

УДК 531.78, 57.085.22

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТНЫХ СВОЙСТВ СОСУДОВ АБДОМИНАЛЬНОГО ОТДЕЛА АОРТЫ: РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТОВ И ПЕРСПЕКТИВЫ

А. И. Липовка*, А. А. Карпенко*,**, А. П. Чупахин*, Д. В. Паршин*

* Новосибирский национальный исследовательский государственный университет,
630090 Новосибирск, Россия

** Национальный медицинский исследовательский центр им. Е. Н. Мешалкина,
630055 Новосибирск, Россия

E-mails: lipovkaai@yandex.ru, andreikarpenko@rambler.ru,
alexander190513@gmail.com, parshin@hydro.nsc.ru

Аорта — крупнейший сосуд системы кровообращения человека, играющий критическую роль в снабжении кислородом и питательными веществами всех органов брюшной полости, а также нижних конечностей. Критической патологией этого сосуда является аневризма. В медицинской практике важной проблемой является предсказание разрыва аневризмы аорты и планирование операции, поскольку разрыв аневризмы вне клиники, как правило, приводит к летальному исходу. Для построения адекватных математических моделей, предсказывающих подобный исход, необходимо определение прочностных характеристик тканей самой аорты, ее аневризмы и подвздошных артерий на различных стадиях роста такой аневризмы, а также с учетом данных пациентов. Проведено исследование прочностных характеристик тканей аорты человека и ее аневризмы, а также подвздошных артерий. Экспериментально доказано, что в образцах ткани здоровой аорты различия значений предельной относительной деформации в аксиальном и тангенциальном направлениях являются статистически значимыми ($p = 0,033$), чего не наблюдается в случае аневризмы аорты. Полученные результаты также можно трактовать как факт ремоделирования стенки аневризмы аорты по сравнению со здоровой аортой. Эти данные могут использоваться в задачах персонализированного гидроупругого моделирования при построении прогностических моделей разрыва подобных аневризм.

Ключевые слова: аневризма брюшной аорты, одноосное механическое испытание, предельные прочностные характеристики, биомеханика, гидроупругость.

DOI: 10.15372/PMTF20220208

Введение. Аорта — основной сосуд, обеспечивающий отток крови из левого желудочка сердца и ее транспортировку во все органы и ткани (рис. 1). Аорта играет основную роль в передаче гидродинамического выброса крови левым желудочком периферическим артериям, формирует тканевый кровоток и участвует в возврате венозной крови к сердцу. Наследственные или приобретенные изменения структуры ее эластического каркаса имеют большое значение как для локального распространения кровотока, так и для циркуляции крови в целом. Одной из основных проблем является формирование патологического расширения аорты в виде аневризм различной локализации [1]. В основе этого

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (код проекта 21-15-00091).

© Липовка А. И., Карпенко А. А., Чупахин А. П., Паршин Д. В., 2022

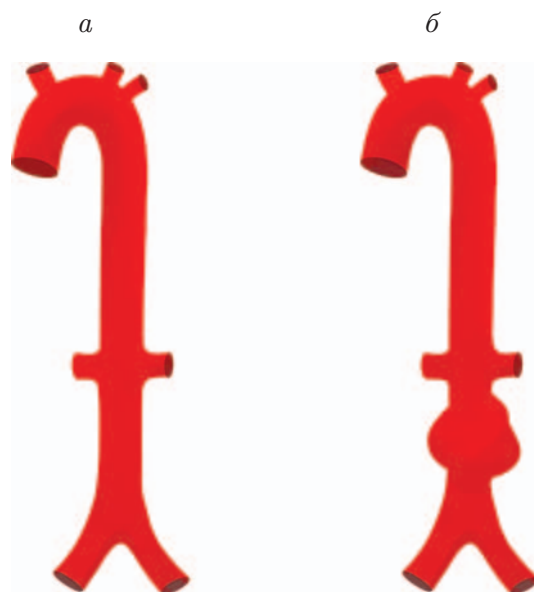


Рис. 1. Схема дуги аорты и ее абдоминального отдела:
а — здоровая аорта, б — аорта с аневризмой инфраренального отдела

процесса лежат не только наследственные и приобретенные факторы нарушения структуры сосудистой стенки, но и длительные гидродинамические нагрузки на определенные сегменты аорты. Совокупность структурных и гидродинамических факторов определяет рост аневризмы аорты, ее локализацию и в конечном счете риск ее разрыва. Последнее осложнение является критическим для пациента, так как без своевременной хирургической коррекции этого осложнения наступает летальный исход. По некоторым оценкам, аневризма абдоминального отдела аорты (ААА) возникает у 50 из 1000 человек [2, 3]. При этом аневризма и ее последствия входят в число 10 наиболее частых причин смертей при сердечно-сосудистых заболеваниях, которые, в свою очередь, удерживают лидирующее место по смертности [3].

