

На правах рукописи

Аль-Муджагед Исмаил Исхак

МОДЕЛИ И МЕТОДЫ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ МОЧЕВОГО ПУЗЫРЯ

Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия
медицинского назначения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт–Петербург – 2011

Работа выполнена в государственном образовательном учреждении 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 К.Г.

кандидат технических наук, доцент Кривохижина О.В.

Ведущая организация– Санкт– Петербургский государственный
политехнический университет

Защита состоится «___»_____ 2011г. в ___ часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.238.06 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке университета.

Автореферат разослан «___»_____ 2011г.

Ученый секретарь совета
по защите докторских и
кандидатских диссертаций

Болсунов К.Н.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. В структуре смертности населения России от злокачественных опухолей удельный вес больных со злокачественными заболеваниями мочевых органов составил 6,5%, причем среди мужского населения злокачественные опухоли мочевой системы занимают четвертое место. Коррекция и реконструкция аномалий мочевого пузыря (МП) одна из основных задач урологической хирургии. Заместительная реконструкция МП предпринимается после экцизии малого таза по поводу опухолей прямой кишки, гениталий, а также при определенных аномалиях развития мочеполовой системы. Особую значимость проблема заместительной цистопластики обретает при поражениях, требующих цистэктомии: инвазивных формах рака МП, локализации опухоли в шейке или множественном поражении МП.

В настоящее время известно более 80 методов надпузырного отведения мочи, однако ни один из них не является жизненно комфортным. Проблема обусловлена несоответствием между высокими показателями выживаемости больных после радикальной цистэктомии и низким качеством их жизни после перенесенной операции - тягостная необходимость существовать с дренажными трубками или с мочевыми кишечными резервуарами, требующими систематической катетеризации.

Лучшим на сегодняшний день по результатам проведенных сравнительных исследований считается ортотопическое замещение МП. Этот метод не только имеет более низкую частоту осложнений и хорошие функциональные результаты, но и обеспечивает больным наилучшее качество жизни. Ортотопическое замещение, обеспечивающее произвольное мочеиспускание через уретру, самая сложная операция в урологии. Разработан ряд методов создания ортотопических МП из различных сегментов желудочно-кишечного тракта.

В настоящее время в литературе отсутствуют материалы по биомеханическим исследованиям состояния МП в норме, при патологических изменениях, реконструкции и коррекции.

Отсутствие необходимых знаний о возникающем напряженно-деформированном состоянии в МП при патологических изменениях, реконструкции и коррекции объясняет тот факт, что в урологии из-за отсутствия необходимого информационного обеспечения, до настоящего времени не сложилось общее мнение о технологии проведения операций, не изучены условия минимальной травматизации биологических структур. По

сути, операции выполняются “вслепую”. Врач руководствуется только предшествующим опытом и опирается на свою интуицию.

Создание новых надежных оперативных методик невозможно без применения методов предоперационного прогнозирования результатов операций.

Приведенные факты позволяют сделать вывод об актуальности темы диссертации, которая определяется:

- 1) отсутствием объективных методов предоперационного прогнозирования состояния структур МП при патологических изменениях, реконструкции и коррекции;
- 2) существующими потребностями в предоперационном прогнозировании результатов реконструкций и коррекций МП;
- 3) возможностями современных компьютерных технологий.

Актуальность работы обусловлена необходимостью разработки и внедрения в клиническую практику методов оценки состояния МП и предоперационного прогнозирования состояния МП после коррекции и реконструкции.

Объект исследования – система оценки состояния МП до операции и после нее.

Предмет исследования – биомеханические модели и методы оценки состояния МП и предоперационного прогнозирования состояния МП после коррекции и реконструкции.

Цель работы: разработка биомеханических моделей МП, методов оценки состояния МП и предоперационного прогнозирования состояния МП в результате коррекции и реконструкции.

Задачи исследования. Для разработки таких биомеханических методов необходимо решить следующие задачи:

1. Построить с использованием пакетов прикладных программ биомеханические модели мочевого пузыря в норме, патологии, при коррекции и реконструкции, учитывающие их реальные геометрические параметры и механические свойства структур;
2. Создать методы исследования напряженно-деформированного состояния в мочевом пузыре в норме, патологии, при коррекции и реконструкции;
3. Провести исследования напряженно-деформированного состояния, возникающего в структурах мочевого пузыря в норме, патологии, при коррекции и реконструкции;

4. Разработать метод предоперационного прогнозирования результатов операций на мочевом пузыре на основе биомеханического моделирования и клинических исследований.

Методы исследования. В работе использованы следующие методы: методы моделирования с использованием пакетов прикладных программ, механики твердого деформированного тела и теории оболочек. Модели для исследования напряженно-деформированного состояния при хирургических воздействиях на рассматриваемые биологические структуры были реализованы при использовании модуля конечно-элементного анализа COSMOSWorks, интегрированного в систему пространственного моделирования SolidWorks. В программе SolidWorks содержится алгоритм построения примитивных объемных моделей из двумерных геометрических примитивов и алгоритм построения основной модели из примитивных объемных моделей. Построение основной модели заключается в сборке примитивных объемных моделей и выполнении условий сопряжения. В пакете прикладных программ COSMOSWorks выполняется: 1) имитация процесса исследования объекта при разнообразных вариантах его геометрии и условий нагружения; 2) наглядное графическое отображение результатов исследования напряжений и перемещений объекта.

Научная новизна результатов заключается в том, что:

- 1) предложенный алгоритм исследований напряжений и перемещений в МП позволяет строить для них модели с использованием пакетов прикладных программ;
- 2) построенные модели позволяют исследовать напряженно-деформированное состояние МП в норме, при патологических изменениях, коррекции и реконструкции;
- 3) разработанный метод с использованием биомеханических моделей позволяет проводить предоперационное прогнозирование результатов коррекции и реконструкции МП на основе компьютерного моделирования с использованием пакетов прикладных программ и клинических исследований.

