

УДК 004.942

АНАЛИЗ ИЗГИБНОЙ ЖЕСТКОСТИ СОСУДИСТЫХ ГРАФТОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДОВ ЧИСЛЕННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

© 2019 г. Е.А. Овчаренко*, К.Ю. Клышников*, М.А. Резвова*, Л.В. Антонова*,
Т.В. Глушкова*, С.Е. Винокуров*, В.В. Севостьянова*, Е.О. Кривкина*, А.В. Батрагин**,
Ю.Н. Захаров***, В.Г. Борисов***, Ю.А. Кудрявцева*, Л.С. Барбараш*

*НИИ Комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, 650002, Кемерово, Сосновый б-р, 6

**Томский политехнический университет, 634050, Томск, просп. Ленина, 30

***Кемеровский государственный университет, 650000, Кемерово, ул. Красная, 6

E-mail: KlyshnikovK@gmail.com

Поступила в редакцию 15.03.2018 г.

После доработки 14.02.2019 г.

Принята к публикации 18.02.2019 г.

Работа посвящена численной оценке эффективности полимерного упрочнения сосудистых графтов малого диаметра. Работа, основанная на анализе методом конечных элементов, описывает алгоритм подбора оптимальных параметров армирующего слоя и его оценку с точки зрения напряженно-деформированного состояния в условиях воспроизведения продольного изгиба. Результаты исследования могут быть транслированы в производственную и экспериментальную практику при исследовании упрочняющих свойств аналогичных изделий.

Ключевые слова: сосудистый протез, армирование, метод конечных элементов, полимер.

DOI: 10.1134/S0006302919030244

Патология артерий малого и среднего диаметра является одной из основных причин смертности населения во всем мире. Ежегодно несколько миллионов пациентов нуждаются в реконструкции сосудов данного типа [1]. Использование подходов тканевой инженерии при создании сосудистых графтов малого диаметра привело к появлению нового класса синтетических биодеградируемых протезов для проведения шунтирующих операций [2,3]. Условием успешного функционирования подобных изделий является соответствие их основных характеристик нативным сосудам — помимо высокой биосовместимости, контролируемой кинетики деградации, способности поддерживать структурную и функциональную целостность непосредственно после имплантации и на этапах ремоделирования, сосудистые графты должны обладать удовлетворительными механическими характеристиками, обеспечивающими сохранение естественной гемодинамики в области имплантируемого сосуда (поддержание просвета сосуда за счет необходимой изгибной жесткости графта, равномерное проведение пульсовых волн — соответствующей комплаенсности).

Сокращения: FDM — метод послойного плавления (fused deposition modeling), PCL — поликапролактон (polycaprolactone).

Основной технологией создания синтетических биодеградируемых сосудистых графтов малого диаметра является метод электроспиннинга, который позволяет имитировать микроархитектонику природного внеклеточного матрикса и моделировать цилиндрическую форму сосудов с учетом сохранения неразрывного округлого сечения [4]. Данная технология дает возможность контролировать морфологию волокон с диаметром от десятков до нескольких микрон [4], благодаря чему удается создавать поверхности, обладающие высокой проницаемостью и взаимосвязанной пористой структурой, что предпочтительно для подобного рода изделий. Однако, несмотря на указанные преимущества, механические свойства графтов, полученных методом электроспиннинга, в некоторых аспектах неудовлетворительны, в частности, перегиб сосуда может приводить к частичному, либо полному перекрытию его просвета. Данный риск необходимо учитывать при имплантации сосудов значительной длины в области, подверженные высоким динамическим нагрузкам перегиба со стороны окружающих тканей — сосуды нижних конечностей в области суставов (например, бедренно-подколенное шунтирование). Исходя из этого, актуальным направлением исследований является разработка сосудистого каркаса, способного сохранять функциональность при нагрузках сдвига и пере-

гиба. Одним из возможных решений данной задачи может быть использование в процессе изготовления изделий принципов метода послойного плавления (fused deposition modeling (FDM)) — технологии аддитивного производства, широко распространенного для создания объемных моделей, в том числе для новой области так называемой компьютерной инженерии тканей [5]. FDM-технология заключается в создании моделей из нагретого термопластичного материала, посредством экструзии через сопло, расположенного над коллектором заданной формы, где скорость экструзии полимера и перемещение головки контролируется с помощью числового программного управления [6]. Паттерны, сформированные методом FDM, могут выступать в качестве армирующих конструкций в сочетании с другими технологиями изготовления скаффолдов, к примеру, создания сосудистых графтов методом двухфазного электроспиннинга, предусматривающего инкорпорирование в состав каркаса биологически активных пептидов [7–9].