Следует отметить, что некоторые задачи гемодинамики, связанные с аортой, представляют собой труднейшие задачи математической физики как в плане создания математических и геометрических моделей, так и в плане расчетов по этим моделям. Так, при выбросе крови из левого желудочка ее скорость может достигать $1 \div 2$ м/с, а поток является закрученным [4]. Таким образом, стенки аорты должны погасить большое количество энергии и обеспечить продвижение порции обогащенной кислородом крови. Однако при наличии хронических заболеваний, употреблении алкоголя, никотина, а также вследствие возрастных изменений эластичность тканей аорты и прилегающих сосудов уменьшается, возникают патологические изменения в структуре сосуда и появляются отложения на его внутренней стенке. Таким образом, гемодинамика нисходящего отдела аорты может существенно меняться при увеличении и (или) уменьшении диаметра аорты на различных участках, значительно снижая насыщение кислородом органов брюшной полости и нижних конечностей.

С учетом сказанного выше значительный интерес представляет создание прогностических моделей риска разрыва аневризмы аорты для конкретных пациентов с целью планирования и проведения профилактической замены патологически измененного участка. Одним из главных клинических критериев определения степени тяжести заболевания является диаметр аневризмы, однако практика показывает, что учет только этого параметра не позволяет получить удовлетворительный результат, так как аневризмы могут

достигать очень большого (более 70 мм) диаметра без разрыва, а аневризмы сравнительно небольшого, казалось бы, “безопасного” диаметра могут претерпевать разрыв с летальным исходом [5]. Это частично обусловлено тем, что аневризмы имеют сложную геометрию и закон Лапласа недостаточно точно описывает напряжение на стенке. Еще одним параметром, характеризующим аневризму, является толщина стенки. Было неоднократно показано (см., например, [6, 7]), что толщина стенок разорвавшихся и неразорвавшихся аневризм и толщина здоровой стенки аорты значительно различаются. Однако с помощью общепринятых методов визуализации невозможно точно измерить толщину стенки аорты *in vivo*, что делает этот критерий фактически неприменимым на практике. Наличие областей кальциноза и внутрисосудистых тромбов еще больше усложняет этот процесс.

В процессе формирования и разрыва аневризмы важную роль играет жесткость стенки сосуда, которая может быть использована в качестве независимого критерия риска сердечно-сосудистых заболеваний. Полагается, что большую роль в определении жесткости стенки сосуда играет генетическая предрасположенность к различным заболеваниям. При моногенных заболеваниях соединительной ткани (синдромы Марфана, Вильямса и Элерса — Данлоса) компоненты стенки сосуда, распределение которых влияет на артериальную жесткость, подвергаются генетическому модифицированию [8]. Также жесткость артерии можно оценить неинвазивно, проанализировав формы пульсовых волн или установив связь между изменением диаметра и давлением в сосуде. Эти методы позволяют определить скорость пульсовой волны, эластичность и растяжимость артерий, модуль упругости, модуль Юнга и индекс жесткости [9]. На основе этих параметров можно построить модель для оценки риска различных кардиоваскулярных заболеваний [10]. Такие модели используются для создания калькуляторов риска разрыва, а также различных методов математического моделирования и визуализации [11–14], которые, однако, эффективны только в ряде случаев. Наиболее точные модели, имитирующие патологические изменения в аорте, должны строиться с учетом многих факторов, а именно диаметра сосуда, его пространственной конфигурации, наличия пристеночных тромбомасс, локального интрамурального давления, упругоэластических свойств сосудистой стенки и степени ее подвижности в конкретной области и т. д.

В настоящей работе проводится сравнение прочностных характеристик участков ткани неизменной аорты с характеристиками ее аневризматически измененной стенки, а также участков прилегающих подвздошных артерий. Полученные данные могут быть использованы для разработки предсказательной математической модели, а также рискованного калькулятора с более хорошими показателями чувствительности и специфичности, чем имеющиеся.

