплющенной части деформированного глазного яблока.

2. Из условия нулевого перемещения, в роговице, в зоне контакта с тонометром, вычисляются перемещение и деформация несплющенной части роговицы и склеры.

3. Допуская линейную зависимость между нагрузкой и перемещением, по определенному в п.2 характеру деформации несплющенной части глаза, увеличивается ее объем на 0,9 объема жидкости, вытесненной тонометром.

4. Аналогично п.2 обеспечивается условие равновесия в зоне контакта деформированной роговицы и тонометра.

5. Определяется объем несплющенной части глазного яблока;

6. Если объем несплющенной части отличается от первоначального объема глазного яблока, вносятся изменения в соответствии с п. 3 (увеличивается или уменьшается объем несплющенной части глаза в зависимости от результатов п.5).

7. При необходимости последовательно повторяются вычисления в соответствии с п. 4-6.

На рис. 3. представлены эпюры перемещений и напряжений в структурах модели M4, рассчитанные в программе CosmosWorks при следующих геометрических параметрах и механических свойствах: толщина роговицы  $h_{рц} = 0,4$  мм; радиус кривизны роговицы  $r_{кр} = 6,2$  мм (третья стадия развития кератоконуса); толщина склеры  $h_c = 0,7$  мм; толщина ТМО  $h_{ТМО} = 1$  мм; диаметр кружка сплющивания  $d_{сп} = 7$  мм; толщина и радиус кривизны эписклеры  $h_{эп} = 0,26$  мм,  $r_{эп} = 12,26$  мм; размеры стяжей  $T_{ст} = 5$  мм,  $t_{ст1} = 11,25$  мм,  $t_{ст2} = 16$  мм,  $h_{ст1} = 0,7$  мм,  $h_{ст2} = 1,76$  мм, внешний диаметр стяжей  $d_{ст} = 36,7$  мм; высота глазницы  $H_r = 52,5$  мм; внешний диаметр глазницы  $D_r = 49$  мм; внутренний диаметр глазницы  $d_r = 33$  мм; толщина и радиус кривизны

теноновой капсулы  $h_{TK} = 0,45\text{ мм}$ ,  $r_{TK} = 13\text{ мм}$ . Приведенные модули нормальной упругости: эписклерального пространства, стяжей и кости глазницы равны соответственно  $E_{ЭП} = 30\text{ кПа}$ ;  $E_{СТ} = 20\text{ МПа}$ ;  $E_{Г} = 2,5\text{ ГПа}$ ; роговицы  $E_p = 0,362\text{ МПа}$ ; склеры  $E_c = 6\text{ МПа}$ ;  $E_{ТМО} = 50\text{ МПа}$ . К внутренней части корнеосклеральной оболочки приложено  $P_{ВГД}^T = 2,23\text{ кПа}$  (16,7 мм рт. ст.), и к внешней части тонометра приложено давление  $P = 2,55\text{ кПа}$ .

