

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

Кафедра математической теории
упругости и биомеханики

Биомеханический анализ тканей мочевого пузыря человека

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 431 группы

направления 01.03.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Плеснева Ивана Сергеевича

Научный руководитель
к.ф –м.н., доцент

подпись, дата

А.А. Голядкина

Зав. кафедрой
д.ф. –м.н., профессор

подпись, дата

Л.Ю. Коссович

Саратов 2021

Введение

Мочевыделительная система человека – система органов, формирующих, накапливающих и выделяющих мочу у человека [Сапина М.Р, 1997]. Состоит из пары почек, двух мочеточников, мочевого пузыря и мочеиспускательного канала. Травма, потеря или дегенерация гладких мышц мочевыводящих путей могут серьезно изменить характер мочеиспускания и, следовательно, качество жизни.

Многие авторы в своих исследовательских работах затрагивают роль тканевой инженерии, отражая клиническую потребность в новом виде терапевтического решения для пациентов, которым требуется замена мочевого пузыря. В тканевой инженерии используются аспекты клеточной биологии и трансплантации, материаловедения и биомедицинской инженерии для разработки биологических заменителей, которые могут восстанавливать и поддерживать нормальную функцию поврежденных тканей и органов.

Так же некоторые исследователи идут в ногу со временем и используют метода конечных элементов (МКЭ) в математическом моделировании различных заболеваний органов мочеполовой системы, их диагностики и лечения. Особое внимание уделено перспективам применения МКЭ для моделирования методов оперативного лечения заболеваний почек и мочевыводящих путей.

В своей работе использую актуальную на данный момент программу для создания трехмерной геометрии SolidWorks и универсальную программную систем конечно-элементного (МКЭ) анализа ANSYS. 3D геометрия будет являться виртуальной моделью, которая позволит вносить в нее различные дополнения и модификации. Создание такой модели позволит проводить биомеханический анализ различных патологических состояний тканей мочевого пузыря и вариантов хирургического реконструктивного лечения.

Цель работы: изучить анатомические и физиологические свойства мочевого пузыря. Ознакомиться с видами и механическими свойствами полипа мочевого пузыря. Исследовать механические свойства тканей мочевого пузыря, чтобы на следующем этапе провести биомеханическое моделирование исследуемого объекта в нормальном состоянии и при дефекте.

Для достижения поставленной цели были сформулированы и решены следующие задачи:

- Изучить анатомию и физиологию мочевого пузыря.
- Изучить проблему полипоза.
- Исследовать механических свойств мочевого пузыря и полипа.
- Провести 3D моделирование мочевого пузыря здорового человека и с полипом.
- Провести конечно-элементное моделирование.
- Провести анализ результатов

В первой главе рассматривалась медицинская постановка задачи, а именно: нормальная и патологическая анатомия и физиология мочевого пузыря.

Мочевой пузырь (МП) – непарный полый мышечный орган, служащий для накопления и выведения мочи, притекающей по мочеточникам и периодически выводящейся по мочеиспускательному каналу. У взрослого человека он имеет форму четырехгранника, но после заполнения становится сферическим. У детей пузырь более вытянут и имеет веретенообразную форму [Синельников Р.Д, 2018].

Мочевой мешок состоит из шейки, верхушки, дна и тела. Верхний сектор направлен к брюшине (пупку), поэтому при наполнении органа его можно пальпировать. Этот отдел не имеет фиксирующих связок, что обеспечивает ему большую подвижность. Тело – самый большой и наиболее эластичный отдел мочевого пузыря, в котором скапливается урина. Оно

плавно переходит в дно, которое отличает малая подвижность из-за сильно развитого мышечного слоя. Здесь находятся два отверстия – устья мочеточников. Нижняя часть дна – шеечный сектор – имеет воронкообразное сужение, ведущее к мочеиспускательному каналу.

МП – эластичный орган, имеет многослойную защиту от потенциальных повреждений. Такое строение позволяет пузырю интенсивно растягиваться и быстро уменьшаться в размерах.