Методы исследования. Ниже приводятся описание протокола работы с биологическими тканями и методика механического испытания.

Забор образцов. Образцы тканей брюшной аорты и подвздошных артерий (ПА) предоставлены Национальным медицинским исследовательским центром (НМИЦ) им. Е. Н. Мешалкина. В ходе операции по иссечению аневризмы и протезированию брюшной аорты и прилегающих сосудов ткани, удаленные во время аневризмэктомии, помещаются в физиологический раствор и насколько возможно быстро доставляются в лабораторию Института гидродинамики (ИГ) СО РАН (в рамках договора о научном сотрудничестве между НМИЦ и ИГ СО РАН) для проведения механических испытаний. При заборе образца фиксируется расположение иссеченного участка на схеме сосуда, а также его ориентация относительно оси кровотока. При транспортировке образец находится в оптимальных для поддержания механических свойств условиях (температура $+2 \div +5$ °C) [15], время с момента забора образца до начала механического испытания составляет, как правило, $2 \div 24$ ч. В сопроводительных документах указывалась локализация забранного участка. Проведение ис-

следования было одобрено локальным этическим комитетом НМИЦ им. Е. Н. Мешалкина. Все больные, участвовавшие в исследовании, подписали информированное согласие, в котором подтвердили возможность оценки образцов патологически измененной сосудистой стенки на условиях полной анонимности.

Протокол механического испытания. После доставки образца в лабораторию для выполнения механического испытания его характеристики и история болезни донора ткани фиксировались в базе данных. Характерные форма и размер аневризмы аорты и подвздошной артерии, которая также испытывалась в ходе данного исследования, показаны на рис. 2. С помощью хирургического скальпеля или лезвия участок ткани делился на фрагменты прямоугольной формы, по возможности, одинаковых размеров (ширина (5 ± 1) мм). Из участка аневризматической ткани вырезалось как минимум по одному фрагменту в каждом направлении относительно кровотока (вдоль оси (аксиальное) и в окружном направлении) (рис. 3). Это было обусловлено необходимостью оценить возможности ремоделирования сосудов в различных направлениях по причине разнонаправленного строения эластического каркаса аорты. При наличии возможности на участке ткани также определялись области, механические характеристики которых представляют особый интерес

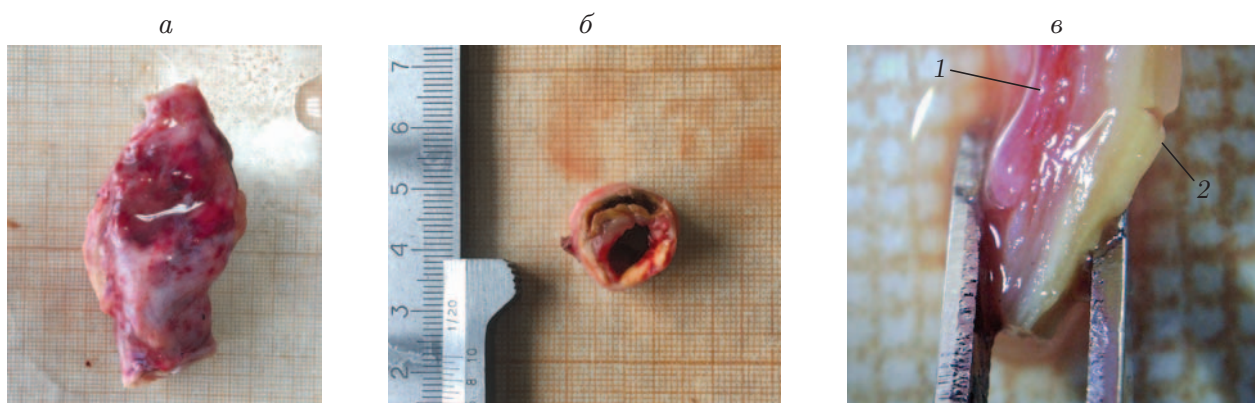


Рис. 2. Фрагменты сосудов, извлеченные во время операций:

а — аорта с аневризматическим расширением, *б* — подвздошная артерия с атеросклеротическими бляшками, *в* — слоистая структура сосуда под микроскопом; 1 — внешняя поверхность, 2 — внутренняя поверхность



