

Физико-механические характеристики биоматериалов-лоскутов для задач численного моделирования

© П.С. Онищенко, Т.В. Глушкова, А.Е. Костюнин, М.А. Резвова, Л.С. Барбараш

Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний,
650000 Кемерово, Россия
e-mail: onis.pavel@gmail.com

Поступило в Редакцию 30 июня 2022 г.

В окончательной редакции 25 августа 2022 г.

Принято к публикации 25 сентября 2022 г.

Проведено натурное исследование физико-механических свойств ряда образцов коммерческих биоматериалов-лоскутов. Показано, что все материалы обладают выраженной нелинейностью поведения, проявляющейся в наличии начального пологого участка напряжения с последующим ростом жесткости, однако имеются количественные различия по протяженности данных участков и соответственно по итоговым характеристикам: прочности при разрыве, относительному удлинению при разрыве, упругости. Результаты численной верификации полученных коэффициентов моделей гиперэластических материалов показали высокую сходимость с результатами натурных испытаний.

Ключевые слова: численное моделирование, физико-механические испытания, гиперэластическая модель материала, полиномиальная аппроксимация.

DOI: 10.21883/JTF.2022.12.53763.174-22

Введение

Численное моделирование, как инструмент, активно сопровождающий жизненный цикл медицинских изделий для лечения сердечно-сосудистых заболеваний, демонстрирует свою эффективность, начиная уже с ранних этапов разработки [1–3]. Применение данного подхода упрощает стадию проектирования за счет исследования значительного разнообразия форм без необходимости изготовления большого количества прототипов. Кроме того, численное моделирование упрощает проведение ряда сложных, комплексных исследований, например, оценку долговечности — длительного и затратного эксперимента [2], который нецелесообразно выполнять для широкого спектра дизайнов изделия. При этом долговечность, как способность длительного функционирования без критического риска для реципиента, является ключевой характеристикой для изделий сердечно-сосудистой хирургии, которую необходимо оценивать и прогнозировать как можно раньше при проектировании [4].

Наиболее распространенным алгоритмом для численного моделирования является метод конечных элементов, в основе которого лежит аппроксимация сложных трехмерных моделей набором более „простых“ с точки зрения математики объектов — тетраэдров, гексаэдров и т.д., рассчитывая механику и поведение которых, оценивают совокупно работу изначально исследуемого объекта [5]. Для такого подхода ключевыми аспектами успеха являются получение точной геометрии исследуемого объекта и детальное описание свойств материалов, примененных в данном объекте. Если первому вопросу посвящено значительное количество работ с применением методик (3D-лазерное сканирование, компьютерная

микротомография) [6,7], программных продуктов (Amira Software, Mimics, SolidWorks) [8], подходов к получению моделей [9–11], то свойствам материалов, наиболее часто применяемых в медицинских изделиях, уделено ограниченное внимание, представленное зачастую упрощенными моделями [12,13]. Тем не менее существует ряд работ, приводящих полноценное описание свойств материалов, которое может быть адаптировано или напрямую использовано в задачах численного моделирования медицинских изделий. Прежде всего это касается никелида титана (Nitinol) [14], статей медицинского назначения [15], некоторых биоматериалов: ксеноперикардальных лоскутов собственной обработки [16–18] и ePTFE [19]. В свою очередь, мы представляем расширение таких знаний на основе собственных наработок в области исследования и моделирования материалов, применяемых в качестве компонентов для медицинских изделий сердечно-сосудистой хирургии. А именно подробные результаты физико-механических исследований свойств материалов, их трансформацию для использования в распространенном пакете инженерного анализа, а также результаты верификации данных моделей.

1. Материал и методы

Объектами исследования стали образцы коммерческих лоскутов, применяемых при реконструктивных вмешательствах на сердце и сосудах, доступные на территории Российской Федерации (табл. 1). Дополнительно в исследование включены образцы нативного ксеноперикарда крупного рогатого скота, забранного у взрослых животных и не подвергнутого последующей стабилизации консервирующими растворами.

Таблица 1. Обобщенные характеристики исследованных материалов, применяемых для реконструктивных вмешательств на сердечно-сосудистой системе

№	Животное	Обработка	Название	Производитель	Применение
1	КРС	ГА	„Кардиоплант“	ООО „Кардиоплант“ (НПП „МедИнж“), г. Пенза	Лоскут ксеноперикардиальный для интракардиальной пластики
2	КРС	ГА	„БиоЛАБ“	НМИЦ ССХ им. А.Н. Бакулева, Москва	
3	КРС	ДЭЭ	„КемПериплас-Нео“	ЗАО „НеоКор“, г. Кемерово	
4	Свинья	ГА	„Vascutek“	„Terumo“, США	Заплата сердечно-сосудистая
5	ePTFE	нет	„Gore-Tex“	„Gore“, США	
6	КРС	нет	Ксеноперикард нативный	—	Нативный ксеноперикард без обработки

Примечание. КРС — крупный рогатый скот, ГА — глутаровый альдегид, ДЭЭ — диглицидиловый эфир этиленгликоля.

