

УДК 615.472:620.1:678

DOI 10.17802/2306-1278-2025-14-6S-147-156

## ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРНЫХ И ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПОЛИМЕРНЫХ СОСУДИСТЫХ ПРОТЕЗОВ

Е.А. Сенокосова, Е.О. Кривкина, Е.А. Торгунакова, Т.В. Глушкова, В.А. Кошелев,  
К.Ю. Клышников, Л.В. Антонова

Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», бульвар имени академика Л.С. Барбараша, 6, Кемерово, Российская Федерация, 650002

### Основные положения

- Проведены тестирования прототипов полимерных сосудистых протезов малого диаметра в соответствии с требованиями Государственных стандартов. Полимерные сосудистые протезы PCL/PU/GFmix<sup>1/0/Нер</sup> показали высокую устойчивость к механическим и гидродинамическим воздействиям, подтверждая перспективность их долгосрочного использования.

<b>Актуальность</b>	Испытания сосудистых протезов в соответствии с Государственными стандартами критически важны для обеспечения их безопасности, эффективности и качества, что напрямую влияет на здоровье пациентов.
<b>Цель</b>	Выполнить тестирование прототипов полимерных сосудистых протезов на предмет структурных и прочностных характеристик в соответствии с ГОСТ.
<b>Материалы и методы</b>	Трубчатые сосудистые протезы были изготовлены методом эмульсионного электроспиннинга из раствора поликапролактона и полиуретана с комплексом проангиогенных факторов в хлороформе. На внутренней поверхности протеза сформировано гидрогелевое покрытие с илопростом и гепарином. Оценена структура поверхности, планиметрическая пористость, давление просачивания воды, механические свойства протезов до и после многократных прокалываний иглой. Статистическая обработка данных проведена в программе GraphPad Prism 8.
<b>Результаты</b>	Полимерный сосудистый протез представлял собой эластичную трубку длиной 8,0–10,0 см. Посредством СЭМ установлено, что стенка протеза имела однородную структуру без расслоений. Структура как внешней, так и внутренней поверхности представлена сетью хаотично направленных волокон, которые формировали взаимопроникающие поры. Относительная планиметрическая пористость внешней стороны составила 59,07 (51,23; 72,80) %, внутренней – 63,43 (58,56; 63,76) %. Давление на образец к моменту просачивания воды составило 240,0 (80,0; 300,0) мм рт. ст. Прочность сосудистых протезов в продольном направлении составила 0,042 (0,041; 0,044) кН, в окружном – 0,068 (0,038; 0,073) кН/мм. После нанесения 8, 16 и 24 проколов иглой 16G. наблюдали снижение прочности протезов на 27,9, 30,88 и 47,06%, соответственно, ( $p > 0,05$ ). Прочность удержания нити стенкой сосудистого протеза колебалась от 0,70 (0,593; 0,99) г до 1,370 (0,84; 1,688) г без статистически значимых различий между центральной, верхней и нижней зонами среза протеза ( $p > 0,05$ ). Прорезывание нитью стенки сосудистого протеза не выявлено.
<b>Заключение</b>	Полимерные сосудистые протезы с ростовым факторами, прошедшие процедуру модифицирования с целью формирования лекарственного покрытия на внутренней поверхности, продемонстрировали высокую устойчивость к физическим внешним воздействиям в виде прокалывания иглой большого диаметра и гидродинамической нагрузки, что предполагает успех в случае их долгосрочного использования.
<b>Ключевые слова</b>	Сосудистый протез малого диаметра • Электроспиннинг • Полиуретан • Поликапролактон • Сканирующая электронная микроскопия

Поступила в редакцию: 27.03.2025; поступила после доработки: 30.04.2025; принята к печати: 02.06.2025

Для корреспонденции: Евгения Андреевна Сенокосова, sergeewa.ew@yandex.ru; адрес: бульвар имени академика Л.С. Барбараша, 6, Кемерово, Российская Федерация, 650002

Corresponding author: Evgenia A. Senokosova, sergeewa.ew@yandex.ru; address: 6, academician Barbarash blvd., Kemerovo, Russian Federation, 650002

## INVESTIGATION OF STRUCTURAL AND STRENGTH CHARACTERISTICS OF POLYMERIC VASCULAR PROSTHESES

E.A. Senokosova, E.O. Krivkina, E.A. Torgunakova, T.V. Glushkova, V.A. Koshelev,  
K.Yu. Klyshnikov, L.V. Antonova

Federal State Budgetary Institution "Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases", 6, academician Barbarash blvd., Kemerovo, Russian Federation, 650002

### Highlights

- Testing of prototypes of small-diameter polymer vascular prostheses was conducted in accordance with the requirements of State Standards. The polymer vascular prostheses PCL/PU/GFmix/Ilo/Hep demonstrated high resistance to mechanical and hydrodynamic impacts, confirming their potential for long-term use.