Рис. 3. Выделение образца для механического испытания из хирургически удаленной стенки аневризмы (*а*) и образцы, готовые к испытанию (*б*) (стрелки — направление тока крови)

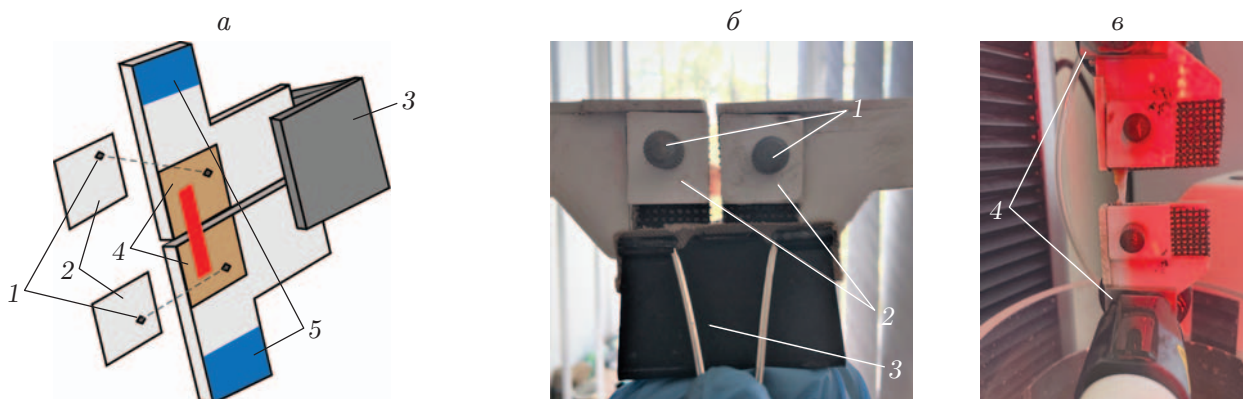


Рис. 4. Система закрепления ткани в разрывной машине:

а — элементы зажимов (1 — винты, 2 — съемные верхние части, 3 — фиксатор, 4 — тиски разрывной машины, 5 — зона закрепления тисков разрывной машины); *б, в* — зажимы в рабочем состоянии

(участки сильного кальциноза, участки, имеющие пристеночные тромботические массы, некротические изменения, а также участки, указанные оперирующим хирургом), и проводилась нарезка фрагментов с включением этой ткани.

Кроме того, при наличии достаточного количества ткани для проведения экспериментов выполнялись диагональные вырезы лоскутов. Для некоторых образцов не удалось однозначно определить ориентацию в сосуде, поэтому при статистическом анализе предельных прочностных характеристик такие образцы выделялись в отдельные когорты. Заметим, что целью настоящей работы является определение именно предельных прочностных характеристик.

После получения образцов для механического испытания проводилось измерение их геометрических характеристик с помощью миллиметровой бумаги, штангенциркуля и цифрового микроскопа. Затем образец закреплялся в зажимах, специально изготовленных для испытаний биологических тканей на разрыв (рис. 4). Зажимы выполнены из пластика и обернуты водостойкой наждачной бумагой для исключения проскальзывания. Съемная часть зажимов закреплялась с помощью винтов, прочно фиксируя образец, а фиксатор удерживал обе части в неподвижном состоянии относительно друг друга, исключая повреждение образца в процессе закрепления. Зажимы с закрепленным образцом помещались в тиски разрывной машины, затем фиксатор снимался и перед началом испытания включался режим “Защита образца”, что позволяло избежать наведенных или случайных воздействий на образец.

Результаты исследования и их обсуждение. Для анализа полученных результатов было отобрано 29 образцов (см. таблицу). Заметим, что стенки аорты можно считать условно здоровыми, поскольку в любом случае пациент подвергался протезированию аорты, однако в некоторых случаях взятие образца стенки аорты было невозможно либо в лаборатории отсутствовала возможность однозначно определить локацию образца в сосудистом русле (в таких случаях эксперимент проводился, однако вносилась специальная пометка об этом). Ткани сосудов исследовались в различных направлениях: аксиальном, поперечном и диагональном. Поскольку слой гладкомышечных волокон, составляющих средний слой сосудистой ткани, подвержен ремоделированию при инициации и росте аневризмы, образцы необходимо сравнивать с учетом ориентации лоскута ткани в сосуде.

