

ХИРУРГИЯ/SURGERY

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10> EDN: JKCJBN

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНИ МОЧЕВОГО ПУЗЫРЯ ЧЕЛОВЕКА В УСЛОВИЯХ ОДНООСНОГО НАГРУЖЕНИЯ

Научная статья

Барулина М.А.¹, Тимкина Т.Д.², Иванов Я.Н.³, Масляков В.В.⁴, Полиданов М.А.^{5,*}, Волков К.А.⁶, Поворинский А.А.⁷, Капралов С.В.⁸, Ванжа Я.Е.⁹, Твердохлеб С.А.¹⁰, Спирин П.В.¹¹, Лойко В.С.¹², Россоловский А.Н.¹³, Симонова А.Н.¹⁴

¹ ORCID : 0000-0003-3867-648X;² ORCID : 0009-0005-9963-1164;³ ORCID : 0000-0003-3974-9011;⁴ ORCID : 0000-0001-6652-9140;⁵ ORCID : 0000-0001-7538-7412;⁶ ORCID : 0000-0002-3803-2644;⁷ ORCID : 0009-0000-1908-6025;⁸ ORCID : 0000-0001-5859-7928;⁹ ORCID : 0000-0002-1482-5930;¹⁰ ORCID : 0000-0002-8559-5183;¹³ ORCID : 0000-0002-9810-4363;

^{1, 2, 3} Пермский государственный национальный исследовательский университет, Пермь, Российская Федерация
^{4, 6, 8, 10, 11, 12, 13, 14} Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, Саратов, Российская Федерация

^{5, 7} Университет «Реавиз», Санкт-Петербург, Российская Федерация

⁹ Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова, Санкт-Петербург, Российская Федерация

* Корреспондирующий автор (maksim.polidanoff[at]yandex.ru)

Предложена: 16.06.2026; Принята: 23.07.2026; Опубликовано: 17.08.2026

Аннотация

Несмотря на обилие существующих данных, проблема корректной оценки механических параметров биологических тканей человека остаётся открытой, что особенно критично для мочевого пузыря, чьё поведение напрямую диктуется структурным состоянием ткани и внешними факторами. Цель. Экспериментальная верификация биомеханических свойств мочевого пузыря человека. Материал и методы. В исследовании анализировалось механическое поведение ткани при трёх различных темпах нагружения: 50, 500 и 2000 %/мин. Для каждого режима были построены диаграммы деформирования, выявлены предельные напряжения, соответствующие инициации разрушения, и проанализирован общий механический отклик биологического материала. Результаты. Полученные экспериментальные данные представляют высокую ценность для создания и калибровки конечно-элементных моделей, призванных описывать напряжённо-деформированное состояние человеческого мочевого пузыря в условиях тупой травмы. Заключение. Оригинальность исследования заключается в комплексной верификации биомеханической модели: впервые результаты численного моделирования были напрямую сопоставлены с данными натурных испытаний, проведённых под ультразвуковым контролем. Такая методика существенно повышает достоверность прогноза механического поведения органа. Кроме того, разработанная модель открывает новые возможности для изучения разрывных деформаций под воздействием статических и динамических нагрузок, что ранее было крайне затруднительно исследовать *in vivo*.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, метод конечных элементов, мочевой пузырь, биомеханика тканей, напряжённо-деформированное состояние, одноосное растяжение, тупая травма.

AN EXPERIMENTAL ASSESSMENT OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN BLADDER TISSUE UNDER UNIAXIAL TENSION

Research article

Barulina M.A.¹, Timkina T.D.², Ivanov Y.N.³, Maslyakov V.V.⁴, Polidanov M.A.^{5,*}, Volkov K.A.⁶, Povorinskii A.A.⁷, Kapralov S.V.⁸, Vanzha Y.Y.⁹, Tverdokhlebo S.A.¹⁰, Spirin P.V.¹¹, Loyko V.S.¹², Rossolovskii A.N.¹³, Simonova A.N.¹⁴

¹ ORCID : 0000-0003-3867-648X;² ORCID : 0009-0005-9963-1164;³ ORCID : 0000-0003-3974-9011;⁴ ORCID : 0000-0001-6652-9140;⁵ ORCID : 0000-0001-7538-7412;⁶ ORCID : 0000-0002-3803-2644;⁷ ORCID : 0009-0000-1908-6025;⁸ ORCID : 0000-0001-5859-7928;⁹ ORCID : 0000-0002-1482-5930;

¹⁰ ORCID : 0000-0002-8559-5183;¹³ ORCID : 0000-0002-9810-4363;^{1, 2, 3} Perm State National Research University, Perm, Russian Federation^{4, 6, 8, 10, 11, 12, 13, 14} Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russian Federation^{5, 7} University "Reaviz", Saint-Petersburg, Russian Federation⁹ I.I. Mechnikov Northwestern State Medical University, Saint-Petersburg, Russian Federation

* Corresponding author (maksim.polidanoff[at]yandex.ru)

Suggested: 16.06.2026; Accepted: 23.07.2026; Published: 17.08.2026

Abstract

Despite the availability of a wealth of data, the problem of accurately assessing the mechanical properties of human biological tissues remains unresolved, which is particularly critical for the bladder, whose behaviour is directly determined by the structural state of the tissue and external factors. Objective. Experimental verification of the biomechanical properties of the human bladder. Materials and methods. The study analysed the mechanical behaviour of the tissue at three different loading rates: 50, 500 and 2000%/min. For each regime, strain-stress diagrams were plotted, the ultimate stresses corresponding to the initiation of destruction were identified, and the overall mechanical response of the biological material was analysed. Results. The experimental data obtained are of great value for the development and calibration of finite-element models designed to describe the stress-strain state of the human bladder under blunt trauma. Conclusion. The originality of the research lies in the comprehensive verification of the biomechanical model: for the first time, the results of numerical modelling were directly compared with data from in vivo tests conducted under ultrasound guidance. Such methodology significantly improves the reliability of predictions regarding the mechanical behaviour of the organ. Furthermore, the developed model opens up new possibilities for studying rupture deformations under static and dynamic loads, which were previously extremely difficult to investigate in vivo.

Keywords: computer modelling, finite element method, bladder, tissue biomechanics, stress-strain state, uniaxial tension, blunt trauma.

Введение

Современная клиническая практика всё чаще опирается на методы математического моделирования и вычислительной биомеханики для решения широкого спектра задач: от прогнозирования исходов оперативных вмешательств и создания персонализированных имплантатов до разработки инновационных реабилитационных стратегий. Ключевым инструментом здесь выступает создание цифровых двойников [1], позволяющих детально анализировать механический отклик биологических структур при разнообразных нагрузках. Однако достоверность подобных моделей жестко лимитирована точностью задания механических свойств тканей, что делает данную проблему одной из наиболее острых в современной биомеханике.

Понимание механики биологических тканей критически важно для совершенствования диагностических систем и оценки эффективности терапевтических методик, включая хирургические. Биомеханический профиль тканей формируется сложным взаимодействием их компонентов (белковых структур, клеточных элементов и межклеточной жидкости), что предопределяет их нелинейный и анизотропный характер деформирования [2], [3]. Несмотря на существенный прогресс в изучении отдельных типов тканей, информация о свойствах многих внутренних органов остаётся фрагментарной. Это создаёт серьёзные препятствия при построении точных цифровых моделей и анализе их поведения в условиях, максимально приближенных к реальной физиологии.