Форма армирующего слоя может быть различной и определяется целями получаемого графта. В процессе изготовления биодеградируемых сосудистых графтов методом электроспиннинга, спираль плотной структуры, нанесенная наплавлением на внешнюю стенку сосуда, является одним из решений проблемы коррекции механических свойств графтов — комплаенсности, изгибной жесткости, давления разрыва. Целостность медицинского изделия достигается за счет непосредственного приплавления армирующего слоя к поверхности сосуда в процессе изготовления конечного протеза. Успешность такой идеи заключается в одинаковой природе исходных материалов различных слоев и, как следствие, одинаковой температуре их плавления. В настоящем исследовании в качестве базового компонента был использован поликапролактон (polycaprolactone — PCL) — синтетический биодеградируемый низкотемпературный пластик.

Ключевым вопросом проектирования и разработки армирующего каркаса является адекватно обоснованный выбор его базовых параметров: шаг спирали, ее толщина и диаметр в сечении. На сегодняшний день в арсенале разработчика есть целый ряд различных методов, позволяющих выполнить расчет искомых параметров, среди которых наиболее предпочтительным является метод компьютерного моделирования за счет возможности итеративного анализа свойств конструкции в зависимости от ее конфигурации [10]. Связка параметризованной модели графта, построенной в среде автоматизированного проектирования, с последующим инженерным анализом напряженно-деформированного состояния графта в условиях физиологических нагрузок на основе метода конечных элементов, обеспечивает возможность итератив-

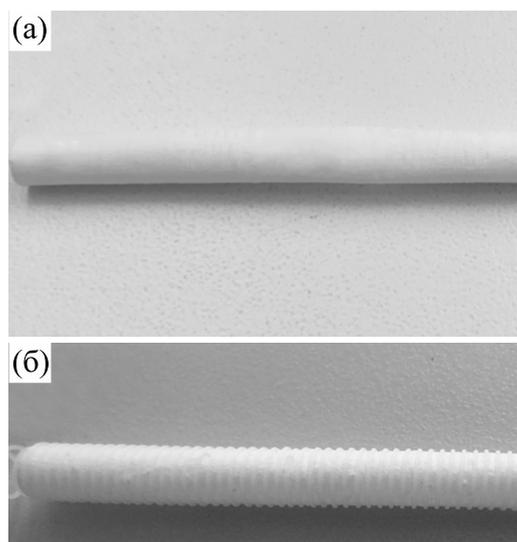


Рис. 1. Сосудистые биополимерные графты: (а) — без армирующего слоя, (б) — с армирующим покрытием.

ной оптимизации конструкции в идентичных условиях на базе заданных свойств материала. Настоящая статья посвящена вопросу выбора параметров армирующего каркаса графта на основе описанного выше метода.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Объект исследования. В настоящей работе были исследованы биодеградируемые сосудистые графты диаметром 4 мм (рис. 1), изготовленные из композиции полимеров полигидроксибутирата/валерата с долей валерата не менее 8% (Sigma Aldrich, США) и поликапролактона с молекулярной массой 80 кДа (Sigma Aldrich, США) в хлороформе («Вектон», Россия) в соотношении 1:2 методом двухфазного электроспиннинга, позволяющего вводить жидкую фазу в скаффолд в процессе изготовления. Жидкая фаза, в качестве которой выступил 0,9% раствор хлорида натрия (NaCl), составила 1/20 от общего объема полимерного раствора и необходима для инкорпорирования в состав графтов биологически активных пептидов различного состава. Армирующий слой в форме спирали изготовлен методом FDM. В качестве основного полимерного материала для выполнения армирующего слоя использовали поликапролактон с молекулярной массой 80 кДа.

Физико-механические испытания. Оценка механических свойств исследуемых образцов была выполнена в условиях одноосного растяжения на универсальной испытательной машине серии Z (Zwick/Roell, Германия). Исследование графтов было проведено в продольном и радиальном направлениях в соответствии с ГОСТ ИСО 7198-2013. Отдельно была выполнена оценка механических свойств экстрадированной PCL-нити, ис-