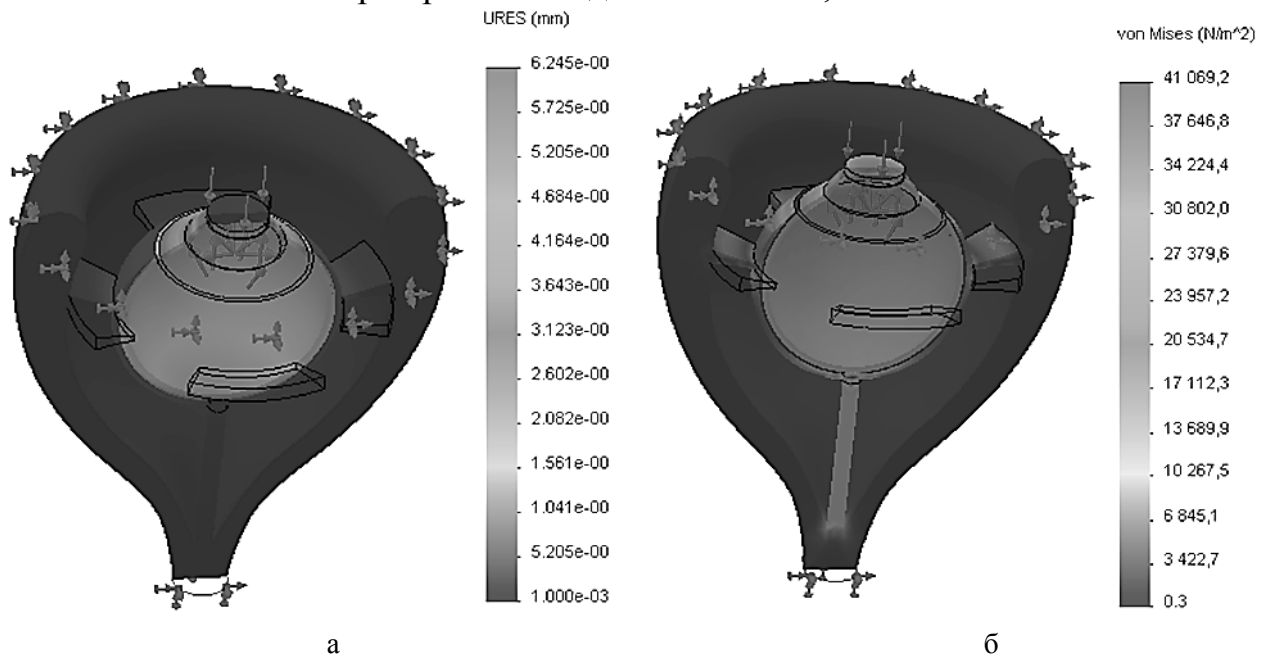


Рисунок 3 – Эпюры перемещений (а) и напряжений (б) в структурах модели М4

В модели Г1 введены следующие допущения: 1) решетчатая пластинка (РП) представлена трехслойной пластинкой диаметром  $d_{рп}$  и толщиной  $h_{рп}$  и радиусом кривизны  $R_{кр}$ ; 2) толщина слоев решетчатой пластинки  $h_1$ ,  $h_2$ ,  $h_3$  соответственно; 3) учитывается 400 отверстий четырех типоразмеров, их радиусы соотносятся с радиусом центрального артериального сосуда как  $r_1 = 1/2r_{цас}$ ,  $r_2 = 1/4r_{цас}$ ,  $r_3 = 1/8r_{цас}$ ,  $r_4 = 1/16 r_{цас}$ ; 2) материалы слоев решетчатой пластины сплошные, однородные, изотропные, с приведенными модулями нормальной упругости  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$ ; 3) модель осесимметрична, жестко закреплена по наружному краю.

В дополнение к модели Г1, в модели Г2 введены следующие допущения: материал пучков нервных волокон, проходящих через отверстия решетчатой пластины, однородный и изотропный, с модулем нормальной упругости  $E_{нв}$ , коэффициент Пуассона  $\nu$ . Для корректного расчета целесообразно разбивать модель РП на 32 и 43 тыс. конечных элементов.

На рис. 4 представлена эпюры перемещений и напряжений в структурах модели Г2, рассчитанные в программе CosmosWorks при следующих геометрических параметрах и механических свойствах: толщина слоев  $h_1$ ,  $h_2$ ,  $h_3$  равные 0,05 мм; 0,1 мм; 0,15 мм соответственно; радиусом РП  $r_{рп} = 0,75\text{ мм}$ ; радиусом кривизны  $R_{рп} = 3\text{ мм}$ ; радиусы отверстий, через которые проходят нервные волокна,  $r_1 = 0,045\text{ мм}$ ;  $r_2 = 0,0225\text{ мм}$ ;  $r_3 = 0,011\text{ мм}$ ; допускается, что отверстие, через которое проходит ЦАС, осесимметричное,  $r_{цас} = 0,9\text{ мм}$ ;

радиус нервных волокон соответствует радиусам отверстий, длина нервного волокна 0,6 мм; каждому слою РП задан модуль нормальной упругости  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$  равный 1,1 Мпа; 1,3 Мпа; 1,7 МПа соответственно, модуль упругости нервных волокон.

При построении модели Г3, в дополнение к модели Г1, введены следующие допущения: 1) сетчатка, склера, сосудистая оболочка – сплошные, изотропные среды с нормальными модулями упругости; 2) участок капсулы