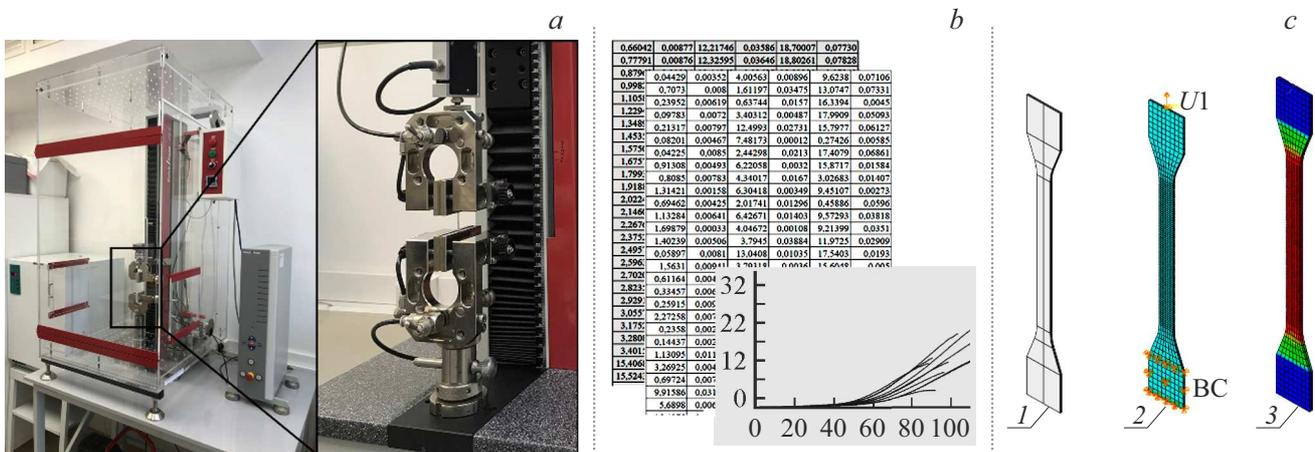


Рис. 1. Материал и методы настоящего исследования: *a* — универсальная испытательная машина 2.5Z (Zwick/Roell, Германия) с увеличенным видом зажимов для одноосного тестирования образцов лоскутов; *b* — условная визуализация получаемых табличных данных при тестировании физико-механических характеристик; *c* — постановка численного моделирования свойств лоскутов, последовательность шагов расчета: *1* — исходная трехмерная модель образца для моделирования, *2* — трехмерная модель с визуализированной сеткой конечных элементов, *3* — деформированная модель с визуализацией распределения напряжения одноосного растяжения.

В проведении работ и представлении результатов настоящего исследования необходимо выделить три ключевых блока:

1) Получение физико-механических свойств материалов *in vitro* в условиях одноосного теста растяжения. Для каждого исследуемого лоскута подготавливали по 10 образцов в виде двухсторонней лопатки согласно ГОСТ ISO 37-2020, тип 4 [20] путем вырубki стандартным ножом на вырубном прессе. Толщину образцов измеряли с использованием толщиномера — (ТР, Россия) с пределом допустимой погрешности ± 0.01 mm (прижимное усилие не более 1.5 N). Растяжение образцов осуществляли на универсальной испытательной машине серии 2.5Z (Zwick/Roell, Германия) с использованием датчика с номинальной нагрузкой 50 N при температуре

окружающей среды 37°C, поддерживаемой термокамерой (рис. 1). Исследование проводили в воздушной среде без погружения материала в жидкие среды или буферный раствор. Скорость растяжения — 10 mm/min. Учитывая описанную в литературе анизотропию свойств материалов [21], обусловленную ориентацией коллагеновых волокон соединительной ткани, для некоторых моделей визуально определяли данное направление и проводили два набора экспериментов растяжения — вдоль и перпендикулярно прохождению волокон.