Результаты измерений предельных прочностных характеристик приведены на рис. 5, из которого следует, что в случае аневризмы аорты медианная прочность стенки в попереч-

Общая характеристика выборки образцов и их осредненные прочностные характеристики

Количество образцов	Тип ткани	Доля курящих пациентов, %	Возраст пациента, лет	Предельное напряжение, МПа	Предельная деформация
10	Аорта	1,00	61,2	0,228	3,048
12	ААА	0,83	67,9	0,294	3,348
7	ПА	0	68,0	0,229	3,481

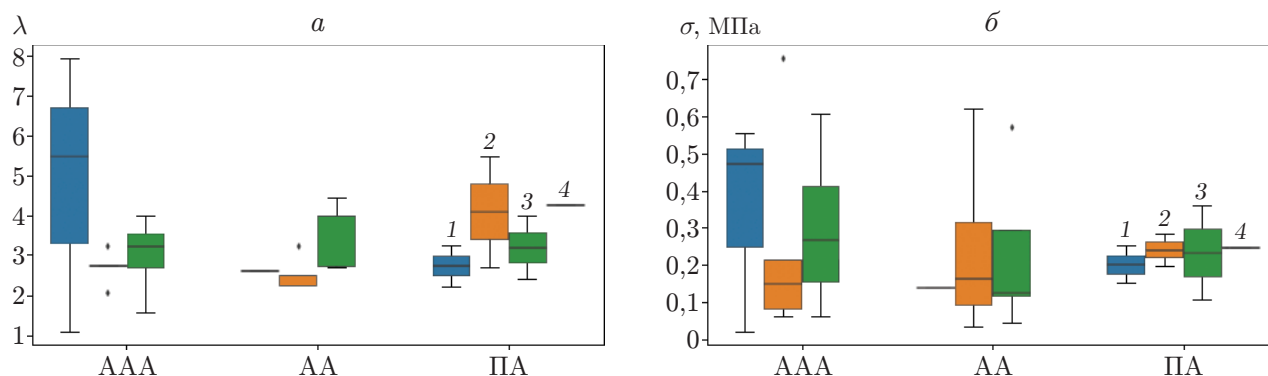


Рис. 5. Медианные значения, квартили и выбросы (точки) предельной относительной деформации λ (а) и предельного напряжения σ (б) для образцов с различной ориентацией волокон:

1 — неизвестное, 2 — аксиальное, 3 — тангенциальное, 4 — диагональное

ном направлении превышает прочность стенки в осевом направлении. Это свидетельствует о ремоделировании [16, 17] волокон в ткани аневризмы по сравнению с тканями самой аорты, где согласно рис. 5 прочностные характеристики ткани в аксиальном направлении несущественно превосходят прочностные характеристики в поперечном направлении, что больше соответствует нормальной ориентации гладкомышечных волокон в этом сосуда. Сравнивая абсолютные значения предельного напряжения для образцов аорты и ее аневризмы, следует отметить, что статистически значимого различия этих величин не наблюдается ни в осевом направлении ($p = 0,45$), ни в поперечном ($p = 0,27$).

При сравнении прочности в аксиальном и поперечном направлениях образцов аорты и аневризм для обеих когорт не выявлено статистически значимых различий ($p = 0,45126$). Однако при сравнении предельных значений относительных деформаций установлено, что между предельными деформациями образцов аорты в аксиальном и поперечном направлениях существует статистически значимое различие ($p = 0,033$), в то время как между значениями предельного удлинения в осевом и поперечном направлениях образцов аневризмы аорты, а также между значениями поперечных и осевых деформаций аорты и ее аневризмы статистически значимое различие отсутствует: $p = 0,195$, $p = 0,195$ и $p = 0,27$ соответственно. Также было проведено сравнение предельных прочностных характеристик образцов ткани ПА и ААА (сравнение с образцами аорты недопустимо ввиду малости выборки), однако статистически значимых различий не выявлено.