Точную величину мочевого пузыря и его объем определяют только на ультразвуковом исследовании (УЗИ). Для органа, способного как растягиваться, так и уменьшаться, нормы не существует. Вместимость резервуара напрямую зависит от возраста и пола.

При диагностике большую роль играет возможность визуального анализа состояния полости, в том числе исследование внутренних стенок мочевого пузыря. Для этих целей используют различные аппараты и специальные инструменты.

- С помощью УЗИ врач имеет возможность делать выводы о наличии новообразований, камней, песка, полипов, их количества, размера и локализации, выявить застой мочи или травмы.

- Рентгенография с внутривенным введением контрастного препарата применяется для обнаружения рентгеноконтрастных конкрементов (камней).

- Цистоскопия мочевого пузыря – эндоскопическое исследование, то есть визуальный осмотр стенок уретры, мочевого пузыря и выходов мочеточников с помощью оптики с целью выявления патологии. Является диагностической процедурой, однако дает возможность прицельного забора биоматериала (одновременное проведение биопсии) при обнаружении патологических очагов, введения лекарств.

Наиболее частой причиной заболеваний МП считается попадание в его полость инфекционных возбудителей (кишечной палочки, хламидий, стафилококков, трихомонад).

Одной из серьезных проблем заболевания мочевого пузыря является полип. Полип – доброкачественная опухоль, формирующаяся на фоне аномального разрастания эпителиальных клеток слизистой оболочки органа (рисунок 1). Размеры полипов варьируются от одного миллиметра вплоть до нескольких сантиметров. Их количество может существенно различаться у разных пациентов.



Рисунок 1 – Выявленный полип при помощи УЗИ

Выросты мочевого пузыря проявляют ограниченный характер разрастания слизистого слоя, которые направлены к внутренней части органа. Повреждение целостности структур провоцирует нарушение в клеточном делении для реабилитации поверхности. Травмы органа возникают из-за мочевых застоев и проблем с оттоком, воспалительного течения. Содержание триптофана высокой концентрации в мочевой жидкости приводит к поражению внутренней оболочки мочевого пузыря. Появление некротических изменений слизистого эпителия провоцирует интенсивное деление здоровых клеточных структур. О появлении новообразования узнают случайно при плановом обследовании или при выявлении других заболеваний.

У женщин образования обладают выраженной, чёткой локализацией. Очаги развития делятся на следующие группы:

Узлы задней стенки. Небольшие размеры не влияют на отток мочи, характеризуются бессимптомным развитием. Бесконтрольное разрастание, поражение большой площади органа несет опасность некротизации оболочки.

Шейка мочевого пузыря. Наросты проявляются ускоренным разрастанием, провоцируя застой мочевой жидкости. Требуется экстренная помощь медиков при перекрытии мочеточника.

Узлы уретры (кольцевого сфинктера). Относится к опасной локализации, содействует развитию онкологии. Кольцевые мышцы находятся в движении, что ведёт к ущемлению, раздражению, травмированию нароста. Это приводит к постоянному кровотечению, что опасно инфицированием.

Пристеночные выросты, одиночного развития, достигают крупных габаритов. Образования, возникающие около уретры и других областей сужения органа, не превышают объёмы просвета. Клинические характеристики зависят от размера полипа: чем крупнее, подвижнее узел, тем выше риск развития осложнений и раковых опухолей.

Полипоз мочевого пузыря различается по морфологическим признакам, гистологическому строению.

Во второй главе проведено изучение механических свойств мочевого пузыря. Проведенный эксперимент по одноосному растяжению, позволил определить модуль Юнга в «рабочем» диапазоне (таблица 1) и построить графики зависимости напряжение-деформация (рисунок 2). В дальнейшем данные натурного эксперимента применялись в биомеханическом анализе.