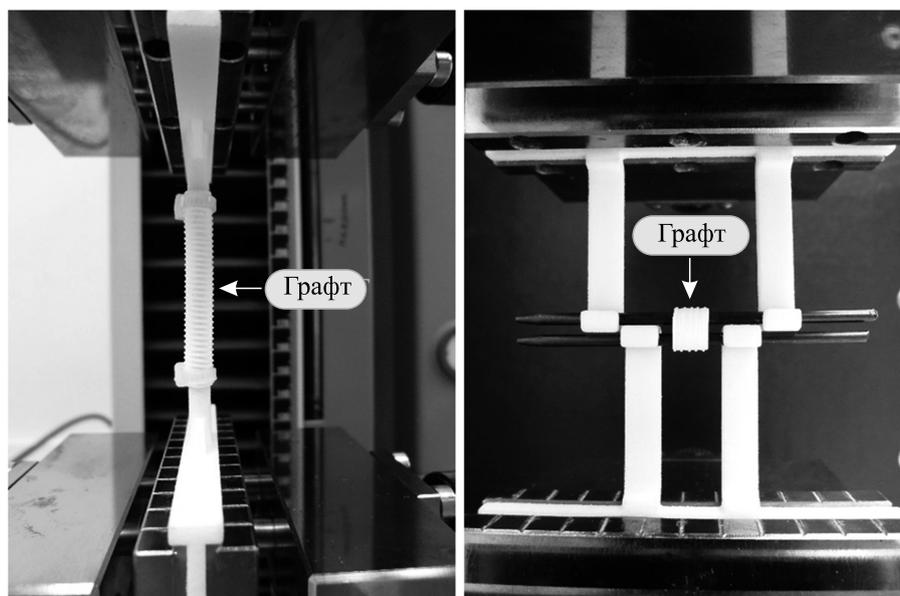


Рис. 2. Образцы графтов, фиксированные в зажимах универсальной испытательной машины с использованием оригинальных приспособлений. Слева – фиксация графта при оценке механических свойств в продольном направлении, справа – в поперечном направлении.

пользуемой для армирования графтов. При испытании использовали датчик силы номиналом 50 Н с пределом допустимой погрешности $\pm 1\%$. Скорость перемещения траверсы составила 50 мм/мин. Для фиксации графтов применяли оригинальные приспособления, изготовленные методом 3D-печати (рис. 2). Предел прочности оценивали по силе (F_{\max}), приложенной к образцу до начала разрушения. Напряжение было исключено из анализа по причине того, что армирующий слой представляет собой спираль, что делает невозможным адекватный расчет площади поперечного сечения образца и определение истинного напряжения в материале. Упруго-деформативные свойства графтов оценивали по относительному удлинению при растяжении и модулю Юнга ($E_{\text{мод}}$), который определяли на участке деформационной кривой, подчиняющемся закону Гука.

Для оценки влияния армирующего слоя на механические свойства PNBV/PCL/NaCl графтов ($n = 10$) каждый образец был разделен на два равных сегмента по 30 мм, один из которых был армирован PCL-нитью.

Обработку данных производили с помощью программного пакета Statistica (StatSoft, Inc., США). Тип распределения оценивали, используя критерий Колмогорова–Смирнова. Данные представлены в виде медианы, 25 и 75 процентилей. Статистическую значимость различий между двумя независимыми группами оценивали с помощью U -критерия Манна–Уитни, достоверны-

ми считали различия при уровне значимости $p < 0,05$.

Подбор параметров модели материала. Для получения моделей материала, описывающих физико-механическое *in silico* поведение сосудистых графтов и обмотки, в среде инженерного анализа Abaqus/CAE (Dassault Systemes, Франция) воспроизводили натурные эксперименты, проведенные на универсальной испытательной машине – одноосное растяжение и радиальное растяжение сосуда до и после нанесения обмотки. Импортированную компьютерную модель цилиндрического сосуда разбивали на четырехгранные примитивы – конечные элементы C3D10-типа, представляющие собой четырехгранные пирамиды с 10 точками интегрирования. К полученным конечно-элементным сеткам трехмерных объектов прикладывали соответствующие нагрузки:

- 1) одноосное растяжение сосудистого протеза 25 мм вдоль центральной оси с удлинением 50 мм (200%);
- 2) поперечное растяжение 5 мм участка сосуда на 8 мм (200%).

В ходе подбора модели материала итеративно изменяли модуль упругости, коэффициент Пуассона и характер кривой пластической деформации таким образом, чтобы полученная в результате моделирования зависимость «сила–деформация» соответствовала данной кривой для натурального эксперимента.

Компьютерное моделирование. На основе оценки физико-механических свойств в системе автоматизированного проектирования SolidWorks

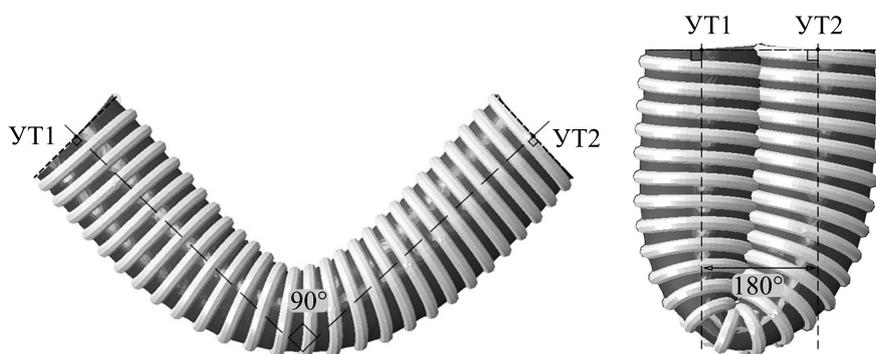


Рис. 3. Схема моделирования изгиба сосудистого графта до 90° и 180°. УТ – управляющая точка.