Практическую ценность работы составляют:

- 1) методики исследования напряженно-деформированного состояния МП в норме, патологии и при хирургических операциях;
- 2) модели, построенные при использовании пакетов прикладных программ для предоперационного прогнозирования результатов коррекции и реконструкции МП;
- 3) информационное обеспечение, позволяющее прогнозировать состояние мочевых пузырей, их коррекцию и реконструкцию.

Научное положение, выносимое на защиту:

Для повышения эффективности осуществления медицинской реабилитации мочевого пузыря необходимо использовать биомеханические модели МП, учитывающие их геометрические параметры и механические свойства структур, методы исследования и оценки состояния МП и предоперационного прогнозирования состояния МП в результате коррекции и реконструкции.

Внедрение результатов. Результаты работы внедрены в учебный процесс: 1) в лекционный курс 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 4 всероссийских и международных научных и научно-технических конференциях, в том числе: Ежегодная всероссийская научная школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине» (Саратов, 2009); Политехнический симпозиум «Молодые ученые – промышленности Северо-Западного региона» (Санкт-Петербург, 2006); Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биомедсистемы – 2005» (Рязань, 2006); Международная школа-семинар «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете» (Ростов-на-Дону, 2009).

Публикации. По теме диссертации опубликовано 7 научных работ, из них – 4 статьи (3 статьи, опубликованные в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях, определенных ВАК), 3 работы – в трудах и материалах научно-технических конференций.

Структура и объем работы. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав с выводами, заключения и списка литературы, включающего 108 наименования, среди которых 73 отечественных и 35 иностранных авторов. Основная часть работы изложена на 155 страницах машинописного текста, включает 109 рисунков и 3 таблицы.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность исследования, определены цели и задачи работы, объект и предмет исследования, сформулированы научные положения, выносимые на защиту, определены их научная новизна и

практическая значимость, приведены сведения об апробации и внедрении результатов работы.

В первой главе проведен анализ современного состояния исследований мочевого пузыря в норме, патологии и во время хирургических операций и выявлены проблемы предоперационного прогнозирования результатов хирургических операций на мочевом пузыре.

Широкий диапазон возможных методов коррекции патологий делает актуальной проблему создания методики выбора путей рационального хирургического воздействия. Во всех принципиальных направлениях рассмотренных проблем: медицинских, технических и фундаментальных - неотъемлемой частью является моделирование мочевого пузыря на основе биомеханики. Проведенный анализ показывает, что ранее построенные модели мочевого пузыря имеют общие несовершенства: без обоснования вводятся упрощенные формы. Не проводился биомеханический анализ состояния патологических образований мочевого пузыря, их коррекции и реконструкции при создании ортотопических резервуаров.

Разработанные ранее модели не позволяют построить диагностическое обеспечение для урологии. Недостатком является отсутствие системы предоперационного прогнозирования результатов коррекции и реконструкции мочевого пузыря. Следовательно, невозможно обоснованно осуществить выбор технологии проведения операции, обеспечить минимальную травматичность биологических объектов и минимальный риск возникновения рецидива.

Во второй главе рассмотрены биомеханические основы моделирования при использовании пакетов прикладных программ состояния мочевого пузыря в норме, при патологических изменениях, после коррекции и реконструкции.

В пакетах прикладных программ Solid Works, COSMOSWorks построены четыре модели для исследования напряженно – деформированного состояния (НДС) в структурах МП: 1) первая модель – МП в норме (рис. 1,а); 2) вторая модель – МП с патологическим образованием дивертикулом (рис.1,г); 3) третья модель – МП с ушитым устьем после иссечения дивертикула (рис.1,ж); 4) четвертая модель – МП с рубцом, образовавшимся после ушивании устья (рис.1,к).

В первой модели введены допущения: 1) материалы МП и внутреннего сфинктера однородные и изотропные; 2) приведенные модули нормальной упругости E_m, E_c , коэффициенты Пуассона ν_m, ν_c ; 3) толщина стенки i – го наполненного МП плавно изменяется от $h_{li} = k_i \cdot h_l$, в верхушке до $1,67 h_{li}$ на

границе участков верхней и средней трети МП и $2h_{li}$ при основании (h_l - толщина в верхушке МП); 4) k_{Hi} - отношение высоты H_i i - ой осесимметричной модели МП куполообразной формы, к его наибольшей ширине S_i ; 5) шейка МП жестко закреплена на кольце шириной $S_{заш}$; 6) высота и радиус сфинктера h_{ci} , R_{ci} ; 7)) открытие просвета происходит при давлении $p = 4$ кПа при тоническом сокращении внутреннего сфинктера МП. Во второй модели в дополнение к первой введены допущения: 1) материал дивертикула однородный и изотропный с приведенным модулем нормальной упругости E_d , и коэффициентом Пуассона ν_d ; 2) начальные напряжения в стенках дивертикула отсутствуют; 3) устье в шейке дивертикула круглое с внутренним радиусом R_y ; 4) к внутренней поверхности дивертикула приложено гидростатическое давление p , при котором открывается внутренний сфинктер; 5) стенка дивертикула образована из сегмента МП, ограниченного устьем дивертикула; 6) толщина стенки наполненного дивертикула h_d ; 7) форма дивертикула шарообразная с внутренним радиусом R_d ; 8) α – угол между осью дивертикула и горизонтальной плоскостью. В третьей модели в дополнение ко второй введены допущения: 1) дивертикул иссечен, 2) в сшитом устье дивертикула, по его краям распределена нагрузка q , обеспечивающая соединение краев устья встык. В четвертой модели в дополнение ко второй введены допущения: 1) материал рубца, образованного на участке сшитого устья дивертикула однородный и изотропный; 2) приведенный модуль нормальной упругости рубца $E_{руб} = 2E_{мн}$, коэффициент Пуассона, $\nu_{руб}$. 3) длина рубца l_p меняется в зависимости от радиуса устья R_y . 4) ширина рубца h_p .