В последние годы особую актуальность приобрело изучение механических характеристик тканей в контексте травматизма. Повреждения органов брюшной полости могут возникать в результате ДТП, взрывов, спортивных травм и иных динамических воздействий. Если проникающие ранения обычно диагностируются без затруднений, то тупые травмы нередко протекают бессимптомно на начальном этапе, что ведет к задержке оказания помощи и, как следствие, к росту заболеваемости и летальности [4]. Данные лапароскопических исследований тупых травм живота [5] свидетельствуют: повреждения выявлялись у 77 пациентов (62,1%), при этом в 12 случаях (9,7%) прямых признаков разрыва органов не было, однако фиксировались обширные внутренние гематомы и повреждения капсулы печени. Эти факты подчеркивают сложность диагностики и делают математическое моделирование незаменимым инструментом для понимания механизмов травматизации.

Например, в работе [6] представлена конечно-элементная модель человеческого тела для прогнозирования повреждений внутренних органов при автоавариях. В исследовании [7] разработана модель грудной и брюшной полости человека и свиньи для анализа механизмов тупой травмы. Авторы [8] методом конечных элементов исследовали разрыв печени, показав, что он чаще всего происходит из-за прямого удара по ребрам. В статье [9] изучалась реакция упрощенной 3D-модели грудной клетки на короткие импульсы давления.

Точность такого моделирования напрямую зависит от корректного задания механических констант органов, поскольку именно они диктуют реакцию на внешнее воздействие. Для их определения применяются различные методы: растяжение, сжатие, сдвиг, динамический механический анализ (ДМА), гидростатические испытания и индентирование. Наиболее востребованным остается метод одноосного растяжения, позволяющий оценить упругие и пластические свойства при разных скоростях [10]. Метод индентирования (например, «ball-burst») активно используется для оценки отклика ткани на плоское двухосное растяжение [11].

Распространенной практикой является использование тканей животных (в частности, свиней) ввиду их анатомического и механического сходства с человеческими органами. Так, в работе [12] описан метод определения механики легочной артерии свиньи. Аналогичные исследования проводились для рыхлой соединительной ткани [13], а

вязкоупругие свойства мочевого пузыря свиньи изучались в работе [14]. Авторы [15] исследовали механику органов брюшной полости свиньи тремя методами, а в работе [16] свойства печени, почек и селезенки изучались *in vitro* с использованием гиперупругих моделей. В исследовании [15] показано существенное различие в жесткости тканей желудка человека и свиньи. Работа [16] подтвердила, что ткань человеческого мочевого пузыря ведет себя аналогично свиной при больших деформациях, хотя при малых наблюдаются различия.

Тем не менее, количество работ, посвященных именно механическим характеристикам человеческого мочевого пузыря, остается ограниченным. Большинство исследований фокусируется на гидродинамике и уродинамике [17], [18]. Несмотря на имеющиеся данные, вопросы точности определения механических параметров человеческого мочевого пузыря, зависящих от состояния ткани и иных факторов, остаются нерешенными.

В настоящей работе представлены результаты экспериментального исследования механических свойств стенки мочевого пузыря человека методом одноосного растяжения при различных скоростях деформации. Данное исследование развивает результаты работ [19], [20], [21], [22], расширяя их за счет анализа влияния скорости нагружения и увеличения выборки. Учет разных скоростей деформации продиктован тем, что в физиологических условиях стенка нагружается медленно, тогда как при травмах скорость деформации резко возрастает. Это позволяет полнее описать поведение ткани как в норме, так и при экстремальных нагрузках. Полученные данные могут быть применены для совершенствования конечно-элементных моделей, анализа напряженно-деформированного состояния при тупой травме, а также для разработки новых методов диагностики и лечения.

Следовательно, целью данной работы является экспериментальное обоснование биомеханических свойств мочевого пузыря человека.

Методы и принципы исследования

Анатомически мочевой пузырь является полым органом, главная задача которого — аккумуляция мочи [14]. За счет релаксационной способности стенок орган поддерживает относительно стабильное давление в процессе наполнения. В физиологической норме акт мочеиспускания отличается стремительным и тотальным опорожнением [23]. Стенка органа сформирована тремя основными слоями: слизистой оболочкой (внутренний), мышечной оболочкой (средний) и адвентицией (наружный) [24]. Поскольку точная оценка механики каждого слоя в отдельности затруднительна, в данном исследовании стенка рассматривалась как гомогенная структура, чьи характеристики отражают интегральные свойства всех трёх слоёв (рис. 1).

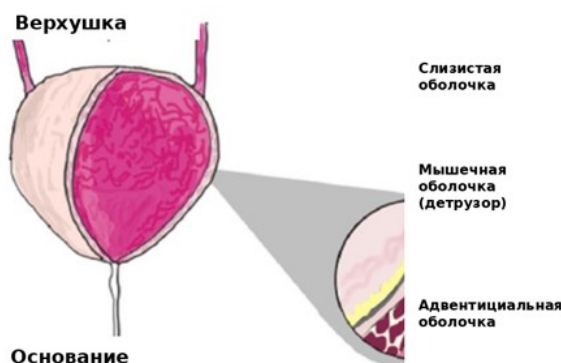


Рисунок 1 - Строение стенки мочевого пузыря человека

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.1>

Примечание: изображение созданы авторами

Биоматериал был получен из семи человеческих мочевых пузырей (возраст доноров 40–60 лет), не подвергавшихся замораживанию или процессам автолиза. Для минимизации деградации свойств все эксперименты выполнялись в течение 8 часов после эксцизии органа. Образцы обрабатывались формальдегидным раствором, оборачивались фольгой и размещались на ледяной подложке. В ходе испытаний ткани регулярно увлажнялись для предотвращения дегидратации. Все замеры проводились при комнатной температуре. Исследование одобрено Локальным этическим комитетом Саратовского медицинского университета «Реавиз» (протокол № 3 от 11.02.2024) и соответствовало принципам Хельсинкской декларации ВМА (2013 г.).

Для тестирования образцы выкраивались хирургическим скальпелем в форме прямоугольников размером 20 × 40 мм². После фиксации в зажимах толщина измерялась в нескольких точках штангенциркулем с последующим усреднением (средняя толщина составила 2,5 мм). Выкройка производилась в продольном (образцы 2, 4, 6, 8, 10, 12) и поперечном (1, 3, 5, 7, 9, 11) направлениях (рис. 2).