<b>Background</b>	Testing of vascular prostheses in accordance with State Standards is critically important to ensure their safety, efficacy, and quality, which directly impacts patient health.
<b>Aim</b>	To test prototypes of polymer vascular grafts for structural and mechanical properties in accordance with state standards.
<b>Methods</b>	Tubular vascular grafts were fabricated using emulsion electrospinning from a solution of polycaprolactone and polyurethane with a complex of pro-angiogenic factors in chloroform. A hydrogel coating containing iloprost and heparin was formed on the inner surface of the graft. The surface structure, planimetric porosity, water leakage pressure, and mechanical properties of the grafts were evaluated before and after multiple needle punctures. Statistical analysis was performed using GraphPad Prism 8.
<b>Results</b>	The polymer vascular graft was an elastic tube with a length of 8.0–10.0 cm. Scanning electron microscopy (SEM) revealed that the graft wall had a homogeneous structure without delamination. Both the external and internal surfaces exhibited a network of randomly oriented fibers forming interconnected pores. The relative planimetric porosity of the external side was 59.07 (51.23; 72.80) %, and that of the internal side was 63.43 (58.56; 63.76) %. The water leakage pressure was 240.0 (80.0; 300.0) mmHg. The tensile strength of the vascular grafts was 0.042 (0.041; 0.044) kN in the longitudinal direction and 0.068 (0.038; 0.073) kN/mm in the circumferential direction. After 8, 16, and 24 punctures with a 16G needle, the strength of the grafts decreased by 27.9, 30.88 and 47.06%, respectively ( $p > 0.05$ ). The suture retention strength of the graft wall ranged from 0.70 (0.593; 0.99) g to 1.370 (0.84; 1.688) g, with no statistically significant differences between the central, upper, and lower sections of the graft ( $p > 0.05$ ). No suture cut-through was observed.
<b>Conclusion</b>	Polymer vascular grafts with growth factors, modified to form a drug-eluting coating on the inner surface, demonstrated high resistance to physical external impacts such as large-diameter needle punctures and hydrodynamic pressure, suggesting potential success for long-term use.
<b>Keywords</b>	Small-diameter vascular graft • Electrospinning • Polyurethane • Polycaprolactone • Scanning electron microscopy

Received: 27.03.2025; received in revised form: 30.04.2025; accepted: 02.06.2025

### Введение

Проведение испытаний сосудистых протезов в соответствии с Государственными стандартами является критически важным этапом для обеспечения их безопасности, эффективности и качества [1]. Надежность сосудистых протезов для замены поврежденных или пораженных сосудов напрямую будет влиять на здоровье и жизнь пациентов. Го-

сударственные стандарты устанавливают строгие требования к биосовместимости, механической прочности и устойчивости сосудистых протезов к различным нагрузкам [2]. Испытания позволяют убедиться, что протезы не вызовут отторжения, воспаления или других осложнений после имплантации. Это минимизирует риски для пациентов и повышает доверие к медицинским изделиям. Стан-

дарты регулируют процессы производства, тестирования и контроля качества сосудистых протезов. Испытания по ГОСТ или другим нормативным документам позволяют выявить возможные дефекты, такие как микротрещины, недостаточная прочность швов или несоответствие размеров [3]. Это обеспечивает долговечность и надежность протезов в условиях эксплуатации.

Собственные разработанные полимерные функционально активные сосудистые протезы прошли все этапы тестирования *in vitro* и *in vivo*, включая преคลินิกские испытания на модели приматов [4–6]. Испытания по государственным стандартам являются обязательным этапом для получения разрешительных документов. Это подтверждает, что продукция соответствует всем нормативным требованиям и может быть использована в клинической практике. Становится важным вопрос проведения и протоколирования дополнительных исследований уже в жестких рамках, регламентированных ГОСТ [7].

**Цель исследования** – выполнить тестирование прототипов полимерных сосудистых протезов на предмет структурных и прочностных характеристик в соответствии с ГОСТ.

## Материалы и методы

### Изготовление сосудистых протезов

Протезы изготавливали методом эмульсионного электроспиннинга на аппарате Nanop-01A (MECC, Япония) из единого раствора, включающего 5,2%  $\epsilon$ -поликапролактона (Sigma-Aldrich, США), 3,25% полиуретана – (Lubrizol Advanced Materials, США), 0,65% плуроника (Sigma-Aldrich, США), комплекса вводимых одномоментно проангиогенных ростовых факторов в конечной концентрации 10 мкг/мл каждого: фактора роста эндотелия сосудов (Vascular endothelial growth factor/VEGF, ООО «СайСторЛаб», Россия), фактора роста фибробластов (Fibroblast growth factor/bFGF, ООО «СайСторЛаб») и хемоаттрактантной молекулой SDF-1 $\alpha$  (Stromal cell-derived factor-1/SDF-1 $\alpha$ , SRP327, Cloud-Clone Corp., China). В роли растворителя выступил хлороформ (АО «Вектон», Россия). Параметры электроспиннинга: напряжение 22 kV, скорость вращения коллектора 200 об/мин, скорость подачи раствора 0,5 мл/час, время очистки иглы 30 с, расстояние от иглы до намоточного коллектора – 15 см. Диаметр намоточного коллектора составил 3,0 и 3,5 мм. После высыхания на поверхности трубчатых каркасов PCL/PU/GFmix формировали гидрогелевое покрытие из 10% водного раствора поливинилпирролидона (PVP, PanReac AppliChem, Испания). Образцы выдерживали в приготовленном растворе в течение 30 минут с дальнейшим удалением излишнего PVP с последующим высушиванием на при комнатной температуре. Далее

протезы помещали в стеклянные пробирки, заполняли аргоном и подвергали ионизирующему излучению с общей дозой поглощения 15 кГр с использованием импульсного линейного ускорителя ИЛУ-10 с энергией пучка 5МэВ 50 кВТ (Институт ядерной физики им. Г.И. Будкера СО РАН, Россия). Далее к поверхности протезов PCL/PU/GFmix/PVP методом комплексообразования присоединяли антиагрегант илопрост (Ило, Вентавис, BERLIMED, S.A., Испания) и нефракционированный гепарин (Нер, Московский эндокринный завод ФГУП, Россия), выдерживая протезы в течение 30 минут в глициновом растворе pH 2,3–2,6, содержащем вышеуказанные лекарственные препараты в концентрациях 0,4 мкг/мл и 125 МЕ/мл, соответственно. После высушивания получали сосудистые протезы PCL/PU/GFmix<sup>Ило/Нер</sup>.