На рис. 1 приведены эпюры напряжений и перемещений в структурах мужского МП в норме (рис. 1,б,в); с патологическим образованием дивертикулом (рис.1,д,е); 3) с ушитым устьем после иссечения дивертикула (рис.1,з,и); 4) с рубцом, образовавшимся после ушивании устья (рис.1,л,м) при введении в модели следующих геометрических параметров и механических свойств структур МП: 1) $E_m = 0,25$ МПа; $E_c = 0,5$ МПа; $\nu_m = 0,45$; $\nu_c = 0,4$; $h_1 = 3$ мм; $h_2 = 5$ мм; $h_3 = 6$ мм; $k_1 = 1,05$; $H_1 = 89$ мм; $S_1 = 94$ мм; объем $V_1 = 263$ мл; $P_n = 4$ кПа; $h_{c1} = 5,8$ мм; $R_{c1} = 2,5$ мм; $S_{заш} = 10$ мм; 2) $E_d = 0,25$ МПа; $\nu_d = 0,45$; $\alpha = 45^\circ$; $R_y = 10$ мм; $R_d = 20$ мм; 3) $E_{руб} = 0,5$ МПа; $\nu_{руб} = 0,4$; $h_p = 2$ мм; $l_p = 30$ мм. Вычисления проведены при разбиении четырех моделей соответственно на 34, 46, 25 и 29 тысяч конечных элементов.

В пакетах прикладных программ Solid Works, COSMOSWorks построены десять моделей для исследования НДС в структурах ортотопических МП,

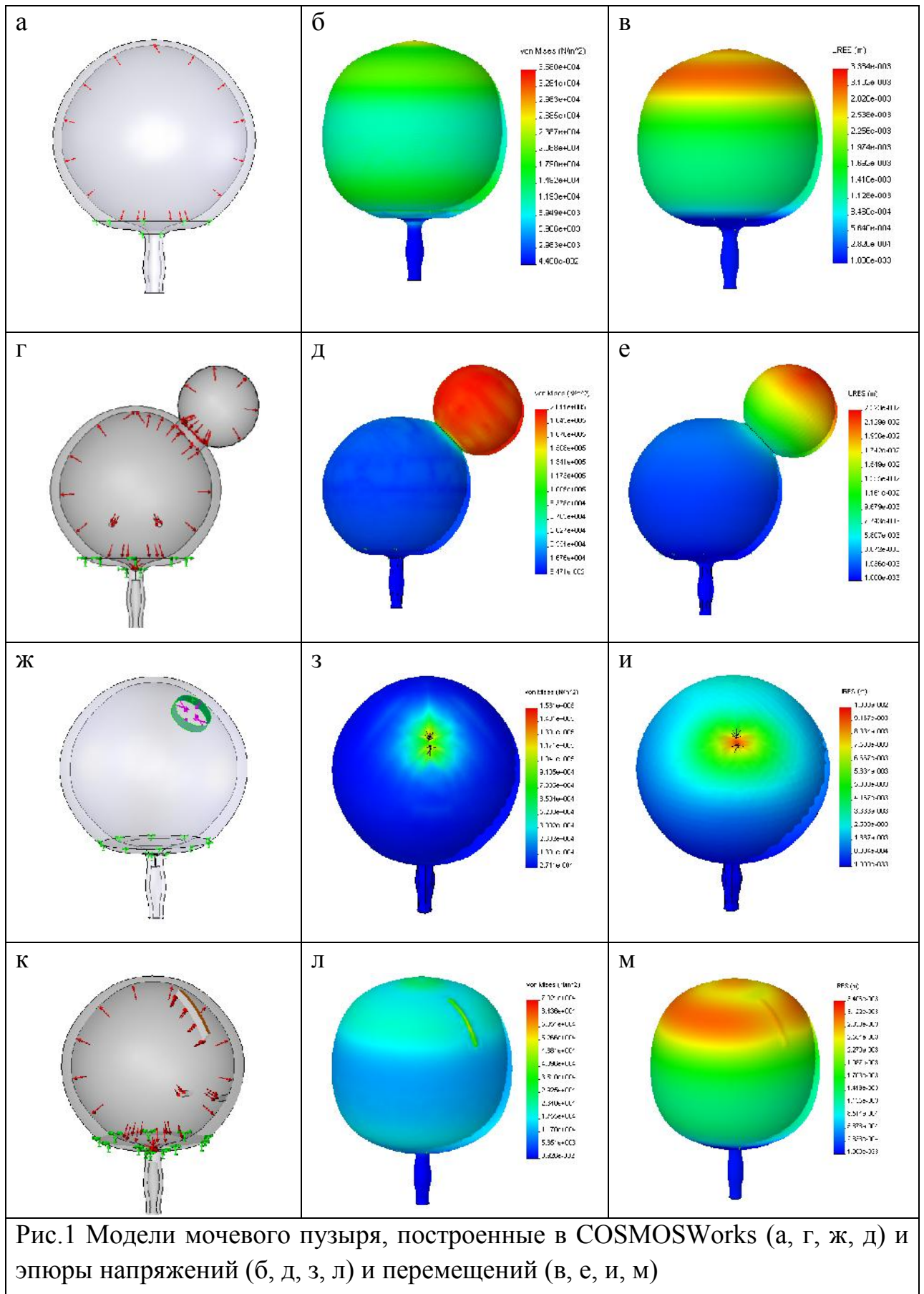
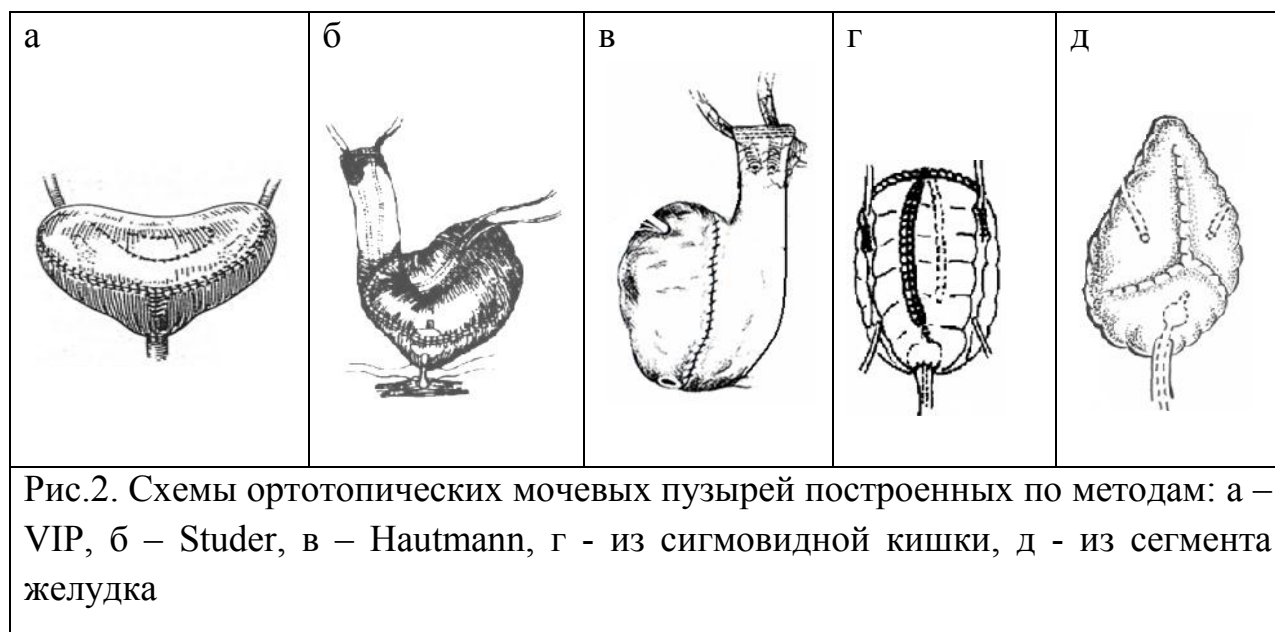