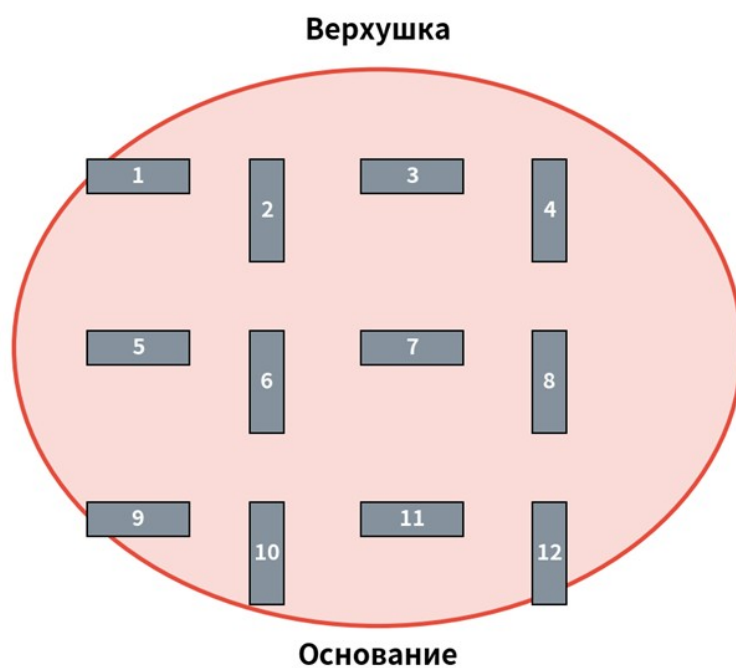
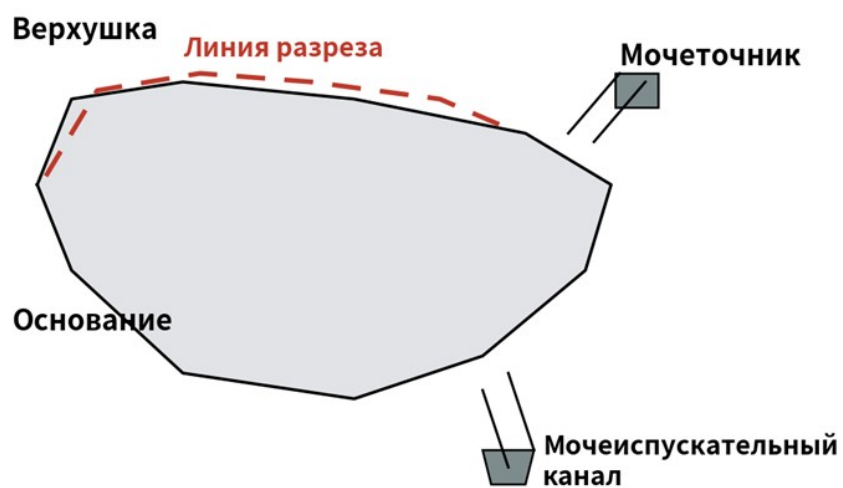


Рисунок 2 - Схема среза образцов из мочевого пузыря человека

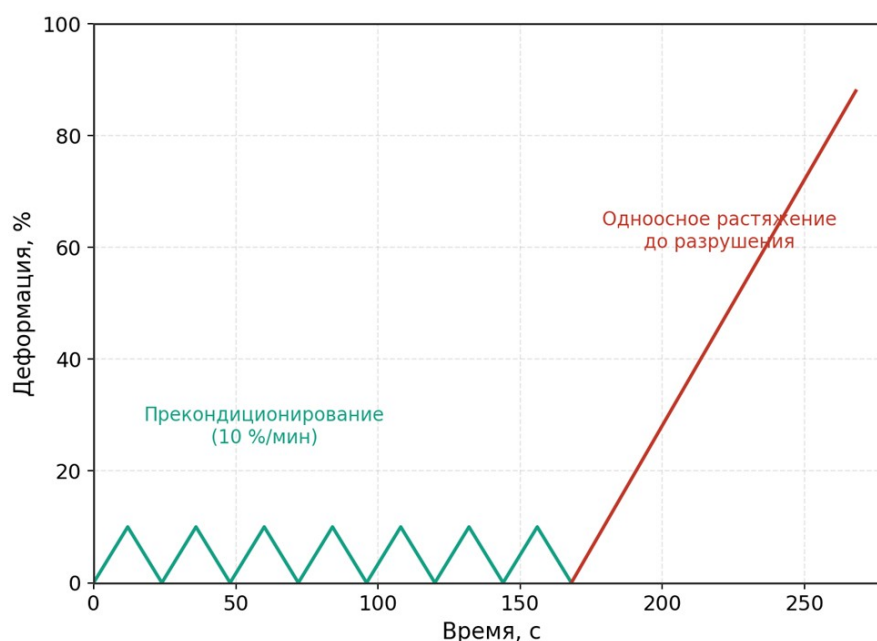
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.2>*Примечание: изображение созданы авторами*

Большинство протоколов требуют предварительного preconditionирования биологической ткани. Этот процесс подразумевает циклическое нагружение и разгрузку для стабилизации механических свойств [33], устранения начальной неустойчивости, снижения гистерезиса и обеспечения воспроизводимости [34], [35], [36]. В нашем исследовании preconditionирование выполнялось со скоростью 10 %/мин, что минимизирует вязкоупругие артефакты. Стабилизация гистерезиса при амплитуде 10% подтвердила отсутствие накопления повреждений и переход ткани в стабильное состояние (рис. 3).

Рисунок 3 - Схема нагружения образца

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.3>*Примечание: изображение созданы авторами*

Для одноосного растяжения образцы фиксировались в захватах машины Zwick/Roell (Zwick GmbH & Co. KG, г. Ульм, Германия) (рис. 4) с использованием плоских механических зажимов и бумажных прокладок для предотвращения проскальзывания и концентрации напряжений. Машина оснащалась датчиками силы (предел 1 кН, разрешение 0,0008 Н), регистрация данных велась с частотой 100 Гц. Надежность фиксации контролировалась визуально и по форме диаграммы «нагрузка — перемещение»: испытания с резкими падениями силы (признак проскальзывания) исключались. Учитывая анизотропию мочевого пузыря [29], тестирование проводилось в двух



направлениях.

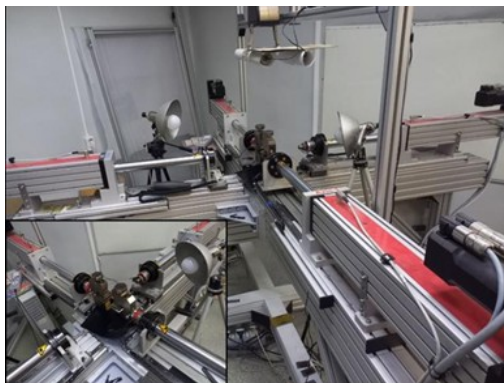


Рисунок 4 - Испытательная машина Zwick/Roell для определения механических характеристик материала
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.4>

В ходе испытаний непрерывно регистрировались сила и перемещение. На их основе строились кривые зависимости истинного напряжения (σ) от деформации (ϵ):

$$\epsilon = (L - L_0)/L_0, \quad (1)$$

где L — длина образца после растяжения, L_0 — начальная длина образца.