В ходе исследования получали кривые „напряжение–деформация“ для каждого образца каждого из материалов, после чего в программе Excel строили аппроксимации данных кривых, „усредняя“ полученные результаты до одной характеристической кривой — по-

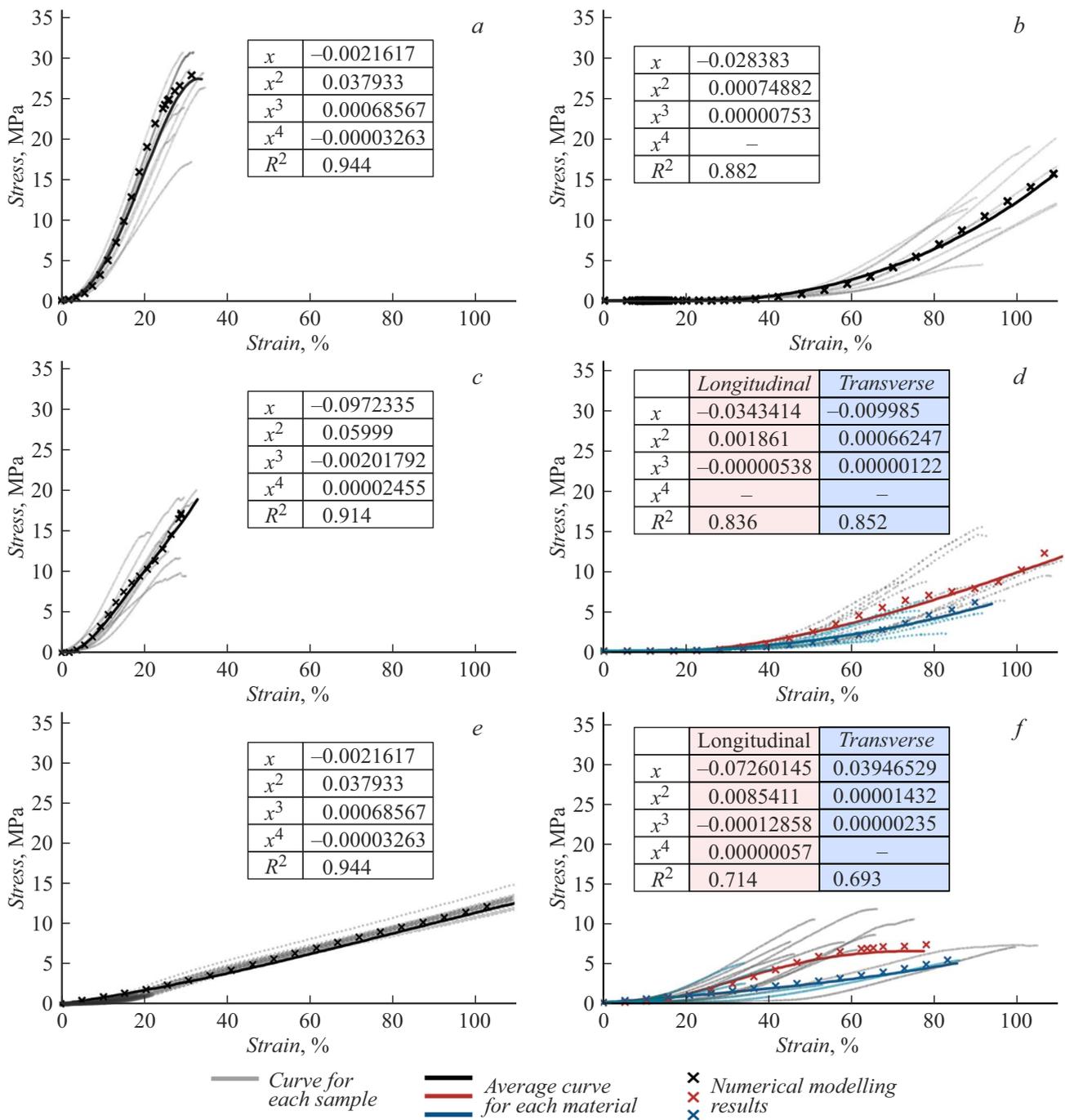


Рис. 2. Кривые „напряжение–деформация“ для всех исследованных коммерческих материалов-лоскутов, применяемых при реконструкциях структур сердца: *a* — для материала „Кардиоплант“; *b* — для материала „БиоЛАБ“; *c* — „Vascutek“, *d* — „КемПериплас-Нео“; *e* — „Gore-Тех“; *f* — нативный ксеноперикард. Дополнительно в виде таблиц представлены аппроксимации кривых полиномами различной степени и коэффициент детерминации.

линома III или IV степени в зависимости от сложности материала, вида

$$\sigma = x_1 \times \delta + x_2 \times \delta^2 + x_3 \times \delta^3 + x_4 \times \delta^4,$$

где x_1 – x_4 — коэффициенты усредненных уравнений для каждого материала, которые описывают физико-механическое поведение, δ — деформация.

Характеристикой качества аппроксимации выступил коэффициент детерминации (R^2). Полученные результаты дополняли количественным описанием материалов в виде таблицы, содержащей толщину, относительное удлинение при разрыве, прочность при разрыве [20], усредненные по всем десяти исследованным экземплярам.