### Структура поверхностей сосудистых протезов

Оценку структуры внутренней и внешней поверхностей проводили на сканирующем электронном микроскопе S-3400N (Hitachi, Япония) в условиях высокого вакуума при ускоряющем напряжении 10 кВ. Перед исследованием образцы протезов размером 0,5 × 0,5 см подвергали золото-палладиевому напылению с получением покрытия толщиной 15 нм при использовании системы для напыления EM ACE200 (Leica Mikrosysteme GmbH, Австрия).

Дальнейшие испытания проведены согласно ГОСТ Р ИСО 7198-2013 «Имплантаты для сердечно-сосудистой системы. Трубочатые сосудистые протезы».

### Планиметрическая пористость

Площадь пор и пористость оценивали при помощи программы ImageJ (National Institutes of Health) по изображениям СЭМ. Площадь пустот определяли по отдельности с внешней и внутренней стороны протеза. Измерение выполнялось по внешнему слою в шести областях каждого микроснимка. Изначально в программе ImageJ выставлялась шкала измерения по той величине, которая была выставлена при микроскопическом исследовании на СЭМ. Затем измерялась площадь пустот путем обозначения их на полях зрения. С помощью инструмента ROI Manager были отмечены все обнаруженные поры на внешнем слое каждого микроснимка. На образец в среднем приходилось 100 измерений. Общая площадь материала, включающая в себя площадь пустот, составляла 1 791,748 мкм. Пористость образцов была рассчитана по формуле:

$$P = 100 \times \frac{\text{общая площадь пустот}}{\text{общая площадь пустот} + \text{общая площадь материала}}$$

### Давление просачивания воды

Испытания проводили при комнатной темпе-

ратуре. Делали вырезку образца из центральной части протеза. Далее образец разрезали вдоль, расправляя в пласт, немного смачивая чтобы образец хорошо расправился. Расправленный кусочек образца закрепляли между зажимами и устанавливали на емкость для поддержания давления. Затем к емкости с закрепленным образцом присоединяли шприц-манометр объемом 25 мл (Tsunami Medical, Италия) для подачи ступенчатого давления и цифровой манометр Meriam серия M2 модели M200-R (Meriam, США) для контроля и измерения поданного на образец давления. Давление на образец подавалось ступенчато, с шагом в 10 мм рт. ст., с задержкой в 1 секунду на каждом этапе. Испытание прекращали сразу после появления на поверхности образца воды.

#### *Механические свойства*

Оценку механических свойств сосудистых протезов осуществляли на универсальной испытательной машине серии Z (Zwick/Roell, Германия) с использованием датчика номинальной нагрузкой 50 Н, при температуре 37 °С. Скорость нагружения при испытаниях составляла 100 мм/мин. Толщину стенки графтов оценивали с помощью толщиномера Digimatic 547–301 (Mitutoyo, Япония) с погрешностью не более 20 мкм. Для измерения линейных размеров использовали штангенциркуль ШЦЦ-I-150 (ЧИЗ, Россия) с погрешностью до 0,03 мм. Каждый сосудистый протез был разделен как минимум на 5 образцов: для оценки прочности в продольном и окружном направлениях, а также на образцы для 8, 16 и 24 проколов. Предварительно образцы были выдержаны в физиологическом растворе в течении 5–10 минут.

Оценку прочности сосудистых протезов после многократных проколов осуществляли в условия, идентичных условиям испытаний в окружном направлении. В исследовании использовали фрагменты тех же протезов, которые были использованы при оценке прочности в окружном направлении. На 1/3 поверхности образца были сформированы 8, 16 или 24 прокола иглой 16G.

Значение 8, 16 и 24 прокола на 1 см<sup>2</sup> внешней поверхности соответствует примерно 6, 12 и 18 месяцам клинического использования при диализе. Это подразумевает 6 проколов в неделю на 1/3 внешней поверхности протеза длиной 30 см.

Оценку прочности сосудистых протезов в продольном направлении осуществляли на трубчатых сегментах размером 25 мм, которые фиксировали в зажимах с покрытием вулкан. Расстояние между зажимами (рабочая длина образца) составляло 15 мм. Предварительно образцы были выдержаны в физиологическом растворе в течении 5–10 минут.

Оценку удержания нити стенкой сосудистых протезов осуществляли разрез протеза под углом

45° к продольной оси. Для каждого образца проведено по три испытания при проколе: в верхней, нижней и центральной частях среза. С помощью шовного материала Prolene 7/0 (Ethicon) через одну стенку протеза на расстоянии 2 мм от среза формировали полупетлю. Вытягивание нити осуществляли со скоростью 100 мм/мин, фиксировали силу, необходимую для вытягивания нити из протеза (20 мм) или вызывающую повреждение стенки протеза.