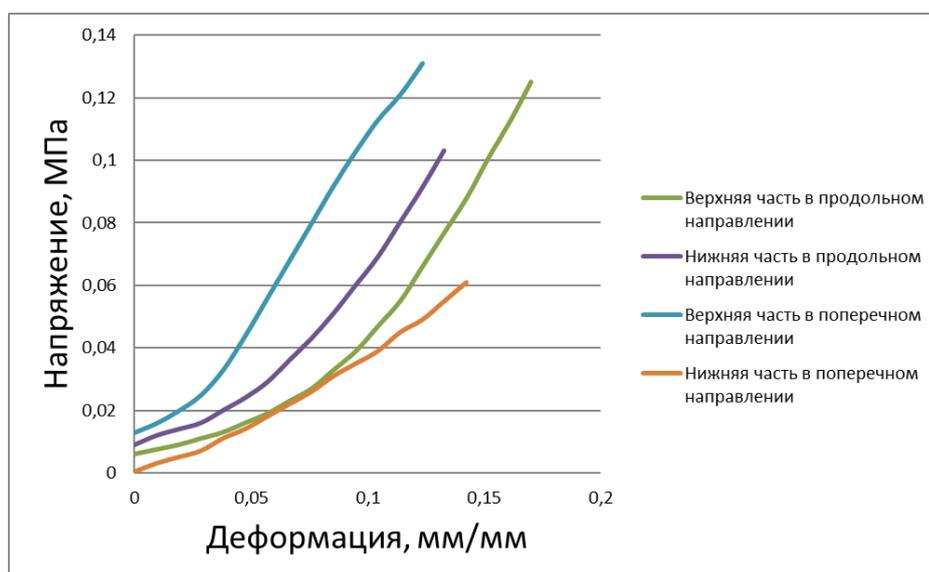


Рисунок 2 – Сводный график зависимости напряжения от деформации участков мочевого пузыря

Таблица 1 – Сравнение полученных значений модуля Юнга для образцов мочевого пузыря

Наименование образца	Модуль Автоматический, МПа	Собственное значение по формуле $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$, МПа	Погрешность, $\delta = \left \frac{E - E_3}{E_3} \right \cdot 100\%$
Верхняя часть мочевого пузыря, в продольном направлении	0,78	0,44	43,5
Верхняя часть мочевого пузыря, в поперечном направлении	1,31	1,08	17,5
Нижняя часть мочевого пузыря, в продольном направлении	1,03	0,65	37
Нижняя часть мочевого пузыря, в поперечном направлении	0,5	0,37	26

В ходе проведения исследования четко прослеживалось увеличение прочностных характеристик от верхушки к анатомическому дну мочевого пузыря. Также увеличивалась максимальная и относительная деформация стенки.

Третья глава посвящена построению моделей мочевого пузыря в SolidWorks. Для проведения численного эксперимента необходимо построить две 3D модели мочевого пузыря: МП здорового человека и МП с полипозом.

Используя экспериментальные параметры, мы задавали физические размеры нашей модели: толщина стенки варьируется от 2.5 до 3.5 миллиметров сверху до устья соответственно, полип строился произвольного размера.

Выбрав плоскость для построения, мы построили двумерный эскиз и пользуясь основными функция программы SolidWorks построили трехмерные геометрии (рисунок 3).