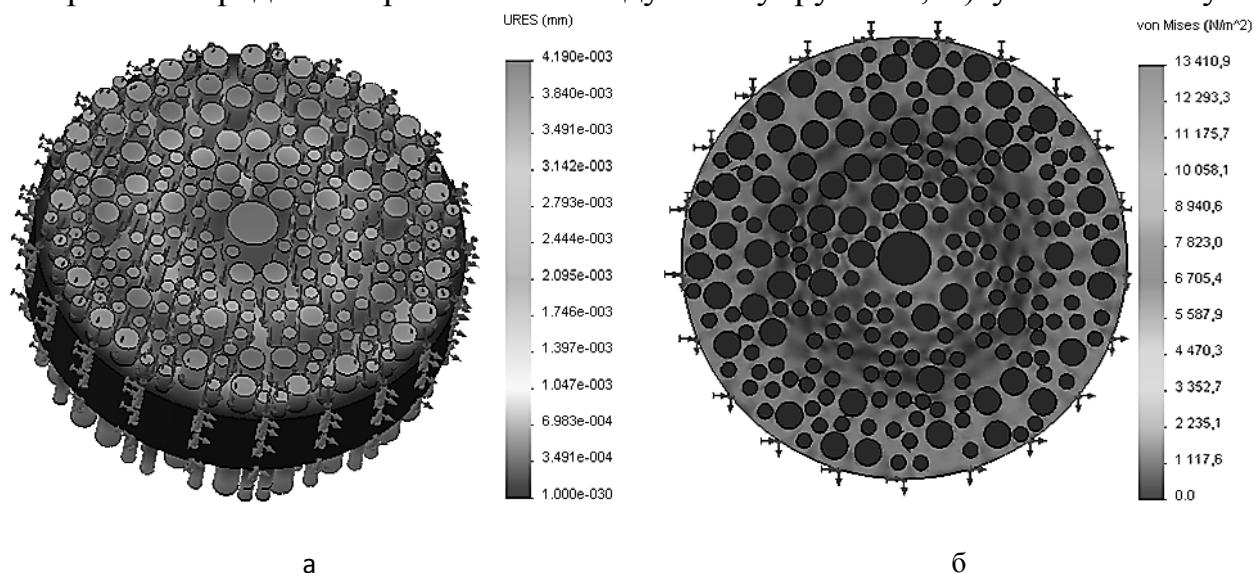


Рисунок 4 – Эпюры перемещения (а) и напряжения (б) в структуре РП, рассчитанные по модели Г2

глазного яблока с диаметром, в котором находится ДЗН, жестко закреплен по наружному контуру; 3) к внешней поверхности сетчатки приложено внутриглазное давление  $P_{ВГД}$ , а к внешней поверхности решетчатой пластинки - внутричерепное давление  $P_{ВЧД}$ .

При использовании единичных экспериментальных исследований [Н. Quigley] проведены сопоставления перемещений в структурах диска зрительного нерва при увеличении ВГД от 10 мм рт. ст. (1,33 кПа) до 45 мм рт. ст. (6 кПа) максимальные расхождения вычислений по модели Г1 и Г2 с экспериментальными данными составляют 51% (30 мкм – по экспериментальным данным и 14,7 мкм – по данным модели Г1). Расхождения результатов экспериментальных данных в сравнение с данными полученными по модели Г3 (40,7 мкм) достигают 35,6%.

Для оценки точности расчетов, при использовании пакета прикладных программ CosmosWorks, проведено аналитическое вычисление для задачи, сходной рассматриваемой, но настолько простой, что возможно ее точное решение. Разность результатов расчета экстремальных значений напряжений в круглой пластине, находящейся под давлением распределенной нагрузки, по безмоментной теории оболочек и теории трехмерных тел составляет 33%.

**В третьей главе** проведены следующие исследования: 1) по моделям К1 – К4 - исследования состояния структур глаза с учетом и без учета ее анизотропных свойств; 2) по моделям Г1 – Г3 - исследования значений максимальных перемещений и напряжений в структурах решетчатой

пластинки в зависимости от градиента внутриглазного и внутричерепного давлений; 3) по моделям М1 – М4 - исследования влияния на результаты аппланационной тонометрии формы роговицы и ее механических свойств, стадии развития кератоконуса, толщины склеры и ее механических свойств, изменение формы корнеосклеральной оболочки при миопии и гиперметропии.

На рис. 5 приведены зависимости разницы между значением тонометрического ВГД и расчетного ВГД (РВГД), рассчитанного по модели М4, от диаметра кружка сплющивания.

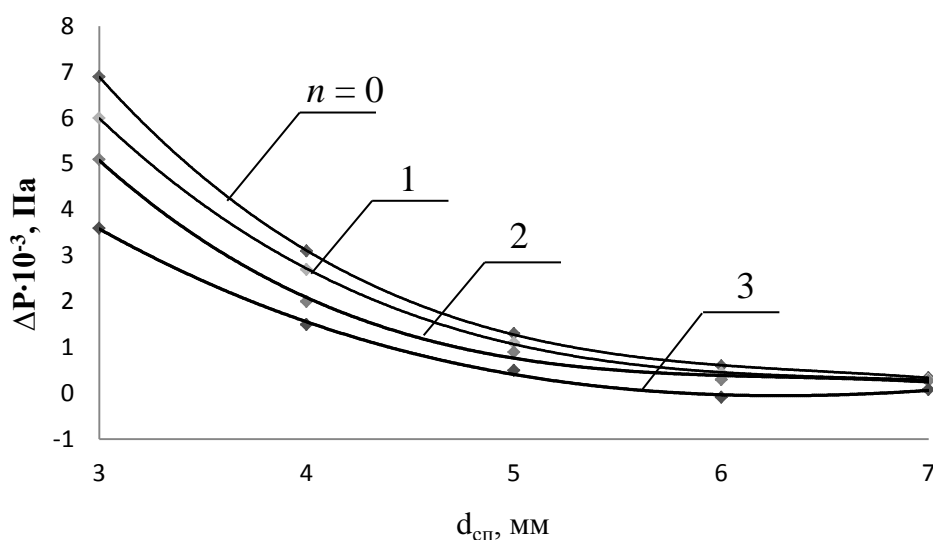


Рисунок 5 – Зависимость разницы расчетного и тонометрического внутриглазных давлений от диаметра кружка сплющивания по модели М4 при различных стадиях кератоконуса ( $n = 0, 1, 2, 3$ )