#### **Статистическая обработка**

Статистическую обработку результатов исследования выполняли в программе GraphPad Prism 8 (GraphPad Software, США). Характер распределения данных в выборках оценивали по критериям Колмогорова–Смирнова и Шапиро–Уилка. Количественные данные представлены в виде медианы и квартильного размаха (Me (25%; 75%)). Статистически значимые различия между независимыми группами оценивали критерием Краскела–Уоллиса с коррекцией результатов с учетом множественности сравнения методом FDR. Статистически значимыми различия принимали при  $p < 0,05$  во всех тестах.

#### **Результаты**

Сосудистый протез PCL/PU/GFmix<sup>100/100</sup>, изготовленный методом эмульсионного электроспиннинга, представлял собой эластичную трубку длиной 8,0–10,0 см и диаметром 3,0–3,5 мм (рис. 1). Протез легко поддавался манипуляциям по формированию нужной формы и длинны ножницами и не скользил в резиновых и латексных перчатках как во влажном, так и сухом состоянии.

#### *Структура поверхности и пористость*

Посредством СЭМ поперечного среза протеза установлено, что его стенка – это пористый сплошной слой без радиальных расслоений (рис. 2). Отсутствие последних подтверждает правильность выбора стратегии по изготовлению изделия из единого сополимерного раствора и на постоянном режиме электроспиннинга. Структура как внешней, так и внутренней поверхности представлена переплетенной сетью волокон без образования «бусин» и других нежелательных структур. Относительная планиметрическая пористость внешней стороны составила 59,07 (51,23; 72,80) %, внутренней – 63,43 (58,56; 63,76) %.

#### *Давление просачивания воды*

Аппаратура для проведения испытаний по установлению давления просачивания воды, согласно ГОСТ, должна включать установку, способную подавать ступенчато увеличивающееся давление на образец до возникновения утечки. Также следует

использовать соответствующий датчик давления. Собственная установка соответствует требованиям стандарта и представлена на рис. 3А; крепление для фиксации образца – на рис. 3В.

Согласно ГОСТ, образцы заполняли водой и подавали начальное давление, равное значению, определенному изготовителем. Затем давление постепенно увеличивали. Как только на внешней поверхности появлялась вода, записывали давление, и прекращали испытание. Данные испытания проведены с корректировкой: собственные образцы не удалось заполнить водой, однако они были предварительно ею смочены. Остальные манипуляции соответствовали ГОСТ (рис. 4). При этом

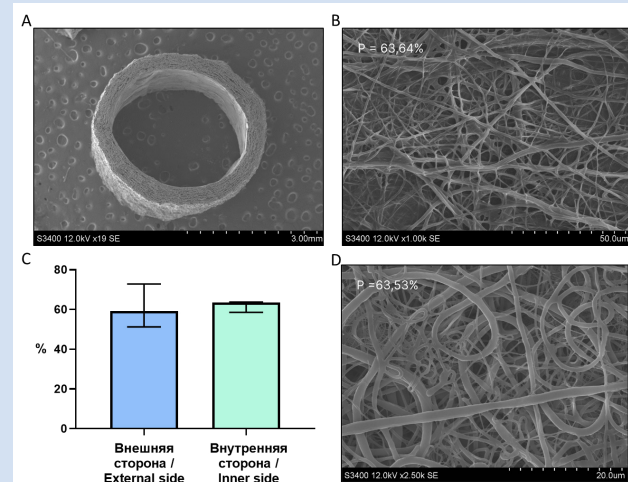
конечное давление на образец составило 240,0 (80,0; 300,0) мм рт. ст.

*Механические свойства*

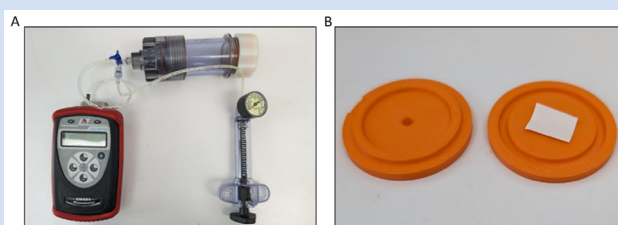
Прочность сосудистых протезов в продольном направлении при толщине стенки 0,0685 (0,0648; 0,0693) мм составила 0,042 (0,041; 0,044) кН. Прочность изделий при толщине стенки 0,685 (0,648; 0,693) мм в окружном направлении составила 0,068 (0,038; 0,073) кН/мм. После нанесения 8, 16 и 24 проколов иглой 16G. наблюдали снижение прочности протезов на 27,9, 30,88 и 47,06% соответственно, без статистически значимых различий ( $p > 0,05$ ; табл. 1).