Таблица 2. Интегральные характеристики материалов, полученные в ходе натурных испытаний

№	Название	Толщина, mm $M \pm \sigma$ [95% ДИ]	Направление волокон	Прочность при разрыве, МПа $M \pm \sigma$ [95% ДИ]	Относительное удлинение при разрыве, % $M \pm \sigma$ [95% ДИ]
1	„Кардиоплант“	0.26 ± 0.04 [0.23; 0.28]	—	25.5 ± 4.3 [22.4; 28.6]	31.1 ± 2.4 [29.4; 32.8]
2	„БиоЛАБ“	0.49 ± 0.08 [0.43; 0.55]	—	13.4 ± 4.9 [9.8; 16.9]	102.6 ± 10.9 [94.8; 110.4]
3	„КемПериплас-Нео“	0.86 ± 0.09 [0.79; 0.92]	Продольное	9.8 ± 3.1 [7.5; 11.9]	93.7 ± 10.8 [86.0; 101.5]
			Поперечное	3.4 ± 1.6 [2.2; 4.5]	75.3 ± 7.9 [69.7; 80.9]
4	„Vascutek“	0.12 ± 0.02 [0.1; 0.13]	—	14.9 ± 3.5 [12.4; 17.4]	27.9 ± 3.6 [25.3; 30.5]
5	„Gore-Tex“	0.58 ± 0.01 [0.56; 0.58]	—	29.9 ± 0.9 [28.9; 30.8]	275.9 ± 9.0 [270.5; 287.8]
6	Ксеноперикард нативный	0.56 ± 0.12 [0.47; 0.66]	Продольное	7.5 ± 1.9 [6.9; 9.6]	64.3 ± 19.7 [52.6; 80.7]
			Поперечное	4.1 ± 1.4 [2.0; 5.5]	48.4 ± 20.7 [25.3; 76.7]

Примечание. Все количественные данные представлены как среднее (M) и одно стандартное отклонение, а также 95% доверительный интервал (ДИ).

2) Получение коэффициентов моделей материалов. Характеристические („усредненные“) кривые для каждого материала импортировали в среду „Abaqus/CAE“ в качестве пар „напряжение–деформация“ и, путем применения встроенного расчетчика, получали коэффициенты, предназначенные для данного комплекса инженерного анализа в виде полиномиальных моделей.

3) Верификация. Для оценки того, насколько полученные коэффициенты моделей отражают механическое поведение, демонстрируемое материалами на первом этапе, воспроизводили численный эксперимент одноосного растяжения с использованием трехмерной геометрии двусторонней лопатки по ГОСТ ISO 37-2020, тип 4. Модель лопатки представляли в виде твердотельной объемной сетки конечных элементов типа C3D8H (гибридные). Граничные условия соответствовали натурному эксперименту: нижняя площадка лопатки полностью зафиксирована от перемещений, верхняя — перемещается вертикально, имитируя, таким образом, растяжение центральной части. Использованный решатель — Abaqus Standard с учетом нелинейности (Ngeom = on) и автоматической стабилизацией по уровню диссипации энергии 0.0002.

2. Результаты

2.1. Исследование физико-механических свойств материалов *in vitro*

Все материалы продемонстрировали в ходе испытаний, в целом, выраженное нелинейное поведение, а

также значительно различались количественно и качественно по своим физико-механическим характеристикам (рис. 2).

Некоторые материалы продемонстрировали различное поведение в зависимости от ориентации волокон. Так, свойства ксеноперикардального лоскута „КемПериплас-Нео“ и нативного ксеноперикарда представлены в виде двух различающихся кривых и соответственно двух наборов коэффициентов аппроксимаций.

Из полученных графиков — значений коэффициента детерминации (R^2) и табличных данных ниже — видно, что в большинстве случаев коммерческие материалы демонстрируют малую вариативность свойств между отдельными экземплярами. Однако нативный ксеноперикард, напротив, оказался менее „однородным“: стандартное отклонение по толщине, прочности на разрыв и относительному удлинению при разрыве составляют большую долю по сравнению с амплитудой средних значений (табл. 2).

2.2. Получение коэффициентов моделей материалов

Коэффициенты для полиномиальных моделей представлены в табличном виде ниже. Стоит отметить, что для наилучшей аппроксимации использовали разные степени кривых (см. столбец „тип модели“, табл. 3).