2016 была построена серия трехмерных компьютерных моделей, конструктивно представляющих собой полый цилиндр с габаритами, аналогичными натурным образцам, – диаметр внутреннего просвета 4 мм, толщина стенки 0,3 мм, длина 30 мм. Полученный цилиндр соединяли с трехмерной спиралью, расположенной снаружи, для которой варьировали диаметр (0,1; 0,3; 0,4; 0,8 мм) и шаг (1,0; 2,0; 3,0 мм), формируя, таким образом, модель армированного сосуда. Дальнейшее моделирование изгибной жесткости производили в среде инженерного анализа Abaqus/CAE. Для этого производили разбиение построенных трехмерных моделей армированного графта на элементы C3D10 типа с заданием отдельных свойств линейного материала для армирующей спирали и основного «тела» сосудистого протеза. Непосредственное моделирование изгибной жесткости протеза с армированием проводили при воспроизведении последовательного изгиба до 90° и 180° (рис. 3). Описанный перегиб осуществляли с помощью приложения управляющих точек к концам сосуда и последующим наложением вращающих усилий на данные точки. Для наиболее полного воспроизведения физиологических условий моделировали действие нормального давления (120 мм рт.ст.) на внутреннюю поверхность сосуда. В ходе расчета степени перегиба анализировали минимальный остаточный проходной диаметр при углах 90° и 180°, а также напряженно-деформированное состояние стенки протеза и армирующей спирали для оценки риска разрушения данных объектов. В качестве решателя использовали Abaqus/Standard, с автоматической стабилизацией расчета на основе фракции рассеяния энергии 0,0002 и с использованием параметра больших деформаций.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Физико-механические испытания. Полученные результаты исследования (табл. 1) образцов без армирующего слоя продемонстрировали отсутствие достоверных различий в продольном и по-

перечном направлениях ($p = 0,67$) относительно показателей прочности, относительного удлинения и модуля Юнга. Сравнение с полимерными графтами, армированными нитью из PCL, показало отсутствие ($p = 0,75$) различий прочностных и упруго-деформативных свойств в продольном направлении, но в то же время в поперечном направлении было отмечено повышение прочности и модуля Юнга после армирования графтов в 3,5 и 3,2 раза соответственно при снижении относительного удлинения в 2,2 раза ($p < 0,05$). Прочность нити PCL диаметром 270 мкм, полученной после экструзии при 130°C, составила 1,28 (1,14; 1,4) Н при относительном удлинении 1053 (1004,4; 1102,3) % и модуле Юнга 236,0 (228,0; 244,0) МПа.

Подбор параметров модели материала. В результате итеративного подбора, выполненного методом моделирования воспроизведения натурального эксперимента (рис. 4), были получены следующие показатели модели материала сосуда и его обмотки: модуль Юнга – 1,7 и 350 МПа соответственно, коэффициент Пуассона – 0,3.