Следует отметить, что неоднократно наблюдалась картина, показанная на рис. 6. Видно, что на графике перемещение — приложенная сила присутствуют два локальных максимума, свидетельствующих о наличии двух основных направлений, в которых ориентированы волокна. В силу этого представляет интерес гистологическое исследование подобных образцов для восстановления распределения ориентации волокон в образцах. Результаты этого исследования могут быть использованы при изучении процесса ремодели-

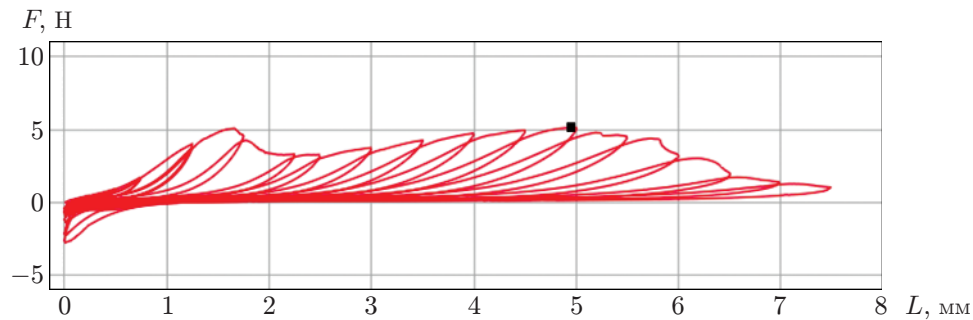


Рис. 6. Перемещения траверсы-силы для конкретного образца ткани AAA при исследовании на разрывной машине Instron 5944 (точка — предельное значение силы, достигнутое в ходе эксперимента)

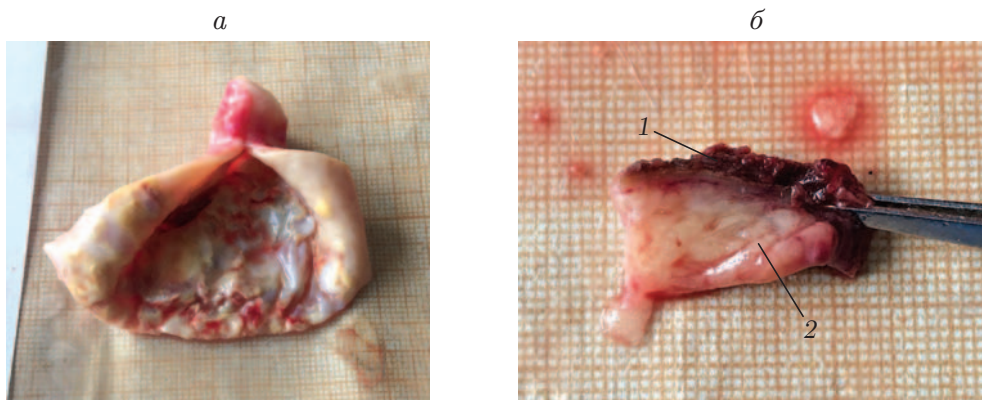


Рис. 7. Артерия с выраженными отложениями кальция (а) и фрагмент артерии с атеросклеротической бляшкой большого объема (б):

1 — стенка сосуда, 2 — атеросклеротические отложения

рования волокон в стенке аневризмы с ее ростом, определении предельной деформации, допускаемой самими артериями и аневризмами аорты, а также при расчете работы, затрачиваемой потоком на разрушение стенки аневризмы. Кроме того, для гистологического исследования представляют интерес образцы аневризмы одного пациента, взятые в разных точках: вблизи сочленения ствола, в области максимального расширения ствола аорты. Подобное исследование выполнено для церебральных аневризм в работе [18], в которой показан различный уровень ремоделирования структуры стенки аневризмы и проведено сравнение полученных данных с предельными прочностными характеристиками. Заметим, что в работе [18] также обнаружены существенные различия именно предельных деформаций, а не предельных нагрузок.

Еще одним перспективным направлением может быть исследование тканей аорты и ее аневризмы в разрезе (рис. 7, а). В норме кровеносный сосуд находится в преднапряженном состоянии [19]. При повреждении сосуда, ремоделировании его фрагмента, установке шунта это состояние изменяется, и учет этого фактора (его моделирование [20]) является очень важным для данного исследования, поскольку основным подходом к лечению AAA является протезирование аорты, что приводит к изменению преднапряжений в здоровом сегменте аорты.

Также результаты, полученные в настоящей работе, представляют интерес при экспериментальном лабораторном исследовании гемодинамики аорты (см., например, [21]),

данные прочностных тестов можно использовать для формирования фантомов моделей с прочностными характеристиками, близкими к реальным.