Изменение геометрических и механических параметров структур глаза существенно влияет на напряженно-деформированное состояние (НДС) в его структурах.

При исследовании НДС структур глаза при компрессии: 1) учет анизотропных свойств роговицы вносит существенные изменения при определении ее перемещений (перемещения в центре роговицы увеличиваются до 23%); 2) учет лимба влияет на напряженно – деформированное состояние в структурах глаза (без учета анизотропии роговицы с учетом лимба, максимальные перемещения в центре роговицы уменьшаются на 35%, с учетом анизотропии и с учетом лимба, максимальные перемещения уменьшаются на 27%); 3) при изменении окружного и меридионального модулей упругости роговицы  $E_1, E_2$  от 0,362 МПа до 2 МПа, максимальное перемещение в центре роговицы изменяется на 45%; 4) при изменении радиуса кривизны передней поверхности роговицы в структурах глаза от 6 мм до 8 мм перемещение в центре роговицы увеличивается на 40%; 5) при изменении толщины роговицы, в структурах глаза от 0,4 мм до 0,6 мм, перемещение уменьшается на 35%.

Исследования НДС решетчатой пластинки и диска зрительного нерва позволяют оценить деформацию пучков нервных волокон и напряжения в структурах решетчатой пластинки: 1) наибольшие напряжения возникают в

центре и по краям решетчатой пластинки; 2) зоны на границе решетчатой пластинки и нервных волокон – концентраторы напряжений; 3) модель ГЗ позволяет учитывать существенное влияние на деформацию решетчатой пластинки механических свойств и геометрических параметров тканей диска зрительного нерва (максимальные перемещения на краю решетчатой пластинки при  $P_{ВГД} = 2$  кПа (15 мм рт. ст.); 3,3 кПа (25 мм рт. ст.); 4 кПа (30 мм рт. ст.); 4,7 кПа (36 мм рт. ст.) соответственно равны  $1,5 \cdot 10^{-2}$  мм;  $3 \cdot 10^{-2}$  мм;  $3,7 \cdot 10^{-2}$  мм;  $4,4 \cdot 10^{-2}$  мм).

При исследовании влияния геометрических параметров и механических свойств структур глаза на результаты тонометрии по методу Маклакова: 1) максимальные расхождения между расчетным ВГД и тонометрическим, определенным по методу Маклакова, возникают в нормальной роговице при максимальных ВГД, т.е. при минимальных кружках сплющивания; 2) минимальное расхождение в результатах вычисления тонометрического внутриглазного давления при одинаковых кружках сплющивания – между моделями М1 и М4; при этом оно возрастает от почти одинаковых значений при кружке сплющивания 7 мм, до расхождения 18,4% при кружке сплющивания 3 мм; 3) максимальное расхождение в результатах вычисления РВГД при одинаковых кружках сплющивания между моделями М2 и М4 (38 – 44%); 4) модель М4 наиболее адекватно отражает сопряжение глазного яблока со структурами глазницы; значительное расхождение результатов вычислений по моделям М2 и М4 обусловлено недостаточной фиксацией склеральной оболочки глазного яблока; 5) с увеличением стадии развития кератоконуса, корнеосклеральная оболочка глаза становится более податливой (при равных кружках сплющивания от 7 до 3 мм, расчетное внутриглазное давление увеличивается относительно нормы в М1 – от 31 до 42%, в М3 – от 7,5% до 28%, в М4 – от 11% до 37%); 6) с увеличением жесткости роговицы и корнеосклеральной оболочки или с повышением внутриглазного давления, разница в значениях РВГД между разными стадиями кератоконуса увеличивается; 7) с увеличением стадии развития кератоконуса расхождение РВГД и тонометрического ВГД уменьшается.

**В четвертой главе** рассмотрены вопросы создания и практического применения информационного и методического обеспечения системы оценки биомеханических характеристик структур глаза.

Создание и внедрение нового информационного обеспечения позволяет учесть индивидуальные особенности геометрических параметров структур глаза и патологии конкретного пациента, определить тонометрическое давление, необходимое для корректной диагностики.