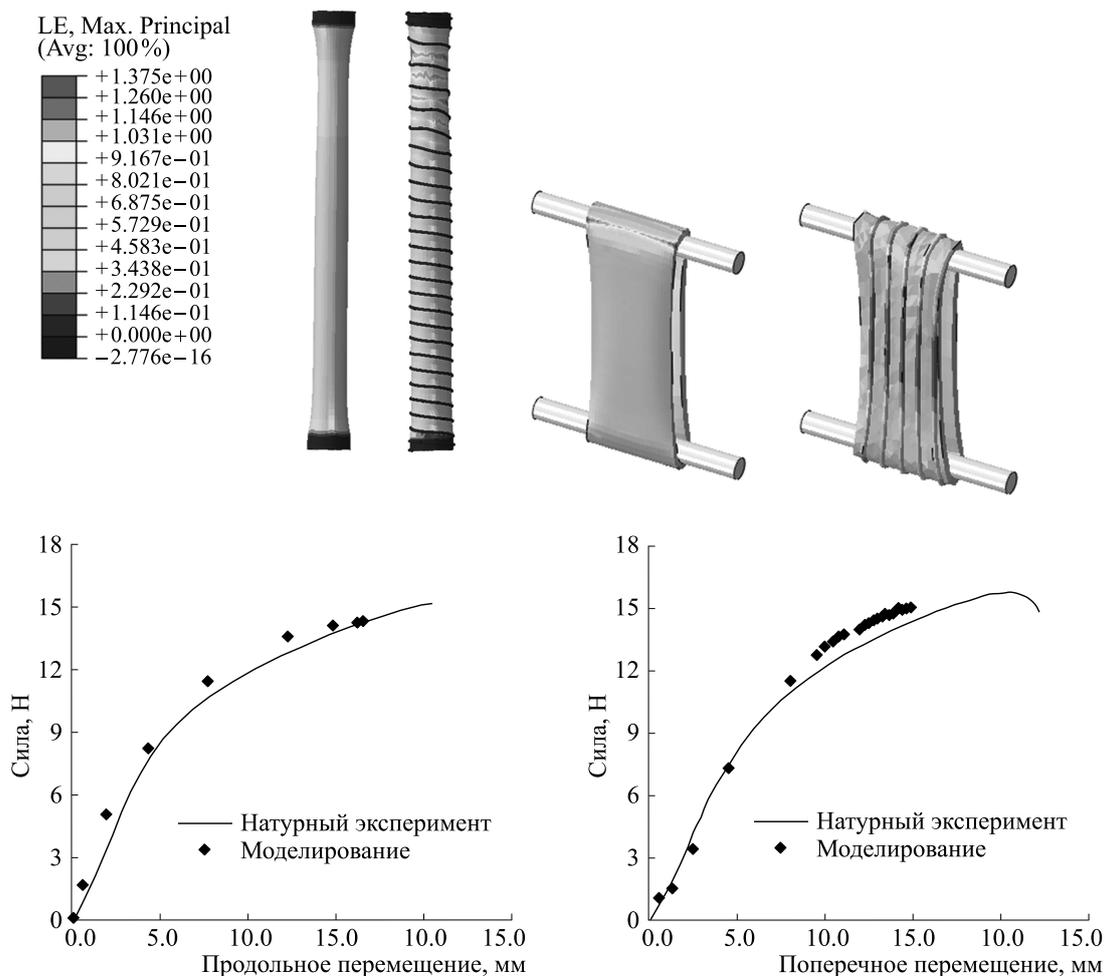
Компьютерное моделирование. В результате эксперимента было показано, что при изгибе 90° все исследуемые сосудистые графты были проходными, т.е. имели ненулевой просвет: остаточный проходной диаметр варьировал от 0,81 до 3,28 мм. В процентном соотношении относительно исходного внутреннего диаметра (4 мм) данный показатель составил 20–82% (рис. 5а). В свою очередь, перегиб на 180° продемонстрировал поведение сосуда, значительно отличающееся от малых изгибов: большинство вариантов смоделированных в исследовании, продемонстрировали нулевой просвет при полном перегибе (рис. 5б). Из графиков видно, что лишь комбинации спирали с шагом 1 мм и толщиной 0,6 мм, а также с шагом 2 и 3 мм при толщине 0,8 способны в минимальной степени сохранять просвет в условиях полного перегиба сосуда: 9–24%.

Анализ напряженно-деформированного состояния при моделировании перегиба продемон-

Таблица 1. Результаты физико-механического исследования графтов

Показатель	Вдоль сосуда		Поперек сосуда	
	Графт ПГБВ/PCL/NaCl	Графт ПГБВ/PCL/NaCl, армированный PCL	Графт ПГБВ/PCL/NaCl	Графт ПГБВ/PCL/NaCl, армированный PCL
F_{\max} , Н	4,34 (3,63; 8,25)	5,3 (4,47; 7,82)	3,33 (1,45; 4,41))	9,96 (8,54; 14,3)*
Относительное удлинение, %	129,83 (69,57; 140,77)	119,37 (116,87; 135,41)	127,18 (78,6; 131,01)	56,77 (45,1; 58,78)*
$E_{\text{мод}}$, МПа	3,1 (2,31; 3,41)	2,17 (1,93; 2,45)	2,03 (1,7; 2,43)	6,55 (5,02; 6,84)*
Внутренний диаметр графта/толщина стенок, мм	4,0 (4,0; 4,0)	4,0 (4,0; 4,0)	0,66 (0,34; 0,83)	0,92 (0,9; 1,32)
Внешний диаметр графта/ширина образца, мм	4,6 (4,54; 4,89)	5,0 (5,0; 5,22)	5,0 (5,0; 5,0)	5,0 (5,0; 5,0)
S , МПа	4,05 (3,62; 6,21)	7,07 (7,07; 8,83)	3,3 (1,7; 4,15)	4,6 (4,5; 6,6)

Примечание. Данные представлены в виде медианы, 25 и 75 перцентилей. F_{\max} – предел прочности по силе, $E_{\text{мод}}$ – модуль упругости, S – напряжение разрыва; * – $p < 0,05$ относительно неармированного сегмента.

Рис. 4. Воспроизведение физико-механического тестирования методом конечных элементов *in silico*.