Все испытания выполнялись при комнатной температуре. Кроме того, временной интервал между извлечением ткани и началом эксперимента не превышал восьми часов, что минимизировало возможные изменения свойств образцов. Одноосные испытания на растяжение проводились при двух скоростях деформации: 500 %/мин — образцы растягивались с постоянной скоростью до разрушения, что позволило оценить их механические свойства при умеренной нагрузке; и 2000 %/мин — второй набор испытаний проводился при более высокой скорости деформации для изучения влияния скорости деформации на механическое поведение биологической ткани. Схема нагружения образцов приведена на рис. 3.

С учётом несжимаемости биологической ткани истинное напряжение определялось следующим образом:

$$\sigma = F/(a \cdot b), \quad (2)$$

где b — толщина образца, a — ширина образца, F — приложенная сила.

Далее проводился сравнительный анализ кривых для двух скоростей деформации (500 и 2000 %/мин) и двух направлений выкройки. Особое внимание уделялось изменению жесткости, предельным значениям и нелинейным эффектам.

Основные результаты

На рисунке 5 визуализирована кривая «напряжение — деформация» ткани мочевого пузыря человека в процессе preconditionирования при одноосном растяжении. Образец фиксировался вертикально и подвергался циклическому нагружению со скоростью 10 %/мин. С увеличением числа циклов наблюдалось снижение пиковых напряжений и гистерезиса вплоть до выхода на стационарный режим с воспроизводимыми петлями. Наличие гистерезиса между кривыми нагружения и разгрузки служит маркером вязкоупругого отклика стенки мочевого пузыря [38]. Анализ продемонстрировал стабилизацию механического ответа ткани, начиная с 7-го цикла, что подтверждает достижение воспроизводимости. Для унификации истории нагружения все образцы подвергались preconditionированию с фиксированным числом циклов.

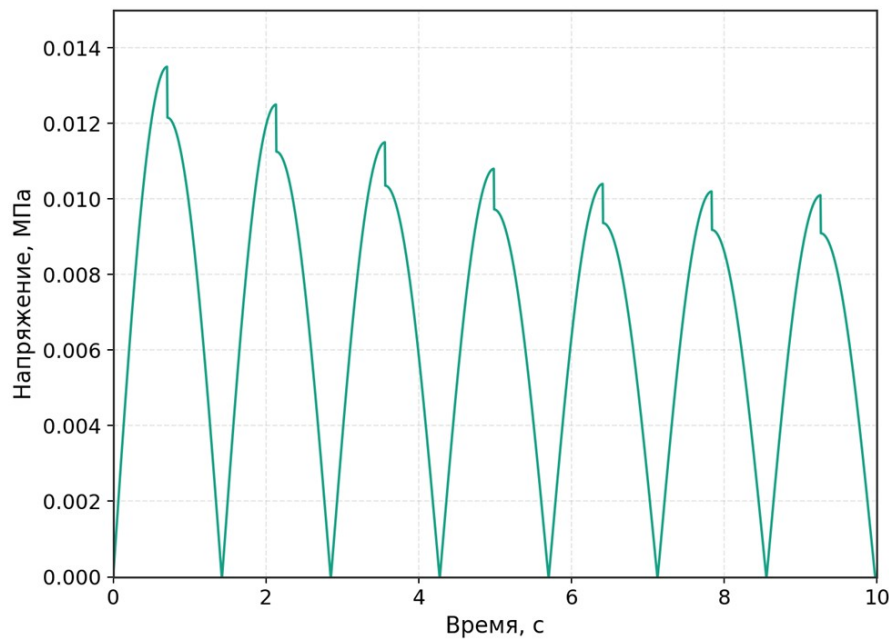


Рисунок 5 - Кривая «напряжение – деформация» мочевого пузыря человека при прекондиционировании со скоростью деформации 10 %/мин

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.5>

Примечание: изображение созданы авторами

Для усреднения кривых от нескольких образцов применялся метод корректирующих дуг (arc-length method). Этот численный прием широко используется для обработки нелинейных экспериментальных данных, позволяя минимизировать разброс [30]. Суть метода заключается в параметризации кривой её длиной дуги s :

$$S_i(j) = \sum_{k=1}^j \sqrt{[\epsilon_{i,k} - \epsilon_{i,k-1}]^2 + [\sigma_{i,k} - \sigma_{i,k-1}]^2}, \quad (3)$$

где $\epsilon_{i,k}$ и $\sigma_{i,k}$ — значения деформации и напряжения в k -й точке для i -й кривой. Таким образом каждая кривая преобразуется в зависимость напряжения $\sigma_i(s)$ и деформации $\epsilon_i(s)$ от длины дуги.

Для усреднения данные интерполировались на общий набор значений s :

$$\sigma_i(S_m), \epsilon_i(S_m), m = 1, 2, \dots, N. \quad (4)$$

После интерполяции все кривые представлены в одном масштабе по s и могут быть усреднены. Усреднённые значения напряжения $\bar{\sigma}(s)$ и деформации $\bar{\epsilon}(s)$ рассчитывались следующим образом:

$$\bar{\sigma}(S_m) = (1/N) \sum_i \sigma_i(S_m), \quad (5)$$

$$\bar{\epsilon}(S_m) = (1/N) \sum_i \epsilon_i(S_m). \quad (6)$$

Затем усредненные кривые $\bar{\sigma}(s)$ и $\bar{\epsilon}(s)$ обратно преобразовывались в исходное пространство (σ, ϵ) .

В ходе эксперимента получены данные о механическом поведении стенки при скоростях 500 %/мин и 2000 %/мин. Данные для скорости 50 %/мин были взяты из исследования [28] для сравнительного анализа. На всех экспериментальных кривых выявлены три характерные зоны:

Первая зона (рис. 6, Зона 1) представляет линейный участок. На этой стадии ткань ведет себя упруго, деформации обратимы. Это соответствует начальной стадии нагружения, когда нагрузку воспринимают упругие компоненты, а коллагеновые волокна еще не задействованы. Материал подчиняется закону Гука.

Вторая зона (рис. 6, Зона 2) начинается после точки А и характеризуется нелинейным переходом. Наблюдается существенный рост жесткости из-за растяжения коллагеновых волокон [28], которые начинают активно сопротивляться деформации. Этот участок соответствует физиологическим условиям, позволяя ткани выдерживать повышенные нагрузки без разрушения.

Третья зона (рис. 6, Зона 3) характеризуется снижением сопротивления и разрушением образца из-за микрповреждений и разрывов коллагеновых волокон. Поведение ткани здесь выходит за пределы физиологической нормы и демонстрирует предельные возможности материала.