Целью исследования прочностных характеристик тканей аорты, ее аневризмы и ПА является построение иерархии гиперупругих моделей [22, 23], которые в зависимости от характеристик пациента (пол, возраст, наличие хронических заболеваний, курение и т. п.), этапа роста аневризмы (отношения диаметра аневризмы на наиболее широком участке к диаметру ствола аорты проксимальнее аневризмы) (см. [24]) прогнозируют предельные прочностные характеристики ткани. Например, из таблицы следует, что пациенты, подвергавшиеся пластике ПА, не курили, в то время как практически все пациенты, подвергавшиеся протезированию аорты в связи с ее аневризмой, курили. Для валидации получаемых моделей, а также для определения границ области физиологических деформаций аневризм планируется использовать так называемый подход спекл-трекинг (speckle tracking) [25]. Получаемая гидроупругая модель, валидированная для целого класса аневризм пациентов, будет необходима при задании параметров материала в гидроупругом расчете [16]. Кроме того, в подобной модели важен учет наличия участков кальциноза (рис. 7,б) и присоединенных к стенке внутрипросветных тромбов [27, 28], которые играют большую роль в осложнениях течения ААА, таких как тромбоз нижних конечностей, загибание аорты и т. д. В настоящей работе данный фактор не учитывался, наличие таких жестких включений, а также присоединенных масс планируется учесть на следующем этапе проекта.

Заключение. В работе показано, что различия значений предельных деформаций материала стенки здоровых участков аорты, вырезанных в продольном и поперечном направлениях по отношению к оси сосуда, являются статистически значимыми, в отличие от предельных деформаций ткани аневризмы аорты. Поэтому можно сделать вывод об определенном ремоделировании стенки аневризмы. Кроме того, получены значения предельного нагружения для образцов исследованных тканей, которые имеют небольшую вариацию как в поперечном, так и в осевом направлении. Полученные результаты могут быть использованы как для построения теоретических моделей упругости материала стенки аорты и ее аневризмы, так и для численного гидроупругого трехмерного моделирования.

ЛИТЕРАТУРА

1. **McGloughlin T.** Biomechanics and mechanobiology of aneurysms. Berlin; Heidelberg: Springer, 2011.
2. **Moll F. L., Powell J. T., Fraedrich G., et al.** Management of abdominal aortic aneurysms clinical practice guidelines of the European society for vascular surgery // *Europ. J. Vascular Endovascular Surgery*. 2011. V. 41. P. S1–S58.
3. **Sakalihasan N., Kuivaniemi H., Nussgens B., et al.** Aneurysm: epidemiology aetiology and pathophysiology // *Biomechanics and mechanobiology aneurysms*. Berlin; Heidelberg: Springer, 2010. P. 1–33.
4. **Salman H. E., Ramazanli B., Yavus M. M., Yalcin H. C.** Biomechanical investigation of disturbed hemodynamics-induced tissue degeneration in abdominal aortic aneurysms using computational and experimental techniques // *Frontiers Bioengng Biotechnol.* 2019. V. 7. 111.
5. **Darling R., Messina C., Brewster D., Ottinger L.** Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection // *Circulation*. 1977. V. 56, N 3: Suppl. II161–4.
6. **Geest J. P. V., Sacks M. S., Vorp D. A.** The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta // *J. Biomech.* 2006. V. 39, N 7. P. 1324–1334.