2.3. Верификация

Проведенная верификация полученных моделей в условиях численной имитации одноосного растяжения

Таблица 3. Коэффициенты моделей материалов для использования в среде Abaqus/CAE

№	Название	Направление	Тип модели	C10	C20	Ca30	C40	C50
1	„Кардиоплант“	–	Reduced Polynomial (Порядок 3)	0.8093	107.087	–195.973	–	–
2	„БиоЛАБ“	–	Reduced Polynomial (Порядок 4)	0.02497	–0.1774	0.6976	–0.125	–
3	„КемПериплас-Нео“	Продольное	Reduced Polynomial (Порядок 5)	0.02163	–0.2394	2.1590	–1.320	0.2468
		Поперечное	Reduced Polynomial (Порядок 3)	0.00791	0.2111	0.1712	–	–
4	„Vascutek“	–	Reduced Polynomial (Порядок 5)	0.00335	159.3169	–1279.34	4786.83	–6470.28
5	„Gore-Tex“	–	Reduced Polynomial (Порядок 4)	1.3373	1.1812	–0.3881	0.0547	–
6	Ксеноперикард нативный	Продольное	Reduced Polynomial (Порядок 4)	0.0890	3.57105	–2.0728	0.3853	–
		Поперечное	Reduced Polynomial (Порядок 4)	0.6959	0.4754	–0.1908	0.0564	–

Примечание. Для прикладного использования представленные коэффициенты необходимо импортировать в модуль „Material“ в качестве типа модели „Hyperelastic“ с выбором соответствующего „Strain energy potential“ и порядка. Для всех моделей коэффициенты D1 устанавливали равными 0.01; коэффициенты D2, D3, D4 равны нулю.

продемонстрировала высокую сходимость с результатами натуральных испытаний — „усредненных“ кривых для каждого материала (рис. 2). Все эксперименты оказались стабильными и позволили получить данные во всех исследованных диапазонах деформации.

3. Обсуждение

В целом в настоящей работе мы демонстрируем входные данные для прикладного использования в задачах численного моделирования поведения различных материалов, применяемых в реконструктивной хирургии сердца и сосудов, особенно с фокусом на коммерческие образцы Российской Федерации. Ключевой акцент работ, исследующих сердечно-сосудистую пластику методом компьютерного моделирования — это задача прогнозирования исходов реконструктивных вмешательств, как части предоперационного планирования. В таких исследованиях стоит предполагать использование свойств именно коммерческих материалов — ксеноперикардальных или синтетических лоскутов, поэтому результаты настоящего исследования могут быть объединены и использованы в подобных работах. Так, например, ра-

боты отечественного коллектива Ю.Н. Захарова [22,23] или ряд зарубежных исследований [12,13], рассматривающие реконструкции каротидных артерий и миокарда с помощью различных лоскутов, могут быть дополнены материалами из нашего исследования с учетом свойств доступных на рынке материалов. Стоит оговориться, что исследованный нами перечень коммерческих лоскутов, безусловно, не является полностью исчерпывающим, однако представляет достаточный ассортимент наиболее часто применяемых в Российской Федерации лоскутов, и в большинстве случаев должен удовлетворить нужды специалистов численного моделирования. Кроме того, настоящая работа в целом может являться структурированной последовательной методикой (почти практическим руководством) для групп исследователей, имеющих собственные установки получения физико-механических свойств биоматериалов, и решающих задачи их использования в численном моделировании.

Несмотря на то, что исходной задачей настоящей работы явилось представление прикладного инструмента — детализированных моделей материалов, применимых в реконструктивных вмешательствах на сердце и сосудах, стоит акцентировать внимание и на самих особенностях физико-механического поведения данных

объектов. Результаты исследования демонстрируют два вывода: во-первых, все ксеноперикардальные пластины обладают выраженной нелинейной зависимостью „напряжение–деформация“, а во-вторых, возможно выделить две качественно различающиеся по свойствам группы материалов.

Первый из аспектов (нелинейность) неоднократно освещен в литературе с достаточно подробным обоснованием причины такого поведения: постепенного распрямления и последующего неодновременного разрыва сложных извитых молекул коллагена — основы соединительной ткани [24,25]. Примечательно, что, несмотря на такое знание, ряд исследователей использует линейные модели материалов на основе модуля упругости. Биомеханика материалов, как видно на графиках, сложнее, чем прямая линия — имеется начальный участок, для которого характерны большие деформации при малых силах растяжения с постепенным ускоряющимся ростом жесткости в виде увеличения наклона кривой. Такое поведение количественно может различаться: для некоторых материалов пологий участок более протяженный (рис. 2, *b, d, f*), для других — менее (рис. 2, *a, c*), но присутствует всегда. Однако стоит оговориться, что использование линейных моделей во многих задачах оправдано. Литературные данные по моделированию поведения объектов сердечно-сосудистой системы демонстрируют, что большинство нагрузок, которые претерпевают такие биологические материалы в норме, сосредоточены в области малых напряжений (до 0.5 МПа [12,26–28]), что в большинстве случаев соответствует начальному пологому участку кривой механического поведения. Следуя этой логике, исследователи обоснованно выбирают линейные модели, которые обеспечивают лучшую сходимость компьютерных расчетов и скорость их проведения, сосредотачиваясь на детализации других аспектов своих работ. С другой стороны, стратегия использования нелинейных моделей при анализе работы сосудов или сердца также представлена активно, несмотря на аналогичные полученные амплитуды напряжений [29–35]. Некоторые авторы, склоняясь к позиции усложнения моделей материалов, аргументируют это возможностью получения более точных результатов [36], однако, безусловно, конечный выбор между линейным и нелинейным описанием в своих исследованиях предоставлен собственно научным коллективам. Мы, со своей стороны, предлагая подробные нелинейные модели для компьютерного моделирования, дополняем существующий перечень свойств биоматериалов для такого выбора.