В основу информационного обеспечения биотехнической системы легли исследования на основе параметрических моделей 1) модели М4, как наиболее адекватной модели, отражающей условия крепления глаза в глазнице; 2) модели диска зрительного нерва, как модели, позволяющей оценить

максимальные деформации и перемещения в РП с учетом прилегающих тканей.

На основе параметрической модели М4 построены 263 геометрические модели при: 1) изменении толщины роговицы от 0,48 мм до 0,6 мм с шагом 0,02 мм – 42 модели; 2) изменении толщины склеры от 0,6 мм до 1 мм с шагом 0,1 мм – 35 моделей; 3) изменении радиуса кривизны роговицы от 6 мм до 8 мм с шагом 0,5 мм – 35 моделей; 4) первой стадии развития кератоконуса – 13 моделей; 5) второй стадии развития кератоконуса – 13 моделей; 6) третьей стадии развития кератоконуса – 13 моделей; 7) миопическом изменении формы глаза, при изменении передне-задней оси – 56 моделей; 8) гиперметрическом изменении формы глаза при изменении фронтальной оси – 56 моделей глаза.

Влияние данных параметров на расчетное ВГД исследовалось при различных диаметрах кружков сплющивания. Диаметры кружков сплющивания рассматривались в пределах от 3 мм (патологически высокое давление) до 9 мм (очень низкое давление) с шагом 0,5 мм. Используя результаты исследований, по дискретным точкам построены зависимости расчетного тонометрического ВГД от геометрических параметров и механических свойств структур глаза. Полученные зависимости легли в основу информационного обеспечения, позволяющего учитывать влияние параметров структур глаза пациента на результаты аппланационной тонометрии.

Информационное обеспечение состоит из трех модулей: норма, миопия/гиперметропия кератоконус. Для вычисления тонометрического внутриглазного давления в модуле «норма» необходимо задать значения следующих параметров: толщина роговицы, кривизна роговицы, толщина склеры, возраст пациента, диаметр кружка сплющивания. В модуле «миопия/гиперметропия», в дополнение к модулю «норма», задаются так же значения длины передне-задней и фронтальной осей глаза пациента. В модуле «кератоконус» задаются параметры: толщина роговицы, стадия развития кератоконуса, возраст пациента, диаметр кружка сплющивания. Во всех модулях обязательны для ввода: толщина роговицы и диаметр кружка сплющивания. Для наиболее точного вычисления тонометрического внутриглазного давления необходимо ввести максимум требуемых параметров, помимо обязательных.

Сбор клинических данных осуществляется врачом-офтальмологом при обследовании пациента различными диагностическими методами, такими как тонометрия (определение кружка сплющивания), оптическая когерентная томография (толщина и кривизна роговицы), ультразвуковая биомикроскопия (толщина склеры), ультразвуковая пахиметрия (толщина роговицы), ультразвуковая биометрия или кератопахиметрия (определение ПЗО) и т.д.

Алгоритм прогнозирования критического состояния ДЗН пациента, при реализации геометрической модели в пакете конечно-элементного моделирования CosmosWorks, представлен на рис. 6.