Рис.1 Модели мочевого пузыря, построенные в COSMOSWorks (а, г, ж, д) и эпюры напряжений (б, д, з, л) и перемещений (в, е, и, м)

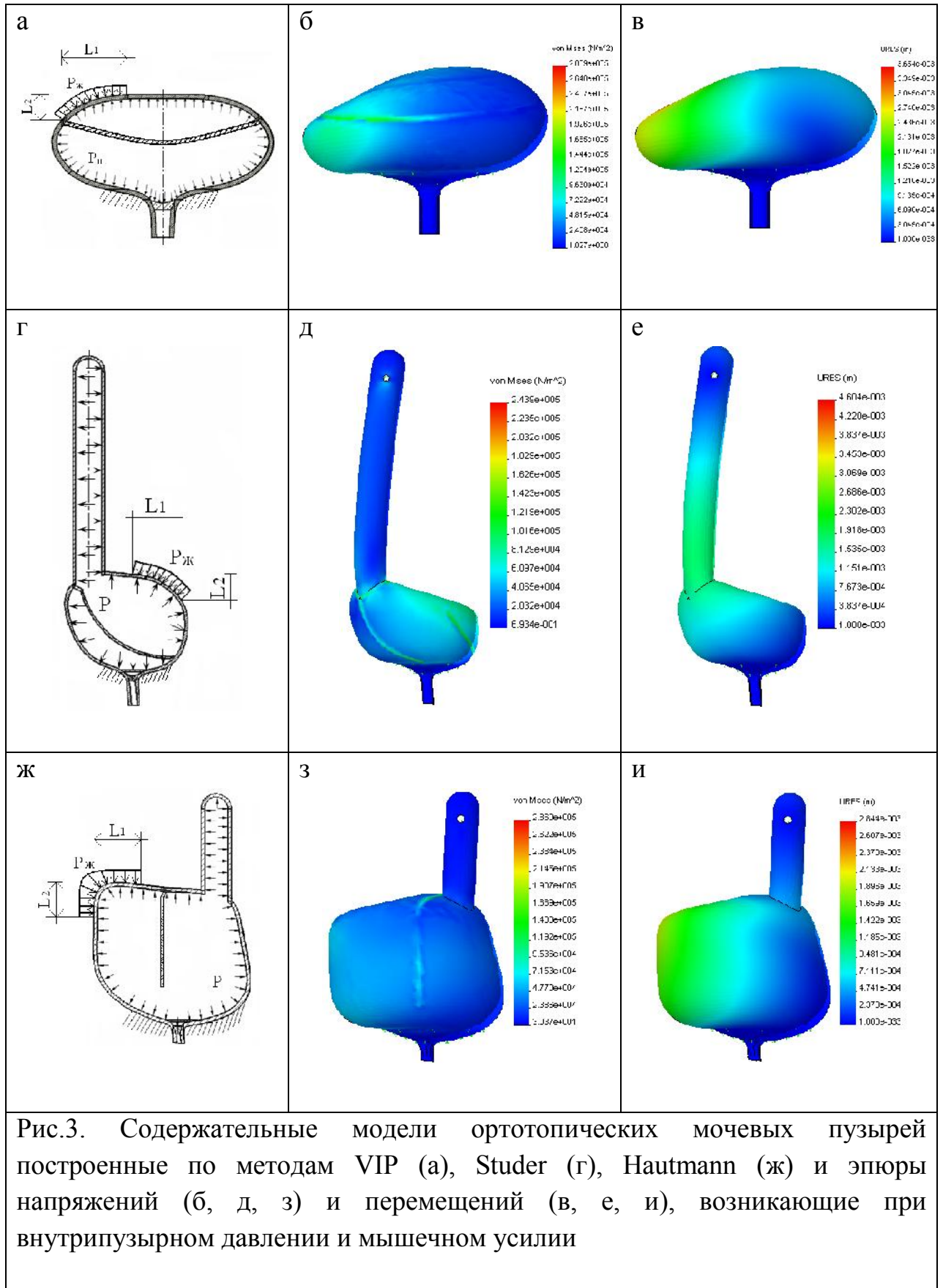
построенных по пяти различным методикам (рис.2): первые три методики (по методам: VIP, Studer, Hautmann, предусматривают построение резервуаров, замещающих МП из тонкой кишки, четвертая – из сегмента сигмовидной кишки и пятая - из сегмента желудка. Пять моделей построены для ортотопических МП при внутрипузырном давлении p_1 соответствующем давлению в момент открытия внутреннего сфинктера, а пять других при внутрипузырном давлении p_2 и мышечном усилии $p_{ж}$, необходимом для его опорожнения.