Второй вывод, который необходимо обсудить, — различие физико-механических свойств между коммерческими марками. Так, наглядно показано, что два ксеноперикардальных лоскута („Кардиоплант“ и „Vascutek“), несмотря на разное происхождение (КРС и свиной соответственно), и разницу производителей, демонстрируют качественно схожую картину поведения. Оба материала обладают коротким пологим начальным участком

и быстро увеличивают жесткость, обладая таким образом малым относительным удлинением при разрыве (31.1 ± 2.373 и $427.914 \pm 3.649\%$ соответственно). Лоскуты „БиоЛАБ“, „КемПериплас-Нео“ и нативный ксеноперикард, напротив, содержат более протяженный начальный участок и соответственно способны продемонстрировать большее удлинение. Такое различие в механическом поведении обусловлено микроструктурой ксеноперикарда — наличия извитых коллагеновых волокон, о которых говорилось выше, и спецификой изготовления данных лоскутов, влияющей на данную микроструктуру. Учитывая, что пологий участок нелинейного механического поведения материалов обеспечен распрямлением волокон коллагена [24,25], стоит предполагать, что для лоскутов „Кардиоплант“ и „Vascutek“ при производственном процессе данное распрямление уже частично проведено и зафиксировано с помощью консервирующего раствора (глутарового альдегида). Именно такая картина укорочения пологого участка и увеличения жесткости за счет предрастяжения (*pre-stretching*) продемонстрирована в литературе [37,38]. Другие представленные лоскуты — „БиоЛАБ“, „КемПериплас-Нео“ и нативный ксеноперикард, по-видимому, не включают технологического этапа распрямления волокон коллагена, и сохраняют извитость в ходе эксплуатации. Различия механических свойств двух данных групп позволяют хирургу выбирать, в зависимости от ситуации или назначения, тот или иной лоскут — более жесткий или более растяжимый, что, безусловно, расширяет арсенал инструментов для проведения реконструктивных вмешательств.

Ожидаемо различаются по свойствам материалы и от разных животных — более тонкий свиной перикард („Vascutek“) оказывается менее прочным с позиции деформации, чем бычий перикардальные лоскуты. В данном случае на механические свойства в большей мере оказывает влияние описанный специфический процесс консервации с фиксацией преднагруженного состояния коллагена. Различия в толщине обусловлены именно видом животного, что подтверждено и данными литературы [39]. Наличие среди коммерческих моделей более тонкого лоскута позволяет применять ксеногенные материалы в малоинвазивных устройствах — прежде всего, транскатетерных протезах клапанов сердца, для которых минимизация толщины створки является ключевым условием обеспечения малоинвазивного доступа.

Наконец, результаты сравнения лоскутов, подвергнутых обработке консервирующими растворами, с нативным ксеноперикардом также согласуется с данными литературы — в результате консервации повышается жесткость и прочность материала [39,40]. Такой эффект ожидаем и обусловлен идеей обработки биоматериалов как таковой: помимо основной мотивации применения консервирующих растворов — снижения иммуногенности за счет сшивки антигенов — применение химических фиксаторов нацелено на улучшение механических свойств материалов [37].

Заключение

Работа демонстрирует собственные результаты исследования физико-механических свойств популярных на территории Российской Федерации лоскутов для реконструктивной хирургии сердца и сосудов. Показано, что все ксеноперикардальные модели обладают выраженной нелинейностью пар „напряжение–деформация“ и различающимися интегральными количественными характеристиками: прочностью при разрыве и относительным удлинением при разрыве. Получены и верифицированы коэффициенты моделей исследованных материалов для прикладного применения в численных расчетах методом конечных элементов.

Финансирование работы

Исследование выполнено в рамках Комплексной научно-технической программы полного инновационного цикла „Разработка и внедрение комплекса технологий в области разведки и добычи твердых полезных ископаемых, обеспечения промышленной безопасности, биоремедиации, создания новых продуктов глубокой переработки из угольного сырья при последовательном снижении экологической нагрузки на окружающую среду и рисков для жизни населения“ (утв. Распоряжением Правительства РФ от 11 мая 2022 г. № 1144-п).