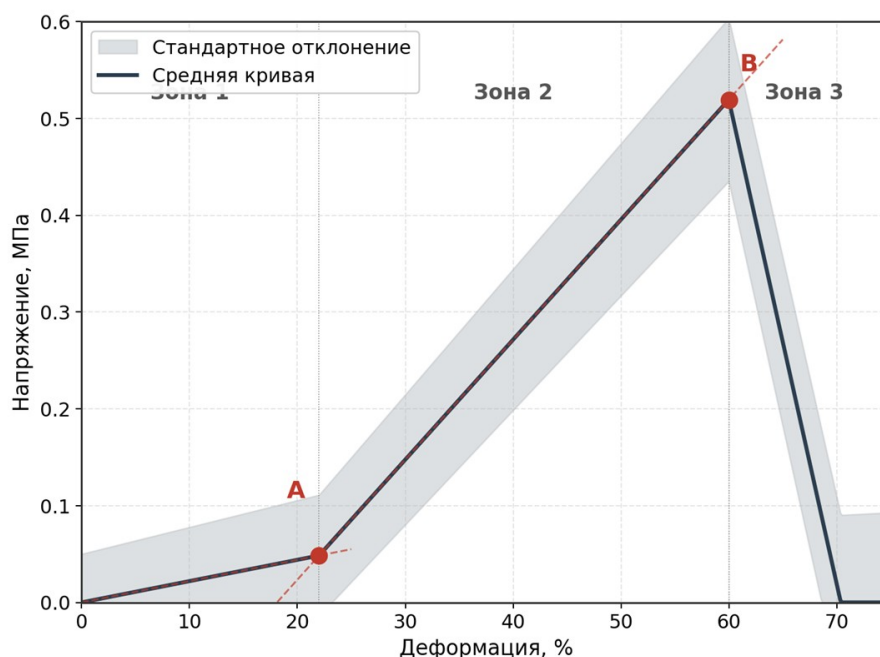


Рисунок 6 - Кривая «напряжение – деформация» при скорости деформации 50 %/мин для ткани мочевого пузыря человека, вырезанной в продольном направлении
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.6>

Примечание: серым цветом показана область стандартного отклонения напряжения; точка А соответствует переходу между зонами 1 и 2, где происходит растяжение и нарастание жёсткости волокон биологической ткани; точка В отмечает начало разрушения ткани и падение напряжения; в Зоне 3 ткань разрушается (изображение созданы авторами)

Кривые на рис. 7 и 8 демонстрируют влияние скорости нагружения. При малой скорости (50 %/мин) вязкоупругие эффекты минимальны, и модули можно считать равновесными. Равновесный модуль упругости в первой зоне для обоих направлений составил 0,11 МПа. Во второй зоне для продольного направления он равен 1,24 МПа, для поперечного — 0,42 МПа.

При средней скорости (500 %/мин) влияние вязких эффектов усиливается. Модуль упругости в первой зоне составил 0,5 МПа, во второй — 1,28 МПа (продольное) и 0,6 МПа (поперечное). Кривые становятся круче, что свидетельствует о росте жесткости.

При скорости 2000 %/мин стенка подвергается интенсивному динамическому нагружению, и измеренный модуль соответствует мгновенному модулю, существенно превышающему равновесный. Мгновенные модули в первой зоне составили 0,85 и 0,6 МПа (продольное и поперечное направления). Для второй зоны получены значения 1,53 МПа и 0,9 МПа соответственно. Кривая становится еще круче из-за неспособности материала адаптироваться к быстрым изменениям (рис. 9).

При изучении анизотропии выявлены существенные различия. Кривые для продольного направления лежат выше, что указывает на большую жесткость и сопротивление деформации вдоль волокон. Модуль упругости для продольных образцов также оказался выше, что согласуется с данными [28].

Для получения универсальных характеристик данные были усреднены с учетом анизотропии (таблица 1).

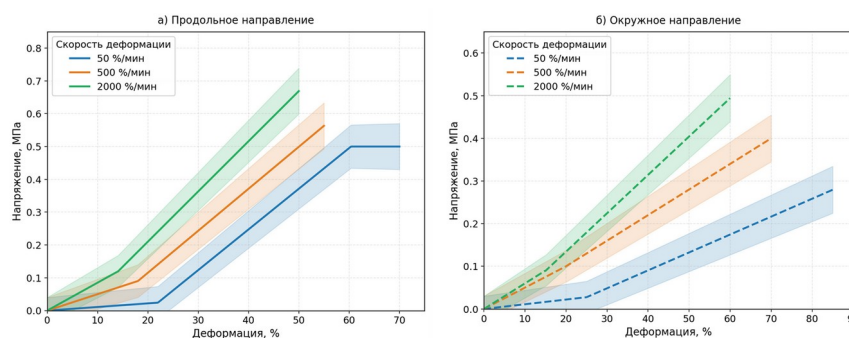


Рисунок 7 - Кривые «напряжение – деформация» образцов мочевого пузыря человека, вырезанных:
а – в продольном направлении; б – в поперечном направлении
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.7>

Примечание: изображения созданы авторами

Таблица 1 - Биомеханические свойства ткани мочевого пузыря

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.8>

Скорость деформации, %/мин	Зона	Модуль упругости, МПа (продольное направление)	Модуль упругости, МПа (поперечное направление)	Средний модуль упругости, МПа
50	1	$0,11 \pm 0,02$	$0,11 \pm 0,02$	0,11
	2	$1,24 \pm 0,17$	$0,42 \pm 0,03$	0,83
500	1	$0,50 \pm 0,05$	$0,50 \pm 0,05$	0,50
	2	$1,28 \pm 0,10$	$0,60 \pm 0,07$	0,94
2000	1	$0,85 \pm 0,03$	$0,60 \pm 0,03$	0,73
	2	$1,53 \pm 0,12$	$0,90 \pm 0,12$	1,22

Примечание: таблица создана авторами

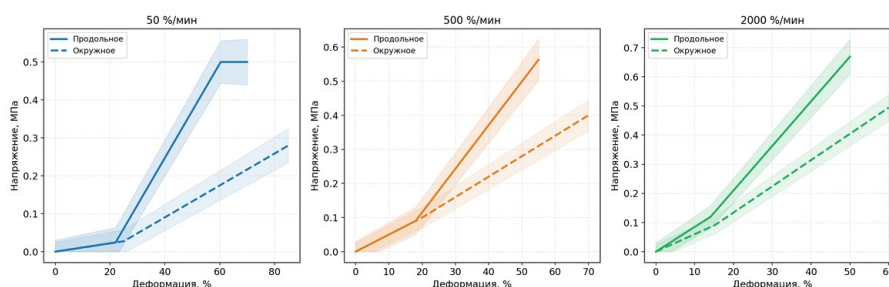


Рисунок 8 - Сравнение кривых «напряжение – деформация» в продольном и поперечном направлениях для всех скоростей деформации

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.9>

Примечание: изображения созданы авторами

Обсуждение

В ходе эксперимента были количественно оценены анизотропные механические свойства стенки мочевого пузыря человека. Характер деформационного отклика при растяжении вдоль и поперёк волокон продемонстрировал высокую степень корреляции с результатами, ранее полученными на свиных моделях. Предельные деформации в точках инициации разрушения (В и В') укладываются в доверительный интервал, установленный для человеческой ткани в работе Sami Jokandan с соавт. [10].

Разработанная ранее конечно-элементная модель мочевого пузыря [19], [20], [21], [22] учитывает ориентацию волокон и влияние окружающих органов брюшной полости. Валидация этой модели на добровольцах показала высокую точность: расхождение между расчётными и экспериментальными значениями максимального смещения стенки не превысило 10% (11,0–11,1 мм против 12 мм по модели).