Модели ортотопических МП построены при следующих допущениях: 1) материалы искусственных МП и рубцов однородные и изотропные с приведенными модулями нормальной упругости E_i , E_{pi} и коэффициентами Пуассона ν_i , ν_{pi} ; 2) толщина стенки резервуара h_{1i} и ширина рубцов h_{2i} постоянные; 3) высота H_{pi} , ширина S_{pi} , объем и форма МП определены технологией сшивания; 4) МП жестко закреплен на участке шириной $S_{заш}$; 5) длина сегмента желудочно - кишечного тракта L , 6) диаметр сфинктера D_c ; 7) нерассечённая афферентная трубочка резервуара имеет высоту H_T и радиус R_T ; 8) к наружной стенке резервуара на площади S_i прикладывается мышечном усилии $p_{ж}$ необходимое для его опорожнения.



На рис 3,4 приведены содержательные модели ортотопических мочевых пузырей и эпюры напряжений и перемещений, возникающие при внутрипузырном давлении и мышечном усилии.

Вычисления проведены при введении в модели следующих геометрических параметров и механических свойств структур МП:



1) для ортотопических резервуаров сшитых из подвздошной кишки: $E_{vip} = 5,44$ МПа; $E_{pyo} = 32,64$ МПа; $\nu_{vip} = 0,45$; $\nu_{pyo} = 0,4$; $h_1 = 3$ мм; $h_2 = 2$ мм; $S_{заш} = 10$

мм; $S_{vip} = S_{stu} = S_{hau} = 13,36 \text{ см}^2$; $p_{п} = 2 \text{ кПа}$; а) по методу VIP: $S_p = 142 \text{ мм}$; $H_p = 71 \text{ мм}$; $D_c = 13 \text{ мм}$; $V_{vip} = 411 \text{ мл}$; $p_{ж} = 15282 \text{ Н/м}^2$; б) по методу Studer: $S_p = 111 \text{ мм}$; $H_p = 91 \text{ мм}$; $H_T = 200 \text{ мм}$; $R_T = 15,5 \text{ мм}$; $D_c = 12,3 \text{ мм}$; $V_{stu} = 662 \text{ мл}$; $p_{ж} = 15626 \text{ Н/м}^2$; в) по методу Hautmann: $S_p = 131 \text{ мм}$; $H_p = 117 \text{ мм}$; $H_T = 100 \text{ мм}$; $R_T = 15,5 \text{ мм}$; $D_c = 14,6 \text{ мм}$; $V_{hau} = 963 \text{ мл}$; $p_{ж} = 15642 \text{ Н/м}^2$; 2) из сигмовидной кишки: $E_{сиз} = 0,9 \text{ МПа}$; $E_{pyб} = 5,4 \text{ МПа}$; $v_{сиз} = 0,45$; $v_{pyб} = 0,4$; $h_1 = 5 \text{ мм}$; $h_2 = 2 \text{ мм}$; $S_p = 87 \text{ мм}$; $H_p = 171 \text{ мм}$; $D_c = 13,5 \text{ мм}$; $V_{сиз} = 719 \text{ мл}$; $S_{сиз} = 13,36 \text{ см}^2$; $p_{ж} = 7621 \text{ Н/м}^2$; 3) из желудка: $E_{жел} = 0,4 \text{ МПа}$; $E_{pyб} = 2,4 \text{ МПа}$; $v_{жел} = 0,45$; $v_{pyб} = 0,4$; $h_1 = 5 \text{ мм}$; $h_2 = 2 \text{ мм}$; $S_p = 80 \text{ мм}$; $H_p = 118 \text{ мм}$; $D_c = 13,4 \text{ мм}$; $V_{жел} = 234 \text{ мл}$; $S_{жел} = 13,36 \text{ см}^2$; $p_{ж} = 4949 \text{ Н/м}^2$.