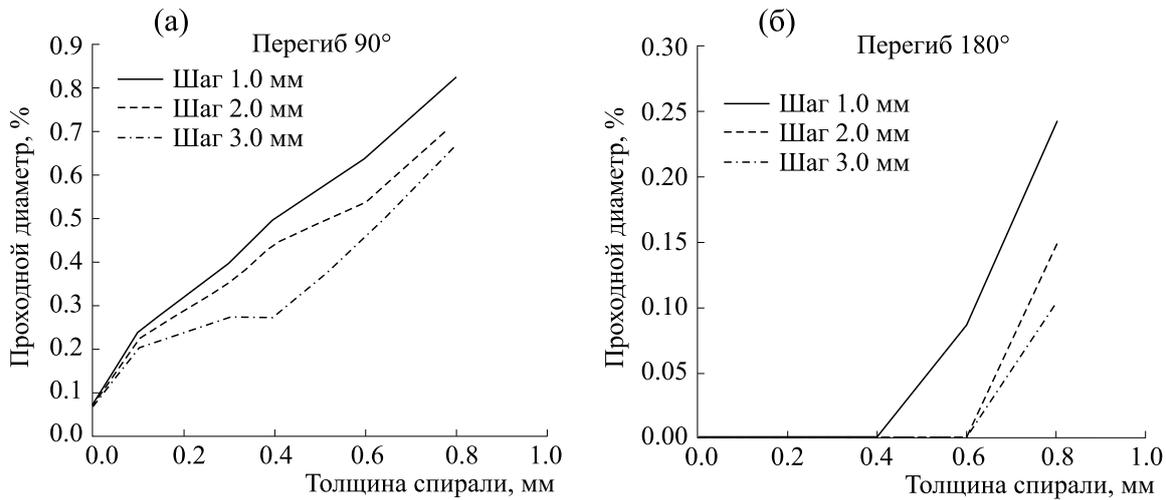


Рис. 5. Остаточный проходной диаметр в процентном соотношении относительно исходного: (а) – при перегибе армированного сосуда на 90°; (б) – то же при перегибе на 180°.

стрировал существенный рост показателя логарифмической деформации в зависимости от увеличения толщины спирали. При этом основные концентраторы локализованы в центральной части графта (рис. 6).

Максимальное значение логарифмической деформации при перегибе на 90° было получено для наиболее плотного армирующего слоя 0,8 мм с шагом 1 мм – 1,225 (122,5%); минимальное – для наименее плотной и тонкой спирали (0,1 мм с шагом 3 мм) – 0,717 (71,7%). При перегибе на 180° значительного качественного различия в распределении поля деформации отмечено не было: наибольшие значения также характерны для наиболее плотной спирали (167,3%) и, наоборот, наименее плотная спираль вызывает наименьшую логарифмическую деформацию (83,7%). Важно отметить, что два варианта модели превысили порог разрушения для тканой части графта, составляющий 127,18% при перегибе на 180°, и две модели продемонстрировали критически близкие значения к пороговому (табл. 2).

ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты настоящего исследования ожидаемо продемонстрировали прямо пропорциональную зависимость остаточного просвета графтов от диаметра сечения спирали и плотности ее намотки в условиях предельного перегиба сосуда 90°–180°. Анализ проходного диаметра сосудов наглядно продемонстрировал необходимость использования армирующего каркаса, поскольку без армирования, даже с учетом моделирования гидростатического давления и отсутствия внешнего сдавливающего воздействия со стороны окружающих тканей, стеноз сосуда становится критическим. В то же время толщина нити обмот-

ки ограничена показателем деформации ее узлов, возникающих в случае перегиба сосуда, что в критических случаях может приводить к разрушению стенки графта. Таким образом, оптимальная конфигурация армирующего каркаса является следствием баланса как минимум двух факторов: изгибная жесткость против максимального напряжения узлов, лимитированного исходными свойствами полимера. В нашем случае сечение спирали, равное 0,4, в первом приближении можно считать оптимальным. Необходимо также подчеркнуть, что в действительности существует также ряд неучтенных факторов, влияющих на выбор оптимальной конфигурации армирующего слоя: динамическая нагрузка, возникающая в результате распространения пульсовой волны и функционирования окружающих тканей (например, в процессе хождения). По этой причине описанная проблема перегиба сосудистых графтов наиболее актуальна для бедренно-подколенного сегмента [11]. Выполненное моделирование глубокого перегиба сосудистого протеза не является моделированием реальной возможной ситуации, а скорее носит постановочный характер с целью оценки возможности возникновения стенозирующего эффекта как такового. Подобная ситуация может иметь критическое значение в меньшей степени для гемодинамики нижних конечностей, в большей – для надежности самого протеза с учетом напряжения сдвига, возникающего под действием кровотока и развивающегося в результате образования локальных турбулентностей и возрастания линейной скорости кровотока. В этом отношении логичным продолжением представленного исследования является более углубленное моделирование гемодинамики графта с учетом его перегиба методом жидкотно-струк-