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] Е.А. Овчаренко, К.Ю. Клышников, Т.В. Глушкова, Л.С. Барбараш. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний, **5** (1), 6 (2016)
- [2] И.Ю. Журавлева, Д.В. Нуштаев, К.В. Ардагов, Р.М. Шарифулин, А.В. Афанасьев, А.В. Богачев-Прокофьев. Российский журнал биомеханики, **23** (4), 599 (2019). DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.4.11
- [3] Y. Dabiri, J. Ronsky, I. Ali, A. Basha, A. Bhanji, K. Narine. Cardiovascular Engineering and Technology, **7** (4), 363 (2016). DOI: 10.1007/s13239-016-0279-5
- [4] C. Martin, W. Sun. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, **13**, 759 (2014). DOI: 10.1007/s10237-013-0532-x
- [5] S. Duzcek, U. Gabbert. *Fundamental Principles of the Finite Element Method*, pp. 63–90, in R. Lammering, U. Gabbert, M. Sinapius, Th. Schuster, P. Wierach (editors). *Lamb-Wave Based Structural Health Monitoring in Polymer Composites* (Springer, 2017), DOI: 10.1007/978-3-319-49715-0_4
- [6] Е.А. Овчаренко, К.Ю. Клышников, Г.В. Саврасов, А.В. Батрагин, В.И. Ганюков, А.Н. Коков, Д.В. Нуштаев, В.Ю. Долгов, Ю.А. Кудрявцева, Л.С. Барбараш. Современные технологии в медицине, **8** (1), 82 (2016). DOI: 10.17691/stm2016.8.1.11
- [7] N. Farahani, A. Braun, D. Jutt, T. Huffman, N. Reder, Z. Liu, Y. Yagi, L. Pantanowitz. J. Pathology Informatics, **8** (1), 36 (2017). DOI: 10.4103/jpi.jpi_32_17
- [8] W. Wu, Z. Han, B. Hu, C. Du, Z. Xing, C. Zhang, J. Gao, B. Shan, C. Chen. Annals of Translational Medicine, **9** (2), 169 (2021). DOI: 10.21037/atm-20-2451
- [9] Е.А. Овчаренко, К.Ю. Клышников, Т.В. Глушкова, А.Ю. Бураго, И.Ю. Журавлева. Технологии живых систем, **11** (6), 43 (2014)
- [10] V. Karade, B. Ravi. Intern. J. Computer Assisted Radiology and Surgery, **10** (4), 473 (2015). DOI: 10.1007/s11548-014-1097-6
- [11] A. Kulikajevs, R. Maskeliūnas, R. Damaševičius, S. Misra. Sensors, **19** (7), 1553 (2019). DOI: 10.3390/s19071553
- [12] S.S. Lashkarinia, S. Piskin, T.A. Bozkaya, E. Salihoglu, C. Yerebakan, K. Pekkan. Annals of Biomedical Engineering, **46** (9), 1292 (2018). DOI: 10.1007/s10439-018-2043-5
- [13] C. Capelli, E. Sauvage, G. Giusti, G.M. Bosi, H. Ntsinjana, M. Carminati, G. Derrick, J. Marek, S. Khambadkone, A.M. Taylor, S. Schievano. Interface Focus, **8** (1), 20170021 (2018). DOI: 10.1098/rsfs.2017.0021
- [14] M. Urbano, F. Auricchio. J. Functional Biomaterials, **6** (2), 398 (2015). DOI: 10.3390/jfb6020398
- [15] M. Jaskari, S. Ghosh, I. Miettunen, P. Karjalainen, A. Järvenpää. Materials, **14** (19), 5809 (2021). DOI: 10.3390/ma14195809
- [16] Е.А. Овчаренко, К.Ю. Клышников, А.Е. Юзхалин, Г.В. Саврасов, Т.В. Глушкова, Г.У. Васуков, Д.В. Нусхтаев, Я.А. Кудрявцева, Л.С. Барбараш. Intern. J. Biomed. Engineer. Technol., **25** (1), 44 (2017). DOI: 10.1504/IJBET.2017.086551
- [17] F. Sulejmani, A. Caballero, C. Martin, T. Pham, W. Sun. J. Mechanical Behavior of Biomedical Materials, **97**, 159 (2019). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.05.020
- [18] K. Murdock, C. Martin, W. Sun. J. Mechanical Behavior of Biomedical Materials, **77**, 148 (2018). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.08.039
- [19] P.P. Caimmi, M. Sabbatini, L. Fusaro, A. Borrone, M. Cannas. J. Cardiac Surgery, **31** (8), 498 (2016). DOI: 10.1111/jocs.12799
- [20] ГОСТ ISO 37-2020. Резина и термоэластопласты. Определение упругопрочностных свойств при растяжении. Дата введения 2022-01-01- — URL: <https://docs.cntd.ru/document/573103853> (дата обращения: 05.06.2022).
- [21] A. Rassoli, N. Fatourae, R. Guidoin, Z. Zhang. Artificial Organs, **44** (3), 278 (2020). DOI: 10.1111/aor.13552
- [22] Ю.Н. Захаров, В.Г. Борисов, Р.Ю. Лидер, А.Н. Казанцев, Н.Н. Бурков, М.С. Баяндин, А.И. Ануфриев. Хирургия. Журн. им. Н.И. Пирогова, **6**, 71 (2020). DOI: 10.17116/hirurgia202006171
- [23] Р.А. Виноградов, Ю.Н. Захаров, В.Г. Борисов, М.А. Чернявский, В.Н. Кравчук, Д.В. Шматов, К.П. Черных, А.Н. Казанцев, А.А. Сорокин, Г.Ш. Багдавадзе, С.В. Артюхов, Г.Г. Хубулава. Неотложная медицинская помощь. Журн. им. Н.В. Склифосовского, **10** (2), 401 (2021). DOI: 10.23934/2223-9022-2021-10-2-401-407
- [24] A. Caballero, F. Sulejmani, C. Martin, T. Pham, W. Sun. J. Mechanical Behavior of Biomedical Materials, **75**, 486 (2017). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.08.013