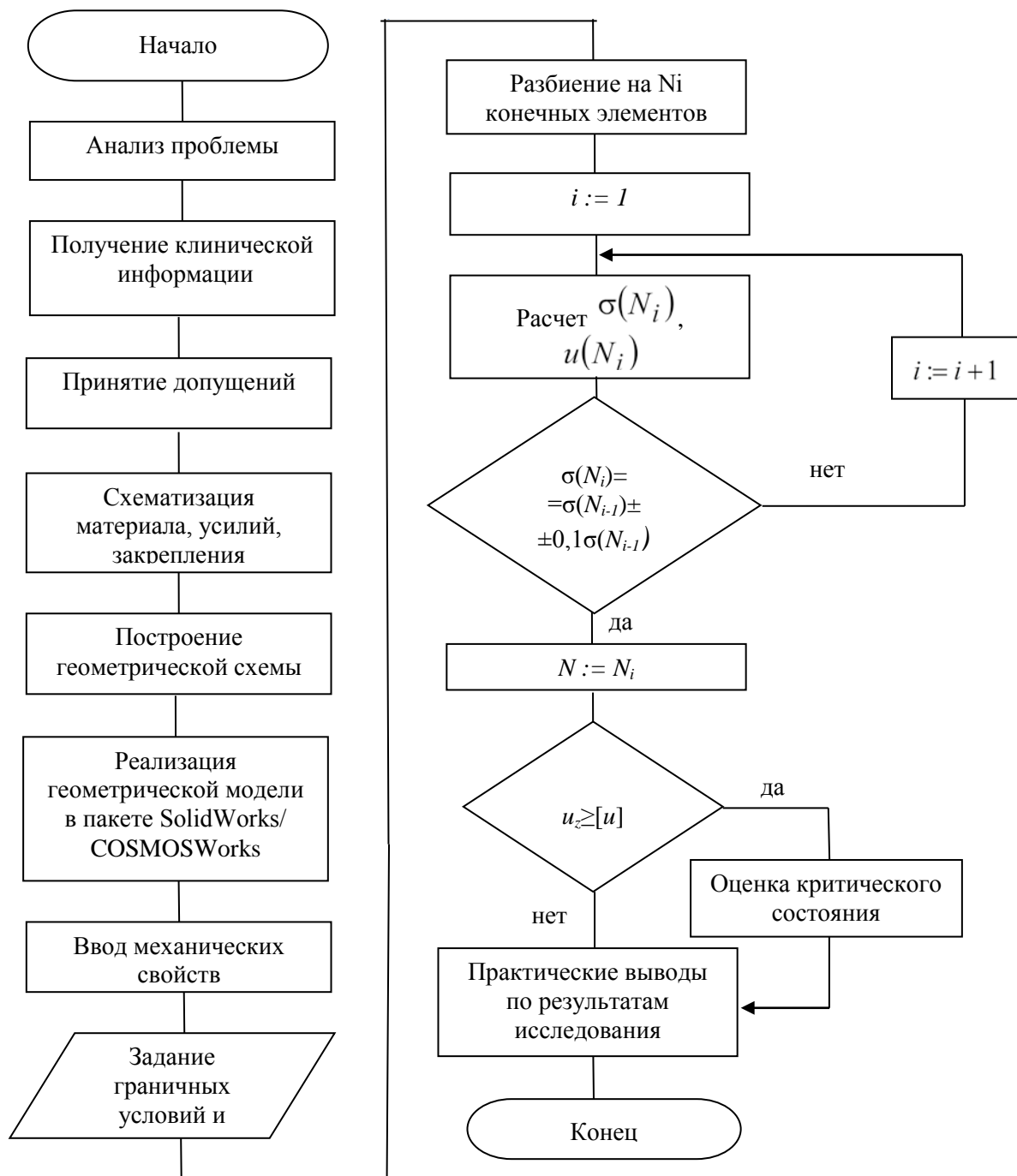


Рисунок 6 – Алгоритм прогнозирования критического состояния ДЗН

Определение необходимых для исследования геометрических параметров ДЗН выполняется по снимкам оптической когерентной томографии и офтальмоскопии глазного дна. Ввод данных в систему прогнозирования состояния ДЗН и проведение расчета проводится инженером-биомехаником. После анализа поставленной задачи и сбора клинической информации по параметрической модели ГЗ строится геометрическая модель ДЗН и проводится расчет напряжений и перемещений и составляются практические выводы по результатам проведенного исследования. Проведено сопоставление результатов РВГД с результатами тонометрических измерений, проведенных в

отделении офтальмологии детской клинической окружной больницы г. Нижневартовска.

*Пример.* Больная К. (9 лет) с диагнозом: частичная атрофия диска зрительного нерва, миопия средней степени на обоих глазах, сходящееся косоглазие. Проводились: 1) измерения длины передне-задней оси; 2) тонометрия по методу Маклакова, грузом 10 г.; 3) магнитно-резонансная томография головы. Длина передне-задней осина правом глазу – 18,7 мм, на левом – 19,7 мм; ВГД на правом глазу – 16,4 мм рт. ст. (2,2 кПа), на левом – 12,4 мм рт. ст. (1,65 кПа).

Снимки МРТ головы (рис. 7) позволили в программе Mimics 8.1 определить толщину роговицы и склеры и толщину склеры на левом глазу пациента.