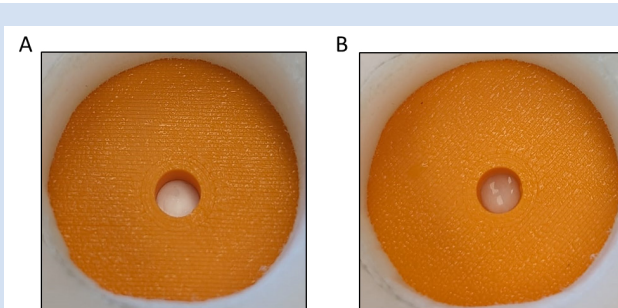
**Рисунок 1.** Вид протеза PCL/PU/GFmix/IIo/IIep  
**Figure 1.** Type of PCL/PU/GFmix/IIo/IIep prosthesis



**Рисунок 2.** Сканирующая электронная микроскопия протезов PCL/PU/GFmix/IIo/IIep с расчетом пористости поверхностей: А – поперечный срез протеза; В – внешняя сторона протеза; С – относительная пористость; D – внутренняя сторона  
**Figure 2.** Scanning electron microscopy of PCL/PU/GFmix/IIo/IIep prostheses: A – cross-section of the prosthesis; B – external side of the prosthesis; C – relative porosity; D – inner side of the prosthesis



**Рисунок 3.** Установка для испытания определения давления просачивания воды через стенку протеза: А – шприц-манометр ротационный; ручной цифровой манометр; емкость для поддержания заданного давления; В – крепление для фиксации образца  
**Figure 3.** Installation for testing the pressure of water seepage through the wall of the prosthesis: A – rotary syringe pressure gauge; manual digital pressure gauge; container for maintaining the set pressure; B – attachment for fixing the sample



**Рисунок 4.** Испытание образца: А – начало испытания (сухой образец); В – конец испытания (появление воды на поверхности образца)  
**Figure 4.** Sample test: A – start of the test (dry sample); B – end of the test (appearance of water on the surface of the sample)

**Таблица 1.** Прочность сосудистых протезов в окружном направлении и после множественных проколов  
**Table 1.** Strength of vascular prostheses in the circumferential direction and after multiple punctures

	Сила, приложенная к образцу до начала разрушения/2 исходные длины образца, кН/мм / Force applied to the sample before the onset of destruction/2 initial sample lengths, kN/mm	Напряжение/2 исходные длины образца, МПа/мм / Stress/2 initial sample lengths, MPa/mm	Толщина стенки исследуемого сегмента, мм / Wall thickness of the segment under study, mm
Me (25%; 75%)			
Без проколов / No punctures	0,068 (0,038; 0,073)	5,39 (3,73; 5,67)	0,875 (0,825; 0,948)
8 проколов / 8 punctures	0,049 (0,025; 0,061)	4,11 (2,92; 4,64)	0,870 (0,863; 0,888)
16 проколов / 16 punctures	0,047 (0,027; 0,06)	3,87 (3,03; 4,45)	0,815 (0,698; 0,885)
24 прокола / 24 punctures	0,036 (0,028; 0,056)	3,36 (2,71; 4,02)	0,880 (0,778; 0,973)

Образцы сосудистых протезов до и после проколов представлены на рис. 5.

Прочность удержания нити стенкой сосудистого протеза при ее толщине 0,915 (0,841; 0,951) мм составила от 0,70 (0,593; 0,99) г до 1,370 (0,84; 1,688) г без статистически значимых различий между разными зонами среза (центральной, верхней и нижней) ( $p > 0,05$ ; табл. 2). Прорезывание нитью стенки сосудистого протеза не выявлено.

### Обсуждение

Разработка сосудистых протезов малого диаметра представляет собой одну из наиболее актуальных и сложных задач в современной сосудистой хирургии и регенеративной медицине [8]. Такие протезы крайне востребованы для восстановления кровотока в коронарных артериях, а также в периферических сосудах. Однако создание эффективных и долговечных протезов малого диаметра (менее 6 мм) сопряжено с рядом существенных трудностей. Основными проблемами являются высокая склонность к тромбообразованию из-за медленного кровотока в узких просветах, риск развития рестеноза вследствие гиперплазии интимы, а также несоответствие механических свойств протезов естественным сосудам [9, 10].

Для преодоления этих ограничений необходимы инновационные подходы, включающие использование биосовместимых материалов с улучшенными гемодинамическими и механическими характеристиками, разработку методов поверхностного модифицирования для повышения тромборезистентно-



**Рисунок 5.** Образцы сосудистых протезов после проколов: A – без проколов; B – 8 проколов; C – 16 проколов; D – 24 прокола

**Figure 5.** Samples of vascular prostheses after punctures: A – no punctures; B – 8 punctures; C – 16 punctures; D – 24 punctures

**Таблица 2.** Удержания нити стенкой сосудистого протеза  
**Table 2.** Thread retention by vascular prosthesis wall

	Сила, приложенная к нити для вытягивания, г / The force applied to the pulling thread, g	Толщина стенки исследуемого сегмента, мм / Wall thickness of the segment under study, mm
Me (25%; 75%)		
Центральная часть / Central part	1,370 (0,84; 1,688)	0,915 (0,841; 0,959)
Верхняя часть / Upper part	1,185 (0,698; 1,245)	0,915 (0,841; 0,951)
Нижняя часть / Lower part	0,70 (0,593; 0,99)	0,915 (0,841; 0,951)

сти [11, 12]. Кроме того, важным направлением является создание протезов, способных к регенерации и интеграции с тканями пациента, что может быть достигнуто за счет применения биodeградируемых материалов и клеточных технологий [13]. Успешное решение этих задач позволит не только повысить эффективность хирургического лечения, но и значительно улучшить качество жизни пациентов, снизив частоту повторных операций и послеоперационных осложнений.