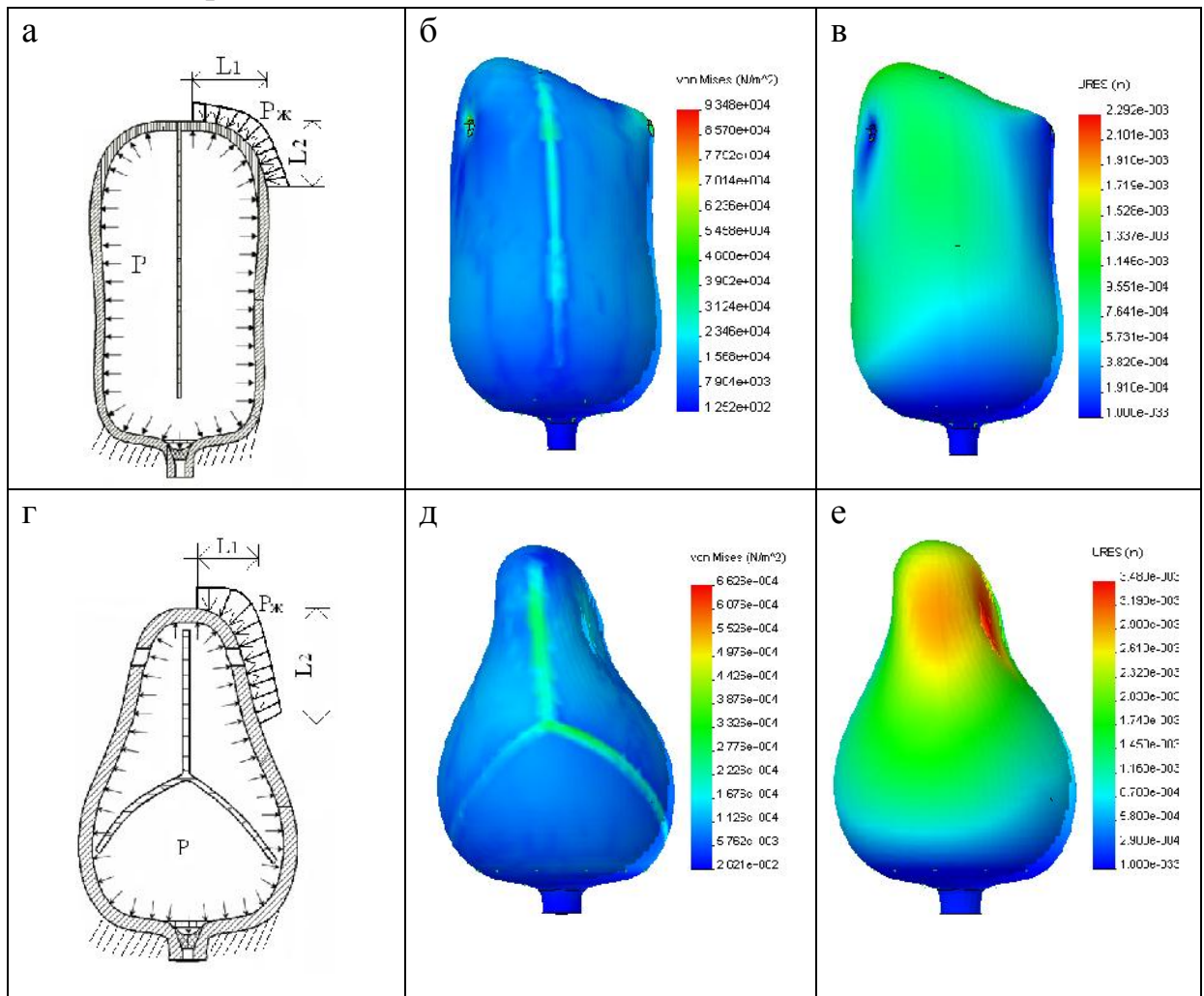


Рис.4. Содержательные модели ортотопических мочевых пузырей, построенные из сигмовидной кишки (а) и из сегмента желудка (г) и эпюры напряжений (б, д, з) и перемещений (в, е, и), возникающие при внутрипузырном давлении и мышечном усилии

Вычисления проведены при разбиении пяти моделей соответственно на 34,5; 40,3; 36,5 37,7и 31,5 тысяч конечных элементов. Для оценки точности расчетов при использовании пакета прикладных программ COSMOSWorks,

проведено аналитическое вычисление для задачи сходной с рассматриваемыми, но настолько простой, что возможно ее точное аналитическое решение. Погрешность проведенных вычислений напряженного состояния тонкостенного цилиндра с толщиной h и модулем нормальной упругости E , один конец которого жестко закреплен, а на другом – сферическое днище, находящийся под действием внутреннего давления p , как трехмерного тела составила 30%, а при вычислениях как оболочки – 48%.

В третьей главе проведены исследование и получены зависимости напряженно – деформированного состояния (типа рис. 5) от механических свойств и геометрических параметров для: 1) мужского и женского МП в норме, при патологии и коррекции; 2) бесклеточного биопротеза; 3) ортотопических МП, выполненных по различным методикам.