Установлено, что применение изотропных механических характеристик допустимо при моделировании мочевого пузыря объёмом 300 мл и более. Этот вывод подтверждён дополнительными расчётами для объёма 400 мл. Предложенный подход может быть экстраполирован на любые объёмы свыше 300 мл и в перспективе позволит оценивать пороговые значения ударной нагрузки, способной вызвать разрыв органа.

Полученные данные имеют прямое практическое значение для хирургической урологии и травматологии. Выявленное 2,5-кратное увеличение жёсткости ткани при скоростях деформации 2000 %/мин (характерных для тупой тазовой травмы или лапароскопической троакарной пункции) по сравнению с квазистатическими 50 %/мин диктует необходимость учёта динамического упрочнения стенки. Игнорирование этого факта может привести к ошибочной оценке риска ятрогенных повреждений или разрыва при травме. Кроме того, высокоскоростные механические константы критически важны для тканевой инженерии мочевого пузыря, а также для оптимизации механического поведения анастомозов при степлинговании, где скорость приложения нагрузки скобками существенно отличается от ручного шовного материала.

Однако, настоящее исследование имеет ряд ограничений, определяющих вектор будущих исследований. Во-первых, все эксперименты проводились при комнатной температуре (около 22–25 °С), что отличается от физиологических 37 °С. Температурная зависимость вязкоупругости коллагена может влиять на абсолютные значения модулей, хотя выявленные закономерности динамического упрочнения, по нашим ожиданиям, сохраняются и в

нормотермии. В будущих работах планируется валидация модели в термостатируемой камере при 37 °С. Во-вторых, допущение о гомогенности стенки не учитывает различий механических свойств трёх гистологических слоёв, что особенно важно при таких состояниях, как нейрогенный мочевого пузыря или опухолевая инфильтрация; перспективным является послойное микроструктурное тестирование. В-третьих, когорта доноров (40–60 лет) не позволяет в полной мере оценить возрастные изменения перекрёстных связей коллагена и содержания эластина, что требует стратификации результатов в будущих исследованиях с включением более молодых образцов. Наконец, расчёт деформации по перемещению захватов, несмотря на использование бумажных прокладок, исключает применение оптических методов бесконтактного измерения (например, цифровой корреляции изображений — DIC), что будет внедрено в следующих работах для полного устранения краевых эффектов и податливости машины.

Заключение

В рамках данной работы были экспериментально определены механические характеристики ткани мочевого пузыря человека при варьировании скоростей деформации (500 и 2000 %/мин). Полученные данные наглядно демонстрируют выраженную зависимость механического отклика биологической ткани от темпа нагружения. На начальных этапах деформирования для всех кривых была зафиксирована относительно низкая жёсткость материала, которая сменялась значительным упрочнением, проявляющимся в резком росте напряжения по мере увеличения деформации.

При малых скоростях (50 %/мин) материал демонстрировал поведение, близкое к равновесному, что позволяет считать измеренный модуль упругости равновесным. Эти результаты хорошо коррелируют с данными работы [28] по испытаниям свиных мочевых пузырей. Однако с ростом скорости деформации (500 и 2000 %/мин) доминирующую роль начинают играть вязкие эффекты, и измеряемый модуль становится мгновенным. Поскольку в литературе отсутствуют экспериментальные данные о поведении мочевого пузыря при высоких скоростях деформации, прямое сопоставление с предыдущими исследованиями затруднено. Это подчёркивает критическую важность учёта условий нагружения при интерпретации механических свойств.

Предел прочности (максимальное напряжение перед разрушением) также возрастал с увеличением скорости деформации. Образцы, испытанные при 2000 %/мин, показали более высокие значения предельного напряжения по сравнению с образцами при 500 и 50 %/мин. Это свидетельствует о способности стенки мочевого пузыря выдерживать более высокие нагрузки при больших скоростях деформации.

Таким образом, мгновенный модуль упругости всегда превышает равновесный, и его использование необходимо для описания поведения материала в условиях быстрого нагружения (ударные или циклические нагрузки). Полученные данные подчёркивают важность учёта скорости деформации при моделировании механического поведения стенки мочевого пузыря. Рост жёсткости и прочности при высоких скоростях должен обязательно учитываться при разработке конечно-элементных моделей, прогнозировании повреждений, а также при проектировании имплантируемых устройств и искусственных заменителей мочевого пузыря человека. Важным ограничением является проведение тестов при комнатной температуре, что требует дальнейшей валидации при физиологических 37 °С. Полученные массивы данных и предложенная предварительная расчетная зависимость предельного напряжения открывают новые возможности для стратификации рисков разрыва при тупой травме, оптимизации хирургических вмешательств и разработки персонализированных имплантатов в рамках тканевой инженерии.

Конфликт интересов

Не указан.

Рецензия

Сообщество рецензентов Международного научно-исследовательского журнала

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.10>

Conflict of Interest

None declared.

Review

Community of Reviewers of the International Research Journal

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.170.10.10>

Список литературы / References

1. Şimon-Marinić A.B. Finite element method to solve engineering problems using ansys / A.B. Şimon-Marinić, N.I. Vlasin, F. Manea [et al.] // MATEC Web Conf. — 2021. — Vol. 342. — P. 1–6.
2. Criscione J.C. Kinematics framework optimized for deformation, growth, and remodeling in vascular organs / J.C. Criscione // Biomech. Model. Mechanobiol. — 2008. — Vol. 7. — P. 285–293.
3. Johnston A. Recent methods for modifying mechanical properties of tissue-engineered scaffolds for clinical applications / A. Johnston, A. Callanan // Biomimetics. — 2023. — Vol. 8. — № 205. — P. 1–20.
4. Rouhana S.W. Biomechanics of abdominal trauma / S.W. Rouhana, A.M. Nahum, J.W. Melvin // Accidental injury. — New York: Springer, 1993. — P. 1–20.
5. Стяжкина С.Н. Место видеолaparоскопии в urgentной хирургии при травме органов брюшной полости / С.Н. Стяжкина, Н.А. Пелина, Л.И. Хабибулина [и др.] // Современные проблемы науки и образования. — 2017. — № 3. — С. 1–10.
6. Shen W. Development and validation of subject-specific finite element models for blunt trauma study / W. Shen, Y. Niu, R.F. Mattrey [et al.] // ASME J. Biomech. Eng. — 2008. — Vol. 130. — № 2. — P. 021022.
7. Shao Y. Blunt liver injury with intact ribs under impacts on the abdomen: A biomechanical investigation / Y. Shao, D. Zou, Z. Li [et al.] // PLoS ONE. — 2013. — Vol. 8. — № 1. — P. e52366.