Сосудистые протезы PCL/PU/GFmix<sup>/Ho/Her</sup>, успешно прошедшие комплекс различных *in vitro* и *in vivo* испытаний и планируемые к процедуре сертификации [4–6], в обязательном порядке должны быть протестированы в соответствии со стандартами, регулирующими требования к качеству и износостойкости медицинских изделий. В данном исследовании оценены обязательные параметры разработанных сосудистых протезов в соответствии с методиками, описанными ГОСТ Р ИСО 7198-2013 «Имплантаты для сердечно-сосудистой системы. Трубочатые сосудистые протезы» (дата введения 01.03.2015).

Ранее была исследована характеристика внутренней поверхности протеза PCL/PU/GFmix<sup>/Ho/Her</sup> посредством СЭМ, в том числе проведена работа с замером пор. Установлено, что на внутренней поверхности диаметр пор составил 5,4 (3,8; 8,4) мкм [4]. Однако ГОСТ требует определить такой параметр как «пористость». Исследовали как внутреннюю, так и внешнюю поверхность. В итоге получены новые данные: пористость внешней стороны составила протеза – 59,07 (51,23; 72,80) %, внутренней – 63,43 (58,56; 63,76) %. Пористость протеза PCL/PU/GFmix<sup>/Ho/Her</sup> ниже в сравнение с многослойным сосудистым протезом, разработанным Stowell С.Е.Т. и коллегами, который состоял из внутреннего слоя на основе поли(глицерол себацината) и внешнего армирующего слоя из PCL. У протеза Stowell С.Е.Т. пористость внутренней поверхности составляла 66,4 ± 3,2%, а внешней – 80,5 ± 2,1%. Однако имплантация таких протезов овцам привела к развитию аневризм стенки протезов и выраженной воспалительной реакции в их толще, последнюю исследователи связали с высокой пористостью материала [14]. В отличие от этого, тестирование протезов PCL/PU/GFmix<sup>/Ho/Her</sup> на модели приматов продемонстрировало устойчивость к аневризмам и умеренную воспалительную реакцию [6]. Определенная степень пористости изделий, предназначенных для замещения сосудистой стенки, необходима для интеграции с окружающими тканями [15]. Пористость материала определяет его водопроницаемость, что, с одной стороны, способствует питанию окружающих тканей, но с другой – повышает риски геморрагических осложнений. Чрезмерная проницаемость (> 50 мл × мин<sup>-1</sup> × см<sup>-2</sup> при 120 мм рт. ст.) приводит к усиленной активации

тромбоцитов, патологической липидной инфильтрации и клинически значимым кровотечениям на фоне антикоагулянтной терапии [16]. Кроме того, следует учитывать давление крови в артерии равно 200 мм рт. ст. [17]. Согласно ГОСТ необходимо измерить давление просачивания воды сквозь стенку изделия под давлением. Давление просачивания воды сквозь стенку протеза PCL/PU/GFmix/По/Нер равно 240,0 (80,0; 300,0) мм рт. ст. Материал сосудистого протеза обладает достаточной устойчивостью к проникновению жидкости при давлениях, соответствующих реальным условиям артерий.

Критически важными параметрами при оценке функциональной пригодности сосудистых протезов являлись не только исходные прочностные характеристики материала, но и сохранение механической целостности после многократных пункционных воздействий, а также способность стенки протеза обеспечивать надежное удержание шовного материала.

В ходе проведенных исследований моделировали условия клинической эксплуатации артериовенозных шунтов для гемодиализа. Методика тестирования предусматривала нанесение 8, 16 и 24 пункционных воздействий иглой 16G, что соответствовало: 6, 12 и 18 месяцам эксплуатации при стандартном режиме диализа (3 процедуры в неделю) на участке длиной 30 см с локализацией проколов в наружной трети поверхности протеза. Результаты механических испытаний после проколов продемонстрировали снижение прочностных характеристик: после 8 пункций – уменьшение прочности на 27,9%; после 16 – снижение на 30,88%; после 24 пункций – снижение на 47,06%. Проведенные исследования демонстрировали высокую надежность сосудистого протеза в отношении удержания шовного материала, что подтвердилось рядом ключевых результатов: отсутствие статистически значимых различий между центральной, верхней и нижней зонами среза ( $p > 0,05$ ) указало на гомогенность структуры материала и его устойчивость к локальным повреждениям; не зафиксировано случаев прорезывания шовного материала через стенку протеза, что подтвердило достаточную плотность и сопротивление материала

механическому воздействию. Сосудистые протезы PCL/PU/GFmix/По/Нер сохраняют достаточную механическую прочность даже после многократных проколов, что подтверждает их пригодность для клинического применения.

### Заключение

Проведение испытания структурных и прочностных характеристик сосудистых протезов PCL/PU/GFmix/По/Нер соответствовало ГОСТ Р ИСО 7198-2013. Полимерные сосудистые протезы с ростовыми факторами, прошедшие процедуру модифицирования с целью формирования лекарственного покрытия на внутренней поверхности, продемонстрировали высокую устойчивость к физическим внешним воздействиям в виде прокалывания иглой большого диаметра и гидродинамической нагрузки, что предполагает успех в случае их долгосрочного использования.

### Конфликт интересов

Е.А. Сенокосова заявляет об отсутствии конфликта интересов. Е.О. Кривкина заявляет об отсутствии конфликта интересов. Е.А. Торгунакова заявляет об отсутствии конфликта интересов. Т.В. Глушкова заявляет об отсутствии конфликта интересов. В.А. Кошелев заявляет об отсутствии конфликта интересов. К.Ю. Клышников заявляет об отсутствии конфликта интересов. Л.В. Антонова входит в редакционную коллегию журнала «Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний».