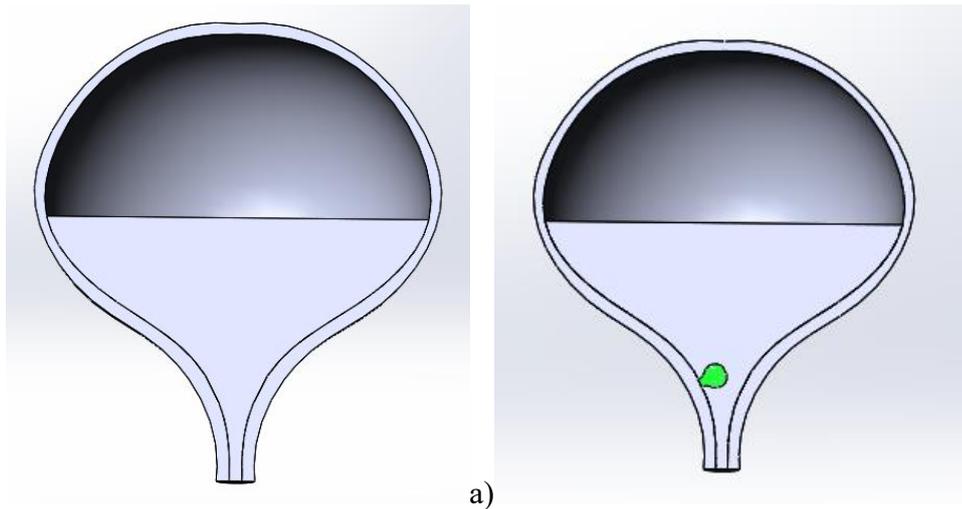


Рисунок 3 – Трехмерная геометрия мочевого пузыря (в разрезе): а) здоровый МП; б) МП с полипозом

В четвертой второй главе рассматривалась математическая постановка задачи. Материал стенок мочевого пузыря и полипа предполагался однородным, изотропным и идеально-упругим. Перемещения и соответствующие им компоненты скорости стенок обозначены через $\mathbf{u}, \mathbf{v}, \mathbf{w}, \mathbf{u}_t, \mathbf{v}_t, \mathbf{w}_t$. Эта часть решается в неподвижной системе координат. Движение стенок в нестационарном случае описывается в виде:

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} = \vec{F} + (\lambda + \mu) \text{grad } \theta + \mu \Delta \vec{u},$$

где ρ – плотность стенки, $\vec{u}(u, v, w)$ – вектор перемещения, \vec{F} – вектор объемных сил, $\lambda = \frac{\nu \cdot E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}$, $\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$ – коэффициенты Ламе, θ – объемное расширение.

Движение мочи описывается системой уравнений Навье-Стокса:

$$\begin{cases} \rho_8 \frac{\partial \vec{u}_1}{\partial t} - \nabla \cdot \left[-pI + \eta (\nabla \vec{u}_1 + (\nabla \vec{u}_1)^T) \right] + \rho_8 (\vec{u}_1 \cdot \nabla) \vec{u}_1 = 0, \\ -\nabla \vec{u}_1 = 0, \end{cases}$$

где $\vec{u}_1(u_1, v_1, w_1)$ – вектор скорости мочи, p – давление мочи, I – единичная матрица, ρ_8 – плотность жидкости, η – динамический коэффициент вязкости жидкости.

Моча предполагалась однородной, несжимаемой, ньютоновской жидкостью с заданной динамической вязкостью $\eta = 0,0072$ (Па·с) и плотностью $\rho_8 = 1070$ (кг/м³).

Граничные условия. В исследовании считаем, что торцы стенок мочевого пузыря жестко закреплены, то есть перемещения и поворот торцов равны нулю во всех направлениях, т.е. наложено ограничение по степеням свободы $UX=0, UY=0, UZ=0$.

Начальные условия. В начальный момент времени мочеточник и камень находились в покое:

$$\begin{aligned} u|_{t=0} = v|_{t=0} = w|_{t=0} = u_t|_{t=0} = v_t|_{t=0} = w_t|_{t=0} = 0 \\ u'|_{t=0} = v'|_{t=0} = w'|_{t=0} = u'_t|_{t=0} = v'_t|_{t=0} = w'_t|_{t=0} = 0 \end{aligned}$$

В пятой главе проведен анализ результатов конечно-элементного моделирования мочевого пузыря человека, в котором были получены картины распределения значений напряжения, деформации, перемещения, давления и векторов скорости (рисунок 4).