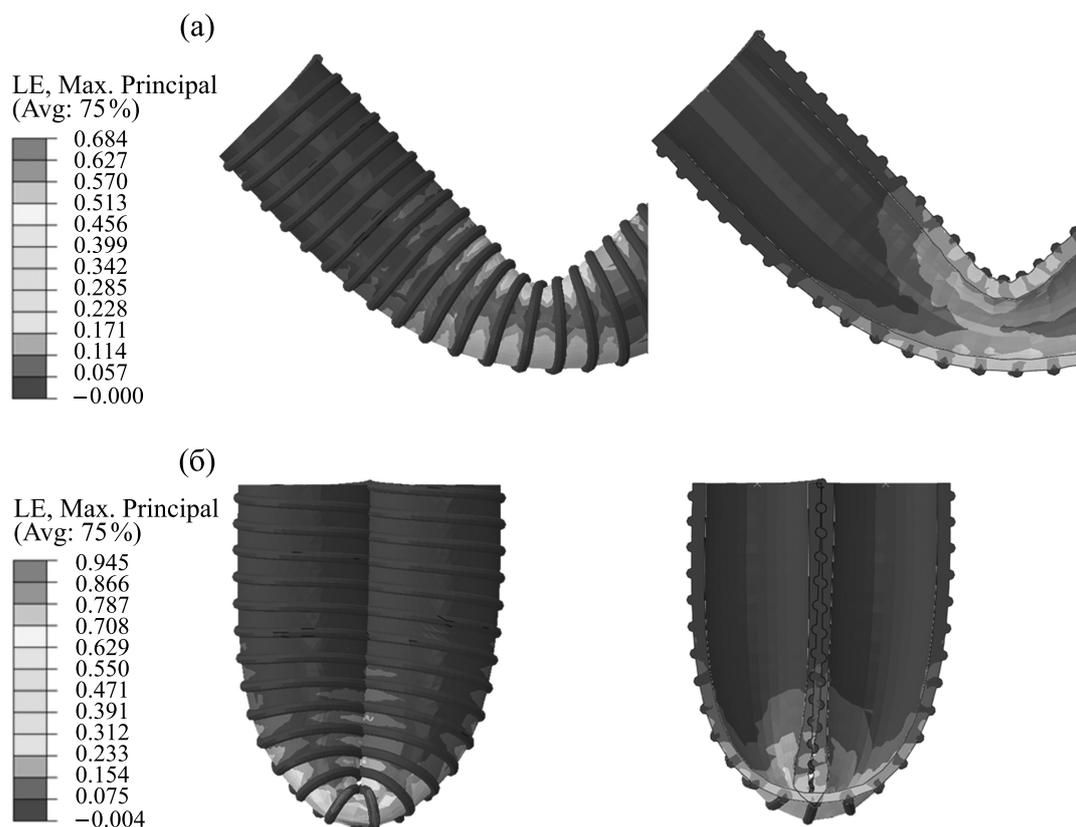


Рис. 6. Эпюры логарифмической деформации при моделировании перегиба на 90° (а) и 180° (б). Модели представлены на примере сосуда с армированием 0,4 мм с шагом 1 мм целиком и в разрезе.

турного взаимодействия на основе методов конечных элементов и конечных объемов [12].

Валидация предложенного анализа изгибной жесткости на основе компьютерного моделирования

была ранее выполнена в сопоставимых по методологии задачах моделирования перегиба ААА-стентов [13,14]. Сравнение результатов численного моделирования и натуральных экспериментов продемонстри-

Таблица 2. Логарифмическая деформация различных вариантов сосудистых графтов с армированием в результате моделирования перегиба

		Деформация при перегибе на 90°				
		Диаметр спирали, мм				
		0,1	0,3	0,4	0,6	0,8
Шаг, мм	1,0	0,805	0,794	0,684	0,932	1,225
	2,0	0,752	0,712	0,685	0,911	0,917
	3,0	0,717	0,841	0,781	0,753	0,716
		Деформация при перегибе на 180°				
		Диаметр спирали, мм				
		0,1	0,3	0,4	0,6	0,8
Шаг, мм	1,0	0,954	1,070	0,945	1,283	1,673
	2,0	0,923	0,928	0,969	1,149	1,250
	3,0	0,837	0,840	1,409	0,976	0,971

Примечание. Темно-серым цветом выделены варианты сосудистых протезов, превысивших порог прочности; светло-серым цветом – приближающиеся к порогу прочности.