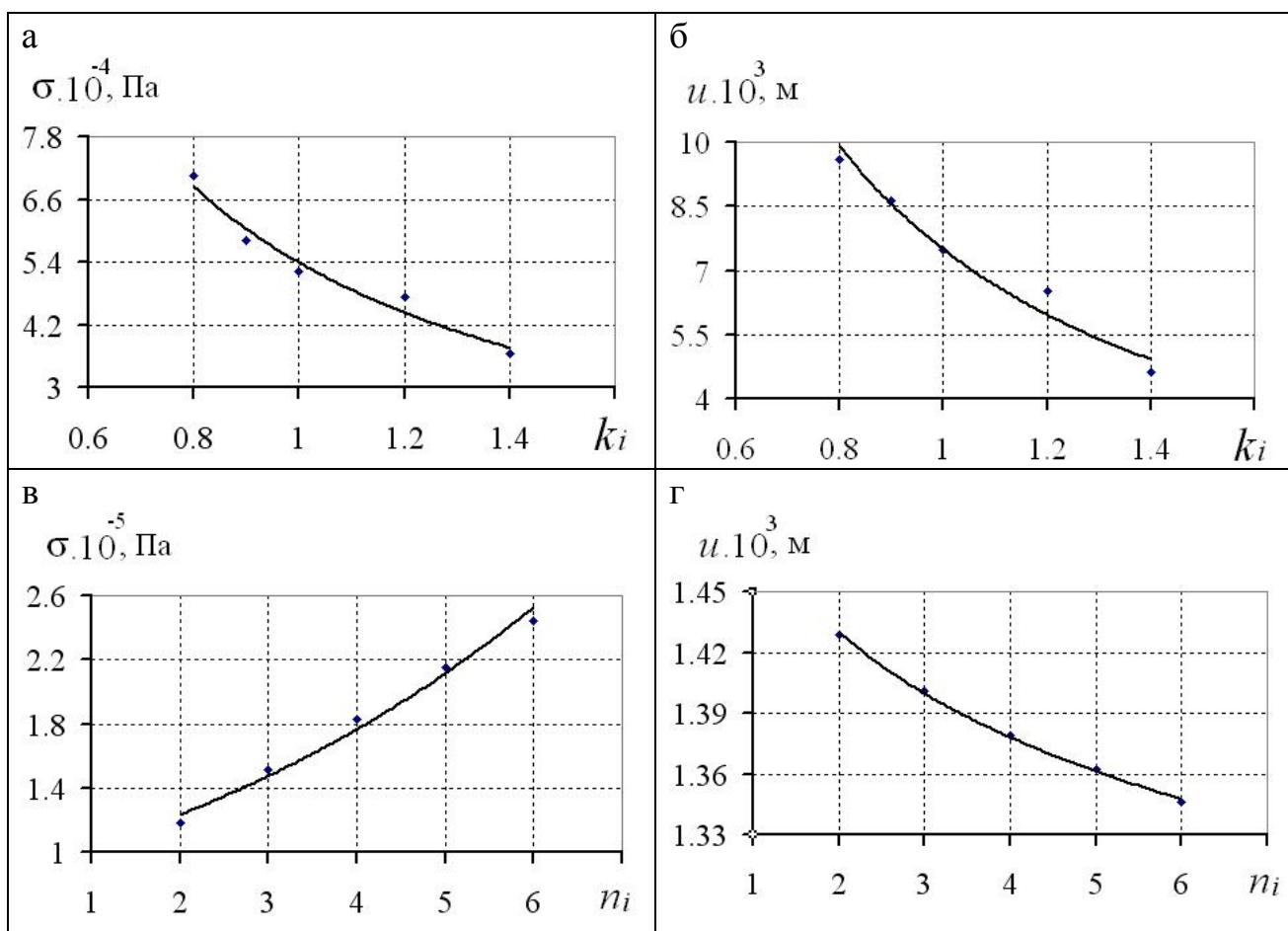


Рис. 5. Зависимости экстремальных значений напряжений (а, в) и перемещений (б, г), при давлении соответствующем открытию внутреннего сфинктера, в мочевых пузырях с физиологическими объемами 512 мл от параметра k_i (а, б) и в ортотопическом мочевом резервуаре сконструированном по методу Studer от параметра n_i (в, г)

В структурах стенки мужского МП объемом 263 мл (512 мл): 1) с увеличением толщины стенок от верхушки к основанию в 1,75 раза напряжения уменьшаются в 1,32 (1,92) раза, а перемещения – в 1,31 (2,07) раза; 2) с увеличением объема в 1,95 раза, в зависимости от толщины стенки, напряжения увеличиваются в 1,52 – 2,21 раза, а перемещения в 1,68 – 2,66 раза; 3) экстремальные значения напряжений объемом 263 (512) мл в зависимости от толщины стенки меньше предела прочности от 6,25 до 8,5 раза (от 3,25 до 5,6).

В структурах стенки МП объемом 263 мл с патологическими образованиями (дивертикулами): 1) при отношении $R_d/h_d \geq 66$ экстремальное значение напряжение превышает предел прочности; 2) с увеличением радиуса дивертикула от 10 мм до 17,5 мм (12,5 мм до 25 мм; от 25 мм до 35 мм) при радиусе устья $R_y = 5$ (10, 20) мм напряжения увеличиваются в 4,27 (2,59; 1,73) раза, а перемещения – в 2,87 (3,41; 1,73) раза соответственно.

В области сшитых устьев дивертикулов объемом 263 мл: 1) при радиусе устья дивертикула $R_y \geq 12$ мм экстремальные значения напряжений превышают разрушающие напряжения; 2) с увеличением R_y от 5 мм до 25 мм напряжения увеличиваются в 1,8 раза, а перемещения – в 5 раз; а сила натяжения швов - в 1,9 раза.

В области рубцов МП объемом 263 мл: 1) экстремальные значения напряжений меньше разрушающих напряжений в зависимости от отношения $n_{им} = E_{руб}/E_m$ при $n_i=2 \div 4$ в 5,7 раза, при $n_i=5$ в 2,4 раза; 2) с увеличением n_i от 2 до 6 напряжения увеличиваются в 1,75 раза

В резервуаре, созданном по методу VIP: 1) с увеличением длины сегмента l_{vip} от 40 см до 60 см напряжения в резервуаре увеличиваются в 2,27 раза, а перемещения – в 3,13 раза, с увеличением длины сегмента экстремальные значения напряжений увеличиваются, при $l_{vip} = 40$ см экстремальные значения напряжений меньше разрушающих напряжений в 5,5 раза; 2) с увеличением жесткости рубца экстремальные значения напряжений увеличиваются, при этом остаются меньше разрушающих напряжений: при $n_{iv} = 2$ в 5 раз;

– с увеличением модуля упругости рубца $E_{руб}$ ($n_{iv} 2 \div 6$) напряжения в резервуаре увеличиваются в 1,85 раза.

В резервуарах, созданных по методу VIP (Studer, Hautmann), при внутрипузырном давлении 2 кПа и мышечном усилии, необходимом для его опорожнения: 1) с увеличением модуля упругости рубца $E_{руб}$ ($n_i = 2 \div 6$) мышечные усилия живота $p_{ж}$ в резервуаре увеличиваются в 1,13 (1,72, 1,03) раза; 2) с увеличением жесткости рубца ($n_i = 2 \div 6$) экстремальные значения напряжений увеличиваются в 2,02 (2,12, 1,7) раза, при этом остаются меньше

разрушающих напряжений для МП по методу VIP при $n_i=6$ в 2,3 раза, для МП по методу Studer (Hautmann) при $n_i = 6$ в 3,8 (2,7) раза;

- с увеличением n_{ist} от 2 до 6 напряжения в резервуаре увеличиваются в 2,02 раза, а перемещения уменьшаются – в 1,06 раза.