### Финансирование

Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в рамках Соглашения о предоставлении из федерального бюджета грантов в форме субсидий в соответствии с пунктом 4 статьи 78.1 Бюджетного кодекса Российской Федерации №075-15-2022-1202 от 30 сентября 2022, заключенного в целях реализации Распоряжения Правительства Российской Федерации от 11 мая 2022 года №1144-р.

### Информация об авторах

*Сенокосова Евгения Андреевна*, кандидат биологических наук заведующая лабораторией клеточных технологий отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-9430-937X

*Кривкина Евгения Олеговна*, младший научный сотрудник лаборатории клеточных технологий отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний» Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-2500-2147

### Author Information Form

*Senokosova Evgenia A.*, PhD, Head of the Laboratory of Cell Technologies, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-9430-937X

*Krivkina Evgenia O.*, Junior Researcher, Laboratory of Cell Technologies, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-2500-2147

*Торгунакова Евгения Александровна*, младший научный сотрудник лаборатории клеточных технологий отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний» Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0009-0005-0683-991X

*Глушкова Татьяна Владимировна*, кандидат биологических наук старший научный сотрудник лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-4890-0393

*Косхелев Владислав Александрович*, младший научный сотрудник лаборатории молекулярной, трансляционной и цифровой медицины отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-6840-1116

*Клышников Кирилл Юрьевич*, кандидат медицинских наук старший научный сотрудник лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-3211-1250

*Антонова Лариса Валерьевна*, доктор медицинских наук ведущий научный сотрудник лаборатории клеточных технологий отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-8874-0788

*Torgunakova Evgenia A.*, Junior Researcher, Laboratory of Cell Technologies, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0009-0005-0683-991X

*Glushkova Tatiana V.*, PhD, Senior Researcher, Laboratory of New Biomaterials, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-4890-0393

*Koshelev Vladislav A.*, Junior Researcher, Laboratory for Molecular, Translational, and Digital Medicine, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-6840-1116

*Klyshnikov Kirill Yu.*, PhD, Senior Researcher, Laboratory of New Biomaterials, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-3211-1250

*Antonova Larisa V.*, PhD, MD, Leading Researcher, Laboratory of Cell Technologies, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-8874-0788

#### Вклад авторов в статью

*CEA* – вклад в концепцию исследования, интерпретация данных исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*KEO* – получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*TEA* – получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*GTV* – получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*KVA* – получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*KKYU* – получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*ALV* – вклад в концепцию исследования, интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

#### Author Contribution Statement

*SEA* – contribution to the concept of the study, data interpretation, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content