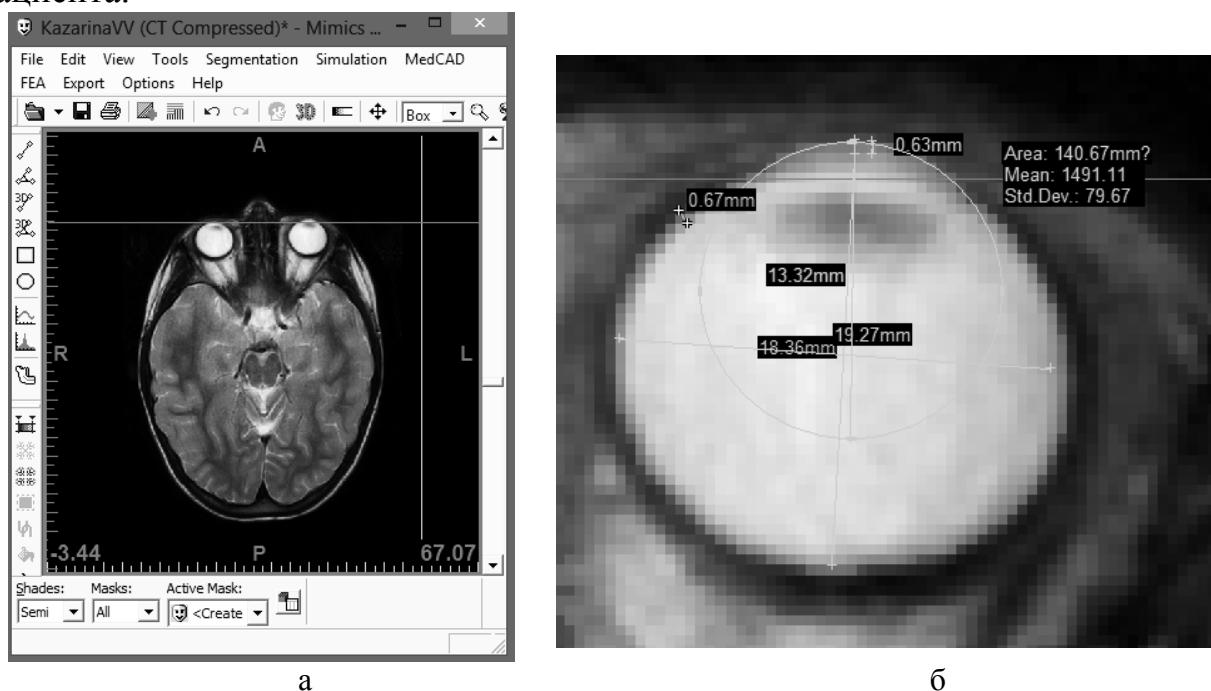


Рисунок 7 – Срез МРТ головы (а) и геометрические параметры левого глаза пациента (б) в программе Mimics

Получены следующие геометрические данные для левого глаза: толщина роговицы составляет  $h_p = 0,62$  мм; радиус кривизны роговицы  $r_{кр} = 7,4$  мм; толщина склеры,  $h_c = 0,67$  мм; длина ПЗО  $h_{пзо} = 18,4$  мм; длина фронтальной оси  $h_{фо} = 19,3$  мм.

По результатам, полученным в программном обеспечении, РВГД у пациента в левом глазу – 17,8 мм рт. ст. (2,4 кПа). Разница результатов при определении ВГД в программном обеспечении и клинике – 43%.

Разница результатов ВГД по программному обеспечению и рассчитанного по геометрической компьютерной модели, построенной по параметрической модели М4 – 4,7%.

С доверительной вероятностью  $p = 0,9$  погрешность прогнозируемого тонометрического внутриглазного давления по проведенным исследованиям составила 28,6 %.



## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ:

Актуальность работы определяется отсутствием в клинической практике метода оценки тонометрического внутриглазного давления с учетом индивидуальных геометрических параметров и механических свойств структур глаза пациента, прогнозирования критического состояния диска зрительного нерва при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений и оценки напряженно-деформированного состояния глазного яблока при внешних воздействиях. Поэтому целью работы являлись разработка информационного и методического обеспечения системы оценки биомеханических характеристик структур глаза, оценки критического состояния ДЗН при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений и оценки напряженно-деформированного состояния глазного яблока при внешних воздействиях.

Для достижения поставленной цели:

- построены биомеханические модели глаза, позволяющие определить тонометрическое внутриглазное давление в норме, при кератоконусе, миопии и гиперметропии;
- построены биомеханические модели ДЗН для исследования влияния геометрических параметров и механических свойств его структур на напряженно-деформированное состояние, позволяющие определить его критическое состояние;
- построены биомеханические модели глазного яблока при различном внешнем воздействии, позволяющие исследовать его напряженно-деформированное состояние в норме и при патологических изменениях;
- разработано информационное и методическое обеспечение системы, позволяющей определить тонометрическое внутриглазное давление по методу Маклакова с учетом индивидуальных параметров структур глаза, критическое состояние ДЗН при градиенте внутриглазного и внутричерепного давлений, напряженно-деформированное состояние структур глаза при внешних воздействиях;
- результаты проведенных исследований сопоставлены с клиническими экспериментальными данными.

Созданное информационное и методическое обеспечение позволяет учесть индивидуальные особенности геометрических параметров и механических свойств структур глаза пациента, оценить критическое состояние ДЗН и напряженно-деформированное состояние структур глаза. Достоверность компьютерных исследований подтверждена соответствием полученных результатов с результатами расчета аналитическими методами и, когда это возможно, с результатами других авторов.

## ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ:

### Публикации, входящие в перечень ВАК:

1. **Рубашова, Д.А.** Исследование влияния механических свойств и геометрических параметров роговицы на результаты тонометрии [текст] / Д.А. Рубашова // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2013. – №2. – С. 106–113
2. **Рубашова, Д.А.** Исследование влияния кератоконуса на результаты тонометрии по методу Маклакова [текст] / Д.А. Рубашова // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, №2 (60). – С.84 – 92.
3. **Рубашова, Д.А.** Алгоритм и автоматизированный способ определения истинного тонометрического давления глаза при измерении по методу Маклакова [текст] / П.И. Бегун, Д.А. Рубашова // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2013. – №7. – С. 103–109
4. **Рубашова, Д.А.** Биомеханические исследования состояния структур глаза [текст] / П.И. Бегун, Д.А. Рубашова // научно-производственный журнал Биотехносфера. – 2011. – №3.–С. 23–26.
5. **Рубашова, Д.А.** Биомеханическое моделирование и информационные технологии исследования состояния структур человеческого организма [текст] / П.И. Бегун, Д.А. Рубашова, О.В. Щепилина // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2011. – №9. – С. 119–125.
6. **Рубашова, Д.А.** Биомеханическая система для анализа структур глаза [текст] / П.И. Бегун, Д.А. Рубашова // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – №9. – С. 21–26.

### Публикации в других изданиях:

7. **Рубашова, Д.А.** Связь научных исследований в биомеханике и содержание лабораторных работ в дисциплинах по биомеханике [текст] / П.И. Бегун, Д.А. Рубашова // 9 научно-практическая конференции «Vědaavzňik – 2012/2013» мат. конф. – Praha: Publishing House «Education and Science», 2012/2013. – С. 21–24.
8. **Рубашова, Д.А.** Исследование влияния свойств структур глаза на результаты аппланационной тонометрии [текст] / П.И. Бегун, Д.А. Рубашова // Труды кафедры биомеханики: сборник статей. – СПб., 2012. – Вып. 6.–С. 3–10.
9. **Рубашова, Д.А.** Разработка информационных технологий исследования состояния структур человеческого организма [текст] / П.И. Бегун, А.Ю. Кириленко, Д.А. Рубашова, О.В. Щепилина, М.М. Альмахрук, В.А. Назаров // Труды кафедры биомеханики университета имени П.Ф. Лесгафта. – 2011. – Вып. 5. – С.5 –13.
10. **Рубашова, Д.А.** Биомеханические исследования состояния структур глаза при индивидуальных вариациях геометрических и механических параметров [текст] / Д.А. Рубашова // 63-я научно-техническая конференция профессорско-преподавательского состава университета: сборник докладов. – СПб.: Изд. СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2010. – С. 269–274.
11. **Рубашова, Д.А.** Компьютерное моделирование и биомеханический анализ состояния структур глаза [текст] / Д.А. Рубашова // Четвертый всероссийский форум студентов, аспирантов и молодых ученых «Наука и инновации в технических университетах»: мат. конф. – СПб.: Изд-во Политех. Университета, 2010. – С. 12–13.
12. **Рубашова, Д.А.** Методология биомеханического моделирования состояния структур человеческого организма [текст] / П.И. Бегун, Е.А. Лебедева, М.Ю. Оганисян, Д.А. Рубашова, О.В. Кривожикина // Труды кафедры биомеханики: сборник статей. – СПб., 2010. – Вып. 4. –С. 17– 25.
13. **Рубашова, Д.А.** Биомеханический анализ состояния структур глаза при нагрузочных пробах [текст] / Д.А. Рубашова // 64-я научно-техническая конференция профессорско-преподавательского состава университета: сборник докладов. – СПб.: Изд. СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2011. – С. 222–227.

14. **Рубашова, Д.А.** Компьютерное моделирование и биомеханический анализ состояния структур глаза при индивидуальных вариациях геометрических и механических параметров [текст] / Д.А. Рубашова // Третий всероссийский форум студентов, аспирантов и молодых ученых «Наука и инновации в технических университетах»: мат. конф. – СПб.: Изд-во Политех. Университета, 2009. – С. 6–7.
15. **Рубашова, Д.А.** Компьютерное моделирование и биомеханические исследования состояния структур глаза в норме и при патологии [текст] / Д.А. Рубашова // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2009. – №10. – С. 53–60.
16. **Рубашова, Д.А.** Биомеханические исследования состояния структур глаза при индивидуальных вариациях геометрических и механических параметров [текст] / П.И. Бегун, Д.А. Рубашова // Биомеханика глаза – 2009: сбор. материалов конф. – М.: ФГУ «Московский научно-исследовательский институт глазных болезней им. Гельмгольца Росмедтехнологий», 2009. – С. 98–102.