В резервуарах, созданных из сегментов сигмовидной кишки при внутрипузырном давлении 2 кПа и мышечном усилии, необходимом для его опорожнения: 1) с увеличением модуля упругости рубца ($n_i = 2 \div 6$) мышечные усилия живота увеличиваются в 1,51 (1,6) раза, 2) с увеличением n_{it} от 2 до 6 напряжения в резервуаре увеличиваются в 1,7 (1,85) раза, при этом остаются меньше разрушающих напряжений при $n_i=6$ в 9,1 (13,5) раза.

В четвертой главе рассмотрены вопросы создания и практического применения системы предоперационного прогнозирования состояния структур МП в норме, при патологических изменениях коррекции и реконструкции.

Составной биомеханической частью нового информационного обеспечения являются таблицы, содержащие сведения о механических свойствах биологических структур в норме, патологии и при реконструкции, компьютерные модели МП, геометрическая программа Solid Works, программа для расчета напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов COSMOSWorks, алгоритмы проведения исследований и предоперационного прогнозирования результатов операций при использовании системы предоперационного прогнозирования состояния структур МП.

Определение необходимых для исследования геометрических размеров выполняется по УЗИ и компьютерным томограммам. По базе данных устанавливаются механические свойства биологических объектов. Выбирается метод коррекции или реконструкции и проводится анализ. Если напряжения в биологических структурах превышают допустимые, то производится повторный выбор модели в соответствии с разработанным алгоритмом, до тех пор, пока не будет найдена технология хирургического вмешательства, обеспечивающая необходимый результат операции для данного пациента. Результаты прогноза выводятся на печатающее устройство или на накопитель информации. Для расчета рассматриваемых моделей необходим компьютер класса не ниже, чем Pentium IV 3 ГГц, с объемом оперативной памяти не менее 512 Мб и объемом жесткого диска не менее 40 Гб. Расчет каждой из моделей на компьютерах подобного класса, при разбиении на 25-50 тысяч конечных элементов, занимает порядка 10 минут. По результатам проведенного прогноза составляются рекомендации

по выбору технологии хирургического вмешательства. Полученный прогноз не является окончательным и требует заключения врача-хирурга.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

- 1) Построены с использованием пакетов прикладных программ биомеханические модели мочевого пузыря в норме, патологии, при коррекции и реконструкции, учитывающие их реальные геометрические параметры и механические свойства структур;
- 2) Созданы методы исследования напряженно-деформированного состояния в мочевом пузыре в норме, патологии, при коррекции и реконструкции;
- 3) Проведены исследования напряженно-деформированного состояния, возникающего в структурах мочевого пузыря в норме, патологии, при коррекции и реконструкции;
- 4) Разработан метод предоперационного прогнозирования результатов операций на мочевом пузыре на основе биомеханического моделирования и клинических исследований;
- 5) Разработано информационное обеспечение для исследования мочевого пузыря в норме, патологии, при коррекции и реконструкции.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Актуальность работы определяется отсутствием объективных методов и существующими потребностями в предоперационном прогнозировании состояния структур МП, а также возможностями современных компьютерных технологий. Поэтому целью работы являлось повышение эффективности предоперационного прогнозирования результатов реконструктивных операций путем совершенствования информационного обеспечения системы предоперационного прогнозирования состояния МП.

Для достижения поставленной цели были построены компьютерные модели, учитывающие реальную геометрию и механические характеристики структур МП в норме, при патологических изменениях, коррекции и реконструкции; Проведены исследования напряженно-деформированного состояния, возникающего в структурах МП при патологии, во время и после коррекции и при реконструкции различными методами.

Разработан биомеханический метод предоперационного прогнозирования результатов коррекционных и реконструктивных (при замене МП ортотопическими резервуарами, сшитыми из тонкой и толстой кишок и желудка) операций МП на основе компьютерного моделирования и клинических исследований. На основе этого метода разработано новое информационное обеспечение и предложена обобщенная схема системы предоперационного прогнозирования состояния структур коррегированных и реконструированных МП.

Разработанные методы оценки состояния МП и предоперационного прогнозирования состояния МП после коррекции и реконструкции позволяют учесть индивидуальные особенности геометрических размеров структур МП и патологии конкретного пациента, определить технологию оперативного вмешательства, необходимого для восстановления и сохранения функциональных свойств, и тем самым осуществить предоперационное прогнозирование результатов реконструктивных операции и состояния структур МП. Достоверность исследований подтверждена соответствием полученных результатов с результатами расчета аналитическими методами и клиническими результатами.

Основные результаты диссертации опубликованы в следующих работах:

Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК России:

1. Аль-Муджагед И.И., Бегун П.И., Абакумова К.А. Синтез компьютерных методик для клинического анализа исследований состояния структур мочевого пузыря, // Известия Южного федерального университета. Технические науки – 2009 – №9 – С. 8–12
2. Аль-Муджагед И.И. Биомеханическое моделирование мочевого пузыря в норме, при патологии и реконструкции. Российский журнал биомеханики, 2009, том 13, № 2 (44), С. 81-93
3. Al-Mujahed I.I. Biomechanical modeling of the bladder in the norm, at the pathology, and reconstruction, Russian journal of biomechanics, 2009, vol 13, 2 (44), С. 23-34

Другие статьи и материалы конференций:

4. Аль-Муджагед И.И., Абакумова К.А. Компьютерные модели ортотопических мочевых пузырей и биомеханическое исследование состояния их структур. // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ» – 2009 – №3 – С. 39–44

5. Аль-Муджагед И.И., Бегун П.И., Абакумова К.А. Биомеханические исследования состояния структур мочевого пузыря в норме, при патологиях, коррекции и реконструкции. Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2009: Материалы ежегод. Всерос. науч. школы-семинара. / Под ред. проф. Д.А. Усанова. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. – С. 62-65
6. Аль-Муджагед И.И. Биотехническое моделирование мочевого пузыря с патологическим образованием дивертикулом. // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ»– 2009 – №3 – С. 51–55.
7. Аль-Муджагед И.И. Моделирование мочевого пузыря в норме и при реконструкции. // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ» – 2009 – №1 – С. 59–64.