ровало относительно высокую точность метода компьютерного моделирования [14], что позволяет не только использовать данный подход с целью качественного анализа распределения напряженно-деформированного состояния, но также опираться и на конкретные количественные показатели, полученные в эксперименте. В то же время необходимо подчеркнуть, что точность метода конечных элементов критическим образом зависит от используемых моделей материала, в связи с чем описанную в настоящей работе линейную изотропную модель материала следует рассматривать как ограничение. Кроме того, в будущих исследованиях целесообразно использовать более детализированные модели конечного медицинского устройства на основе томограмм высокого разрешения с целью моделирования зоны сплавления компонентов графта, что является технологической особенностью FDM-метода.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Настоящее исследование подтверждает целесообразность армирования биодеградируемых сосудистых графтов на основе полигидроксипутирата/валерата и поликапролактона, изготовленных методом электроспиннинга, с целью сохранения их остаточного просвета в условиях перегиба. В то же время выбор оптимальной конфигурации армирующего каркаса, нанесенного методом послойного наплавления из поликапролактона, требует проведения расширенного исследования на основе более точных моделей конечного устройства и моделей материала.

Работа выполнена при поддержке гранта «Разработка научных основ изготовления и модификации биодеградируемого сосудистого графта и его тестирования *in vitro*», блок проекта «Биодеградируемый сосудистый графт малого диаметра, модифицированный функционально активными пептидами» комплексной программы фундамен-

тальных научных исследований СО РАН II.1 (№ 0546-2018-0001).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Cardiovascular diseases, Fact Sheet No. 317* (World Health Organization, 2012).
2. Л. С. Барбараш, Л. В. Антонова, Ю. А. Кудрявцева и др., *Биодеградируемые сосудистые графты. Методы и подходы к модификации*, под ред. Л. С. Барбараша и Л. В. Антоновой (Ареал, Новосибирск, 2016).
3. Л. В. Антонова и Ю. А. Кудрявцева, *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний* **5** (3), 6 (2016).
4. A. Hasan, A. Memic, N. Annabi, et al., *Acta Biomater.* **10** (1), 11 (2014). DOI: 10.1016/j.actbio.2013.08.022.
5. S. M. Giannitelli, D. Accoto, M. Trombetta, and A. Rainer, *Acta Biomater.* **10** (2), 580 (2014). DOI: 10.1016/j.actbio.2013.10.024.
6. H. V. Raeisdasteh, S. Davaran, A. Ramazani, and R. Salehi, *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.* **28** (16), 1797 (2017). doi: 10.1080/09205063.2017.1354674.
7. G. S. Kim, J. Park, S. A. Kim, and D. Wan, *Macromolec. Rapid Commun.* **29**, 1577 (2008). DOI: 10.1002/marc.200800277.
8. C. Spadaccio, F. Nappi, F. De Marco, et al., *Drug Target Insights* **28** (10), 1 (2016). DOI: 10.4137/DTI.S35202.
9. M. Centola, A. Rainer, C. Spadaccio, et al., *Biofabrication* **2** (1), 014102 (2010). DOI: 10.1088/1758-5082/2/1/014102.
10. M. L. Neal and R. Kerckhoffs, *Brief. Bioinformatics* **11** (1), 111 (2010). DOI: 10.1093/bib/bbp049.
11. H. B. Smouse, A. Nikanorov, and D. LaFlash, *Endovasc. Today* **4**, 60 (2005).
12. A. Swillens, J. Degroote, J. Vierendeels, et al., *Med. Phys.* **37** (8), 4318 (2010).
13. N. Demanget, P. Latil, L. Orgéas, et al., *Ann Biomed Eng.* **40** (12), 2674 (2012). DOI: 10.1007/s10439-012-0618-0.
14. N. Demanget, A. Duprey, P. Badel, et al., *J. Endovasc. Ther.* **20** (4), 523 (2013). DOI: 10.1583/12-4063.1.

Analysis of the Flexural Rigidity of Vascular Grafts with the Use of Numerical Simulation Methods

E.A. Ovcharenko*, K.U. Klyshnikov*, M.A. Rezvova*, L.V. Antonova*, T.V. Glushkova*, S.E. Vinokurov*, V.V. Sevostyanova*, E.O. Krivkina*, A.V. Batranin**, Yu.N. Zakharov***, V.G. Borisov***, Yu.A. Kudryavtseva*, and L.S. Barbarash*

*Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Sosnovyi bul'var 6, Kemerovo, 650002 Russia

** Tomsk Polytechnic University, prosp. Lenina 30, Tomsk, 634050 Russia

*** Kemerovo State University, Krasnaya ul. 6, Kemerovo, 650000 Russia

This paper is devoted to a numerical evaluation of the effectiveness of the hardening of small-diameter vascular grafts made of polymeric materials. The study we consider here is based on finite element analysis describing the algorithm for finding optimal parameter settings with respect to the reinforcing layer and evaluating it in view of a stress-strain state under conditions of longitudinal bending simulation. Research findings can be useful for industrial and laboratory trials associated with the study of the strengthening properties of similar products.

Keywords: vascular prosthesis, reinforcement, finite element analysis, polymer