8. Li Z. Rib fractures under anterior–posterior dynamic loads: Experimental and finite-element study / Z. Li, M.W. Kindig, J.R. Kerrigan [et al.] // *Journal of Biomechanics*. — 2010. — Vol. 43. — № 2. — P. 228–234.
9. Zhou M. Uniaxial mechanical stretch properties correlated with three-dimensional microstructure of human dermal skin / M. Zhou, P.J. González, L. Van Haasterecht [et al.] // *Biomech. Model. Mechanobiol.* — 2024. — Vol. 23. — P. 911–925.
10. Sami Jokandan M. Bladder wall biomechanics: A comprehensive study on fresh porcine urinary bladder / M. Sami Jokandan, F. Ajalloueian, M. Edinger [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2018. — Vol. 79. — P. 92–103.
11. Jhun C.S. Characterization of mechanical behavior of a porcine pulmonary artery strip using a randomized uniaxial stretch and stretch-rate protocol / C.S. Jhun, J.C. Criscione // *BioMed. Eng. OnLine*. — 2008. — Vol. 7. — P. 4.
12. Шитоев И.Д. Экспериментальное определение механических свойств рыхлой соединительной ткани свиньи / И.Д. Шитоев, В.М. Тверье, С.В. Словигов [и др.] // *Российский журнал биомеханики*. — 2019. — № 4. — С. 1–20.
13. Barnes S.C. Frequency dependent viscoelastic properties of porcine bladder / S.C. Barnes, D.E.T. Shepherd, D.M. Espino [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2015. — Vol. 42. — P. 168–176.
14. Rosen J. Biomechanical properties of abdominal organs in vivo and postmortem under compression loads / J. Rosen, J.D. Brown, S. De [et al.] // *J. Biomech. Eng.* — 2008. — Vol. 130. — № 2. — P. 021020.
15. Umale S. Experimental mechanical characterization of abdominal organs: liver, kidney & spleen / S. Umale, C. Deck, N. Bourdet [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2013. — Vol. 17. — P. 22–33.
16. Tuttle T.G. Investigation of fiber-driven mechanical behavior of human and porcine bladder tissue tested under identical conditions / T.G. Tuttle, D.R. Morhardt, A.A. Poli [et al.] // *J. Biomech. Eng.* — 2021. — Vol. 143. — № 11. — P. 111007.
17. Hennig G. Quantifying whole bladder biomechanics using the novel pentaplanar reflected image macroscopy system / G. Hennig, P. Saxena, E. Broemer [et al.] // *Biomech. Model. Mechanobiol.* — 2023. — Vol. 22. — № 5. — P. 1685–1695.
18. Nagle A.S. Quantification of bladder wall biomechanics during urodynamics: A methodologic investigation using ultrasound / A.S. Nagle, A.P. Klausner, J. Varghese [et al.] // *J. Biomech.* — 2017. — Vol. 61. — P. 232–241.
19. Barulina M. Modeling the stress–strain state of a filled human bladder / M. Barulina, T. Timkina, Y. Ivanov [et al.] // *Appl. Sci.* — 2024. — Vol. 14. — P. 7562.
20. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ RU 2024692044. Программа для моделирования напряженно-деформированного состояния мочевого пузыря под статической нагрузкой / М.А. Барулина, Т.Д. Тимкина, Я.Н. Иванов [и др.]. — 25.12.2024.
21. Барулина М.А. Численное моделирование деформации наполненного мочевого пузыря человека под статической нагрузкой / М.А. Барулина, Т.Д. Тимкина, Я.Н. Иванов [и др.] // *Оперативная хирургия и клиническая анатомия (Пироговский научный журнал)*. — 2024. — Т. 8. — № 4-2. — С. 5–15.
22. Барулина М.А. Математическая модель напряженно-деформированного состояния наполненного мочевого пузыря человека / М.А. Барулина, Т.Д. Тимкина, Я.Н. Иванов [и др.] // *XXIV Зимняя школа по механике сплошных сред. Тезисы докладов*. — Пермь, 2025. — С. 54.
23. Yalla S.V. Initiation of voiding in humans: the nature and temporal relationship of urethral sphincter responses / S.V. Yalla, N.M. Resnick // *The Journal of Urology*. — 1997. — Vol. 157. — № 2. — P. 590–595.
24. Trostorf R. A pilot study on active and passive ex vivo characterisation of the urinary bladder and its impact on three-dimensional modelling / R. Trostorf, E. Morales Orcajo, A. Pötzke [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2022. — Vol. 133. — P. 105347.
25. Nava A. Experimental observation and modelling of preconditioning in soft biological tissues / A. Nava, E. Mazza, O. Haefner [et al.] // *Medical Simulation. ISMS 2004. Lecture Notes in Computer Science*. — 2004. — Vol. 3078. — P. 1–10.
26. Egorov V.I. Mechanical properties of the human gastrointestinal tract / V.I. Egorov, I.V. Schastlivtsev, E.V. Prut [et al.] // *J. Biomech.* — 2002. — Vol. 35. — № 10. — P. 1417–1425.
27. Carew E.O. Role of preconditioning and recovery time in repeated testing of aortic valve tissues: validation through quasilinear viscoelastic theory / E.O. Carew, J.E. Barber, I. Vesely // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2000. — Vol. 28. — P. 1093–1100.
28. Korossis S. Regional biomechanical and histological characterisation of the passive porcine urinary bladder: Implications for augmentation and tissue engineering strategies / S. Korossis, F. Bolland, J. Southgate [et al.] // *Biomaterials*. — 2009. — Vol. 30. — № 2. — P. 266–275.
29. Alali S. Optical assessment of tissue anisotropy in ex vivo distended rat bladders / S. Alali, K.J. Aitken, A. Shroder [et al.] // *Journal of Biomedical Optics*. — 2012. — Vol. 17. — № 8. — P. 086010.
30. Murakumo M. Three-dimensional arrangement of collagen and elastin fibers in the human urinary bladder: a scanning electron microscopic study / M. Murakumo, T. Ushiki, K. Abe [et al.] // *J. Urol.* 1995. — Vol. 154. — P. 251–256.

Список литературы на английском языке / References in English

1. Şimon-Marinić A.B. Finite element method to solve engineering problems using ansys / A.B. Şimon-Marinić, N.I. Vlasin, F. Manea [et al.] // *MATEC Web Conf.* — 2021. — Vol. 342. — P. 1–6.
2. Criscione J.C. Kinematics framework optimized for deformation, growth, and remodeling in vascular organs / J.C. Criscione // *Biomech. Model. Mechanobiol.* — 2008. — Vol. 7. — P. 285–293.
3. Johnston A. Recent methods for modifying mechanical properties of tissue-engineered scaffolds for clinical applications / A. Johnston, A. Callanan // *Biomimetics*. — 2023. — Vol. 8. — № — 205. — P. 1–20.
4. Rouhana S.W. Biomechanics of abdominal trauma / S.W. Rouhana, A.M. Nahum, J.W. Melvin // *Accidental injury*. — New York: Springer, 1993. — P. 1–20.