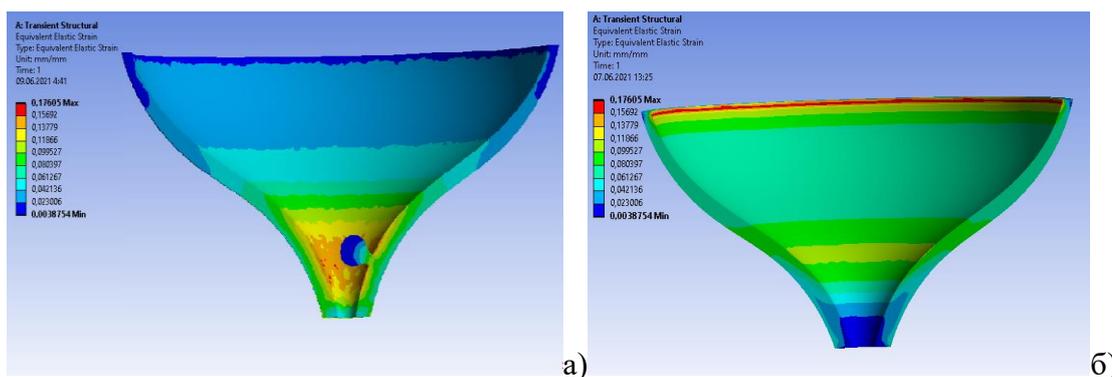


Рисунок 4 – Распределение значений эквивалентных упругих деформаций в модели мочевого пузыря: а) мочевого пузыря с полипом, б) мочевого пузыря без патологии

Анализ модели мочевого пузыря с патологией позволил визуализировать смещение зон максимальных значений.

Таблица 2 – Максимальные значения напряженно-деформированного состояния тканей мочевого пузыря

Параметры	Касательные напряжения	Эквивалентная упругая деформация	Вектор перемещения, мм
Без патологии	64	0,13	3,3
Полипоз	$1,7 \cdot 10^5$	0,17	3,8

Таблица 3 – Максимальные значения гидродинамических характеристик

Параметры	Давление, Па	Скорость, м/с
Без патологии	$9,9 \cdot 10^3$	5,2
Полипоз	$4,4 \cdot 10^7$	75

Проведенное конечно-элементное моделирование показало, что заболевание полипоз серьезным образом влияет на биомеханические параметры мочевого пузыря. Если не наблюдать дальнейшее развитие данной патологии, это может привести к критическим последствиям.

Заключение

Одним из ключевых органов мочевыделительной системы является мочевой пузырь. Лечение и профилактика болезней данного органа является важной медицинской проблемой. Проводится огромное количество экспериментов для возвращения к нормальному функционированию мочевыделительной системы и качеству жизни.

Выбранная тема актуальна частотой встречаемости данного заболевания. По данным медицинской статистики Всемирной организации здравоохранения, заболевания мочевыделительной системы занимают третье место.

С патологией как полипоз сталкиваются 10% пациентов урологического отделения, при этом мужчин среди них в 4 раза больше. Урологи диагностируют полипы чаще всего у пациентов преклонного возраста, поскольку доброкачественные опухоли формируются вследствие воздействия негативных агентов на протяжении большого периода времени.

Однако и у молодых людей может развиваться такая патология. Риск формирования полипов увеличивается в 2 раза, если они были ранее выявлены у близких родственников.

На сегодняшний день нет однозначного диагностического метода, позволяющего в большинстве случаев избежать открытого хирургического вмешательства проблемы, поэтому поиски продолжаются.

По проделанной работе можно сделать следующие выводы:

1. Все поставленные задачи выполнены в полном объеме.
2. Изучили физиологические и анатомические свойства мочевого пузыря.
3. Проведено исследование механических свойств тканей. Были рассчитаны значения модуля Юнга в заданном рабочем диапазоне и найдены погрешности между полученными значениями.
4. Созданы 3D виртуальные модели мочевых пузырей.
5. С использованием 3D виртуальных моделей мочевых пузырей проведено конечно-элементное моделирование и анализ полученных результатов.
6. Внедрение сделанных виртуальных моделей мочевых пузырей в урологии, на стадии предоперационного планирования, позволит оценить воздействия данной патологии на изменение основных биомеханических параметров.
7. Применяя созданные модели в диагностике и лечении мочевого пузыря, можно в полной мере оценивать вмешательства реконструктивного хирургического лечения для конкретного пациента.