- [25] Е.А. Овчаренко, К.Ю. Клышников, Т.В. Глушкова, Д.В. Нущтаев, Ю.А. Кудрявцева, Г.В. Саврасов. Медицинская техника, **293** (5), 1 (2015).
- [26] C. Paz, E. Suárez, A. Cabarcos, S.I.S. Pinto. Computer Methods and Programs in Biomedicine, **206**, 106148 (2021). DOI: 10.1016/j.cmpb.2021.106148
- [27] X. Chen, J. Zhuang, H. Huang, Y. Wu. Scientific Reports, **11** (1), 4803 (2021). DOI: 10.1038/s41598-021-84155-3
- [28] G. Biglino, C. Capelli, J. Bruse, G.M. Bosi, A.M. Taylor, S. Schievano. Heart, **103** (2), 98 (2017). DOI: 10.1136/heartjnl-2016-310423
- [29] R. Zakerzadeh, M.-C. Hsu, M.S. Sacks. Expert Review of Medical Devices, **14** (11), 849 (2017). DOI: 10.1080/17434440.2017.1389274
- [30] A.A. Rostam-Alilou, H.R. Jarrah, A. Zolfagharian, M. Bodaghi. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2022. DOI: 10.1007/s10237-022-01597-y
- [31] J. Dong, Z. Sun, K. Inthavong, J. Tu. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, **18** (14), 1500 (2015). DOI: 10.1080/10255842.2014.921682
- [32] J. Liu, W. Yang, I.S. Lan, A.L. Marsden. Mechanics Research Communications, **107**, 103556 (2020). DOI: 10.1016/j.mechrescom.2020.103556
- [33] H. Li, K. Lin, D. Shahmirzadi. Biomedical Engineering and Computational Biology, **7**, BECB.S40094 (2016). DOI: 10.4137/BECB.S40094
- [34] H. Esmacili Monir, H. Yamada, N. Sakata. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, **19** (12), 1286 (2016). DOI: 10.1080/10255842.2015.1128530
- [35] L. Cai, Y. Wang, H. Gao, X. Ma, G. Zhu, R. Zhang, X. Shen, X. Luo. Scientific Reports, **9** (1), 12753 (2019). DOI: 10.1038/s41598-019-49161-6
- [36] M. Hirschhorn, V. Tchanchaleishvili, R. Stevens, J. Rossano, A. Throckmorton. Medical Engineering Physics, **78**, 1 (2020). DOI: 10.1016/j.medengphy.2020.01.008
- [37] H. Tam, W. Zhang, D. Infante, N. Parchment, M. Sacks, N. Vyavahare. J. Cardiovascular Translational Research, **10** (2), 194 (2017). DOI: 10.1007/s12265-017-9733-5
- [38] M.S. Sacks, C.J. Chuong. Annals of Biomedical Engineering, **26** (5), 892 (1998). DOI: 10.1114/1.135
- [39] P. Aguiari, M. Fiorese, L. Iop, G. Gerosa, A. Bagno. Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery, **22** (1), 72 (2016). DOI: 10.1093/icvts/ivv282
- [40] E. Remi, N. Khelil, I. Di, C. Roques, M. Ba, F. Medjahed-Hamidi, F. Chaubet, D. Letourneur, E. Lansac, A. Meddahi-Pelle. *Biomaterials Science and Engineering* (InTech, 2011), DOI: 10.5772/24949