7. **Di Martino E. S., Bohra A., Geest J. P. V., et al.** Biomechanical properties of ruptured versus electively repaired abdominal aortic aneurysm wall tissue // *J. Vascular Surgery*. 2006. V. 43, N 3. P. 570–576.
8. **Laurent S., Boutouyrie P., Lacolley P.** Structural and genetic bases of arterial stiffness // *Hypertension*. 2005. V. 45, N 6. P. 1050–1055.
9. **Oliver J. J., Webb D. J.** Noninvasive assessment of arterial stiffness and risk of atherosclerotic events // *Arteriosclerosis, Thrombosis, Vascular Biology*. 2003. V. 23, N 4. P. 554–566.
10. **Logan J. G., Engler M. B., Kim H.** Genetic determinants of arterial stiffness // *J. Cardiovascular Translat. Res.* 2015. V. 8, N 1. P. 23–43.
11. **Robinson W. P., Schanzer A., Li Y., et al.** Derivation and validation of a practical risk score for prediction of mortality after open repair of ruptured abdominal aortic aneurysms in a US regional cohort and comparison to existing scoring systems // *J. Vascular Surgery*. 2013. V. 57, N 2. P. 354–361.
12. **Samy A., Murray G., MacBain G.** Glasgow aneurysm score // *Cardiovascular Surgery*. 1994. V. 2, N 1. P. 41–44.
13. **Tambyraja A., Murie J., Chalmers R.** Predictors of outcome after abdominal aortic aneurysm rupture: Edinburgh ruptured aneurysm score // *World J. Surgery*. 2007. V. 31, N 11. P. 2243–2247.
14. **Backes D., Vergouwen M. D., Tiel Groenestege A. T., et al.** Phases score for prediction of intracranial aneurysm growth // *Stroke*. 2015. V. 46, N 5. P. 1221–1226.
15. **Stemper B. D., Yoganandan N., Stineman M. R., et al.** Mechanics of fresh, refrigerated, and frozen arterial tissue // *J. Surgical Res.* 2007. V. 139, N 2. P. 236–242.
16. **Gasser T. C., Gallinetti S., Xing X., et al.** Spatial orientation of collagen fibers in the abdominal aortic aneurysm's wall and its relation to wall mechanics // *Acta Biomaterialia*. 2012. V. 8, N 8. P. 3091–3103.
17. **Медведев А. Е., Самсонов В. И., Фомин В. М.** О рациональной структуре кровеносных сосудов // *ПМТФ*. 2006. Т. 47, № 3. С. 24–30.
18. **Parshin D. V., Lipovka A. I., Dubovoy A. V., et al.** Different stages of the evolution of cerebral aneurysms: Joint analysis of mechanical test data and histological analysis of aneurysm tissue // *EPJ. Web Conf. EDP Sci*. 2019. V. 221. 01028.
19. **Cardamone L., Valentin A., Eberth J., Humphrey J.** Origin of axial prestretch and residual stress in arteries // *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2009. V. 8, N 6. P. 431–446.
20. **Tagiltsev I., Shutov A.** Geometrically nonlinear modelling of pre-stressed viscoelastic fibre-reinforced composites with application to arteries // *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2021. V. 20, N 1. P. 323–337.
21. **Jin W., Alastruey J.** Arterial pulse wave propagation across stenoses and aneurysms: assessment of one-dimensional simulations against three-dimensional simulations and in vitro measurements // *J. Roy. Soc. Interface*. 2021. V. 18, N 177. 20200881.
22. **Шмурак М., Кучумов А., Воронова Н.** Анализ гиперупругих моделей для описания поведения мягких тканей организма человека // *Master's J.* 2017. N 1. P. 230–243.
23. **Liogky A., Karavaikin P., Salamatova V.** Impact of material stiffness and anisotropy on coaptation characteristics for aortic valve cusps reconstructed from pericardium // *Mathematics*. 2021. V. 9, N 18. 2193.
24. **Parshin D., Lipovka A., Yunoshev A., et al.** On the optimal choice of a hyperelastic model of ruptured and unruptured cerebral aneurysm // *Scientific Rep.* 2019. V. 9, N 1. P. 1–11.
25. **Teixeira R., Vieira M. J., Gonçalves A., et al.** Ultrasonographic vascular mechanics to assess arterial stiffness: a review // *Europ. Heart J. Cardiovascular Imaging*. 2016. V. 17, N 3. P. 233–246.

26. **Doyle B. J., Callanan A., Grace P. A., Kavanagh E. G.** On the influence of patient-specific material properties in computational simulations: A case study of a large ruptured abdominal aortic aneurysm // Intern. J. Numer. Methods Biomed. Engng. 2013. V. 29, N 2. P. 150–164.
27. **Wang D. H., Makaroun M., Webster M. W., Vorp D. A.** Mechanical properties and microstructure of intraluminal thrombus from abdominal aortic aneurysm // J. Biomech. Engng. 2001. V. 123, N 6. P. 536–539.
28. **Bukač M., Shadden S. C.** Quantifying the effects of intraluminal thrombi and their poroelastic properties on abdominal aortic aneurysms // Arch. Appl. Mech. 2021. V. 92. P. 435–466.

*Поступила в редакцию 29/XI 2021 г.,
после доработки — 29/XI 2021 г.
Принята к публикации 29/XI 2021 г.*