5. Styazhkina S.N. Mesto videolaparoskopii v urgentnoi khirurgii pri travme organov bryushnoi polosti [The role of videolaparoscopy in emergency surgery for abdominal organ trauma] / S.N. Styazhkina, N.A. Pelina, L.I. Khabibulina [et al.] // *Sovremennye problemi nauki i obrazovaniya* [Modern Problems of Science and Education]. — 2017. — № 3. — P. 1–10. [in Russian]
6. Shen W. Development and validation of subject-specific finite element models for blunt trauma study / W. Shen, Y. Niu, R.F. Mattrey [et al.] // *ASME J. Biomech. Eng.* — 2008. — Vol. 130. — № 2. — P. 021022.
7. Shao Y. Blunt liver injury with intact ribs under impacts on the abdomen: A biomechanical investigation / Y. Shao, D. Zou, Z. Li [et al.] // *PLoS ONE*. — 2013. — Vol. 8. — № 1. — P. e52366.
8. Li Z. Rib fractures under anterior–posterior dynamic loads: Experimental and finite-element study / Z. Li, M.W. Kindig, J.R. Kerrigan [et al.] // *Journal of Biomechanics*. — 2010. — Vol. 43. — № 2. — P. 228–234.
9. Zhou M. Uniaxial mechanical stretch properties correlated with three-dimensional microstructure of human dermal skin / M. Zhou, P.J. González, L. Van Haasterecht [et al.] // *Biomech. Model. Mechanobiol.* — 2024. — Vol. 23. — P. 911–925.
10. Sami Jokandan M. Bladder wall biomechanics: A comprehensive study on fresh porcine urinary bladder / M. Sami Jokandan, F. Ajalloueian, M. Edinger [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2018. — Vol. 79. — P. 92–103.
11. Jhun C.S. Characterization of mechanical behavior of a porcine pulmonary artery strip using a randomized uniaxial stretch and stretch-rate protocol / C.S. Jhun, J.C. Criscione // *BioMed. Eng. OnLine*. — 2008. — Vol. 7. — P. 4.
12. Shitoev I.D. Eksperimentalnoe opredelenie mekhanicheskikh svoystv rikhloi soedinitelnoi tkani svini [Experimental determination of the mechanical properties of loose connective tissue of a pig] / I.D. Shitoev, V.M. Tvere, S.V. Slovikov [et al.] // *Rossiiskii zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics]. — 2019. — № 4. — P. 1–20. [in Russian]
13. Barnes S.C. Frequency dependent viscoelastic properties of porcine bladder / S.C. Barnes, D.E.T. Shepherd, D.M. Espino [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2015. — Vol. 42. — P. 168–176.
14. Rosen J. Biomechanical properties of abdominal organs in vivo and postmortem under compression loads / J. Rosen, J.D. Brown, S. De [et al.] // *J. Biomech. Eng.* — 2008. — Vol. 130. — № 2. — P. 021020.
15. Umale S. Experimental mechanical characterization of abdominal organs: liver, kidney & spleen / S. Umale, C. Deck, N. Bourdet [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2013. — Vol. 17. — P. 22–33.
16. Tuttle T.G. Investigation of fiber-driven mechanical behavior of human and porcine bladder tissue tested under identical conditions / T.G. Tuttle, D.R. Morhardt, A.A. Poli [et al.] // *J. Biomech. Eng.* — 2021. — Vol. 143. — № 11. — P. 111007.
17. Hennig G. Quantifying whole bladder biomechanics using the novel pentaplanar reflected image macroscopy system / G. Hennig, P. Saxena, E. Broemer [et al.] // *Biomech. Model. Mechanobiol.* — 2023. — Vol. 22. — № 5. — P. 1685–1695.
18. Nagle A.S. Quantification of bladder wall biomechanics during urodynamics: A methodologic investigation using ultrasound / A.S. Nagle, A.P. Klausner, J. Varghese [et al.] // *J. Biomech.* — 2017. — Vol. 61. — P. 232–241.
19. Barulina M. Modeling the stress–strain state of a filled human bladder / M. Barulina, T. Timkina, Y. Ivanov [et al.] // *Appl. Sci.* — 2024. — Vol. 14. — P. 7562.
20. Certificate of registration of the computer program RU 2024692044. Programma dlya modelirovaniya napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya mochevogo puzirya pod staticheskoi nagruzkoi [Program for modeling the stress-strain state of the urinary bladder under static load] / M.A. Barulina, T.D. Timkina, Ya.N. Ivanov [et al.]. — 25.12.2024. [in Russian]
21. Barulina M.A. Chislennoe modelirovanie deformatsii napolnennogo mochevogo puzirya cheloveka pod staticheskoi nagruzkoi [Numerical simulation of the deformation of the filled human urinary bladder under static load] / M.A. Barulina, T.D. Timkina, Ya.N. Ivanov [et al.] // *Operativnaya khirurgiya i klinicheskaya anatomiya* (Pirogovskii nauchnyi zhurnal) [Operative Surgery and Clinical anatomy (Pirogov Scientific Journal)]. — 2024. — Vol. 8. — № 4-2. — P. 5–15. [in Russian]
22. Barulina M.A. Matematicheskaya model napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya napolnennogo mochevogo puzirya cheloveka [Mathematical model of the stress-strain state of the filled human urinary bladder] / M.A. Barulina, T.D. Timkina, Ya.N. Ivanov [et al.] // *XKhIV Zimnyaya shkola po mekhanike sploshnykh sred. Tezisi dokladov* [XXIV Winter School on Continuum Mechanics. Abstracts of reports]. — Perm, 2025. — P. 54. [in Russian]
23. Yalla S.V. Initiation of voiding in humans: the nature and temporal relationship of urethral sphincter responses / S.V. Yalla, N.M. Resnick // *The Journal of Urology*. — 1997. — Vol. 157. — № 2. — P. 590–595.
24. Trostorf R. A pilot study on active and passive ex vivo characterisation of the urinary bladder and its impact on three-dimensional modelling / R. Trostorf, E. Morales Orcajo, A. Pötzke [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2022. — Vol. 133. — P. 105347.
25. Nava A. Experimental observation and modelling of preconditioning in soft biological tissues / A. Nava, E. Mazza, O. Haefner [et al.] // *Medical Simulation. ISMS 2004. Lecture Notes in Computer Science*. — 2004. — Vol. 3078. — P. 1–10.
26. Egorov V.I. Mechanical properties of the human gastrointestinal tract / V.I. Egorov, I.V. Schastlivtsev, E.V. Prut [et al.] // *J. Biomech.* — 2002. — Vol. 35. — № 10. — P. 1417–1425.
27. Carew E.O. Role of preconditioning and recovery time in repeated testing of aortic valve tissues: validation through quasilinear viscoelastic theory / E.O. Carew, J.E. Barber, I. Vesely // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2000. — Vol. 28. — P. 1093–1100.
28. Korossis S. Regional biomechanical and histological characterisation of the passive porcine urinary bladder: Implications for augmentation and tissue engineering strategies / S. Korossis, F. Bolland, J. Southgate [et al.] // *Biomaterials*. — 2009. — Vol. 30. — № 2. — P. 266–275.
29. Alali S. Optical assessment of tissue anisotropy in ex vivo distended rat bladders / S. Alali, K.J. Aitken, A. Shroder [et al.] // *Journal of Biomedical Optics*. — 2012. — Vol. 17. — № 8. — P. 086010.
30. Murakumo M. Three-dimensional arrangement of collagen and elastin fibers in the human urinary bladder: a scanning electron microscopic study / M. Murakumo, T. Ushiki, K. Abe [et al.] // *J. Urol.* 1995. — Vol. 154. — P. 251–256.