*KEO* – data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*TEA* – data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*GTV* – data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*KVA* – data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*KKYU* – data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*ALV* – contribution to the concept of the study, data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Перова Н.М. Испытания медицинских изделий – важный и обязательный этап в системе обеспечения безопасности их применения. Вестник Казанского технологического университета. 2014; 17(2):185–188.
2. ГОСТ Р ИСО 7198-2013 Имплантаты для сердечно-сосудистой системы. Трубчатые сосудистые протезы. Дата введения 01.03.2015. Подготовлен Федеральным государственным бюджетным учреждением "Научный Центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева" РАМН (ФГБУ "НЦССХ им. А.Н.Бакулева" РАМН).
3. ГОСТ Р 58454-2019 Система разработки и постановки продукции на производство. Изделия медицинские. Дата введения 01.01.2020. Разработан Федеральным государственным унитарным предприятием «Российский научно-технический центр информации по стандартизации, метрологии и оценке соответствия» (ФГУП «СТАНДАРТИНФОРМ») и Обществом с ограниченной ответственностью «Медтехстандарт» (ООО «Медтехстандарт»).
4. Senokosova E.A., Prokudina E.S., Krivkina E.O., Glushkova T.V., Velikanova E.A., Khanova M.Yu., Torgunakova E.A., Matveeva V.G., Antonova L.V. Composite tissue-engineered small-diameter vascular grafts based on polycaprolactone and polyurethane with growth factors and atombogenic drug coatings: surface ultrastructure, physical and mechanical properties. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2024; 16(5): 18. DOI: 10.17691/stm2024.16.5.02;
5. Сенокосова Е.А., Кривкина Е.О., Акентьева Т.Н., Глушкова Т.В., Кошелев В.А., Ханова М.Ю., Антонова Л.В. Тканеинженерный протез кровеносного сосуда: оценка качества материала и функциональной активности атромбогенного лекарственного покрытия. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2024;13(3): 193–201. DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-3-193-201;
6. Сенокосова Е.А., Кривкина Е.О., Миронов А.В., Сардин Е.С., Сергеева Т.Ю., Матвеева В.Г., Ханова М.Ю., Торгунакова Е.А., Мухамадияров Р.А., Антонова Л.В. Результаты преclinical испытаний протезов кровеносных сосудов малого диаметра на модели примата. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2024;13(4): 90–103. DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-4-90-103
7. Приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 9 января 2014 г. № 2н ОБ УТВЕРЖДЕНИИ ПОРЯДКА ПРОВЕДЕНИЯ ОЦЕНКИ СООТВЕТСТВИЯ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ В ФОРМЕ ТЕХНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ, ТОКСИКОЛОГИЧЕСКИХ ГОСТ 31214-2016 Изделия медицинские. Требования к ИССЛЕДОВАНИЙ, КЛИНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ В ЦЕЛЯХ образцам и документации, представляемым на токсикологические, санитарно-химические испытания, испытания на стерильность и пирогенность. ГОСУДАРСТВЕННОЙ РЕГИСТРАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ.
8. Bačáková L., Chlupáč J., Filová E., Musílková J., Tomšů J., Wu Y.C., Svobodová L., Pražák Š., Brož A. Vascular Damage and Repair - Are Small-Diameter Vascular Grafts Still the "Holy Grail" of Tissue Engineering? *Physiol Res.* 2024;73(1):S335-S363. DOI: 10.33549/physiolres.935294;
9. Weekes A., Bartnikowski N., Pinto N., Jenkins J., Meinert C., Klein T.J. Biofabrication of small diameter tissue-engineered vascular grafts. *Acta Biomater.* 2022;138:92–111. DOI: 10.1016/j.actbio.2021.11.012;
10. Zizhou R., Khoshmanesh K., Wang X., Houshyar S. Fabrication of Nanocomposites with High Elasticity and Strength for the Load-Bearing Layer of Small-Diameter Vascular Grafts. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2023;15(29):35411–35421. DOI: 10.1021/acsami.3c02397;
11. Moore M.J., Tan R.P., Yang N., Rnjak-Kovacina J., Wise S.G. Bioengineering artificial blood vessels from natural materials. *Trends Biotechnol.* 2022;40(6):693–707. DOI: 10.1016/j.tibtech.2021.11.003;
12. Немец Е.А., Белов В.Ю., Кирьяков К.С., Грудинин Н.В., Богданов В.К., Филиппов К.С., Никольская А.О., Тюняева И.Ю., Выпрышко А.А., Захаревич В.М., Басок Ю.Б., Севастьянов В.И. Биомиметический подход к разработке протезов кровеносных сосудов малого диаметра. Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2024;26(2):145–155. DOI: 10.15825/1995-1191-2024-2-145-155; Nemets E.A., Belov Yu.V., Kiryakov K.S., Grudin N.V., Bogdanov V.K., Filippov K.S., Nikolskaya A.O., Tyunyaeva I.Yu., Vypryshko A.A., Zaxarevich V.M., Basok Yu.B., Sevastianov V.I. Biomimetic approach to the design of artificial small-diameter blood vessels. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs.* 2024;26(2):145–155. DOI: 10.15825/1995-1191-2024-2-145-155;
13. Guo J., Huang J., Lei S., Wan D., Liang B., Yan H., Liu Y., Feng Y., Yang S., He J., Kong D., Shi J., Wang S. Construction of Rapid Extracellular Matrix-Deposited Small-Diameter Vascular Grafts Induced by Hypoxia in a Bioreactor. *ACS Biomater Sci Eng.* 2023;9(2):844–855. DOI: 10.1021/acsbiomaterials.2c00809;
14. Stowell C.E.T., Li X., Matsunaga M.H., Cockreham C.B., Kelly K.M., Cheatham J., Tzeng E., Wang Y. Resorbable vascular grafts show rapid cellularization and degradation in the ovine carotid. *J Tissue Eng Regen Med.* 2020;14(11):1673–1684. DOI:10.1002/term.3128;
15. Hernandez J.L., Woodrow K.A. Medical Applications of Porous Biomaterials: Features of Porosity and Tissue-Specific Implications for Biocompatibility. *Adv Healthc Mater.* 2022;11(9):e2102087. DOI: 10.1002/adhm.202102087;
16. Buddy D. Ratner, Thomas A. Horbett, William R. Wagner. Evaluation of Blood–Materials Interactions. Editor(s): William R. Wagner, Shelly E. Sakiyama-Elbert, Guigen Zhang, Michael J. Yaszemski. *Biomaterials Science* (Fourth Edition). Academic Press. 2020; Pages 879-898. DOI:10.1016/B978-0-12-816137-1.00059-3;
17. Johnson R., Ding Y., Nagiah N., Monnet E., Tan W. Coaxially-structured fibres with tailored material properties for vascular graft implant. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2019;97:1–11. DOI: 10.1016/j.msec.2018.11.036.

## REFERENCES

1. Perova N.M. Testing of medical devices is an important and mandatory stage in the system of ensuring their safety. *Bulletin of the Kazan Technological University.* 2014; 17(2):185–188.
2. State Standard R ISO 7198-2013 Implants for cardiovascular system. Tubular vascular prostheses. Date of introduction: 01.03.2015. Prepared by the Federal State Budgetary Institution "A.N. Bakulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery" of the Russian Academy of Medical Sciences (FSBI "A.N. Bakulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery" of the RAMS).
3. State Standard R 58454-2019 System for Development and Launch of Products into Production. Medical Devices. Date of introduction: 01.01.2020. Developed by the Federal State Unitary Enterprise "Russian Scientific and Technical Center for Information on Standardization, Metrology, and Conformity Assessment" (FSUE "STANDARTINFORM") and the Limited Liability Company "Medtechstandard" (LLC "Medtechstandard").
4. Senokosova E.A., Prokudina E.S., Krivkina E.O., Glushkova T.V., Velikanova E.A., Khanova M.Yu., Torgunakova E.A., Matveeva V.G., Antonova L.V. Composite tissue-engineered small-diameter vascular grafts based on polycaprolactone and polyurethane with growth factors and

atrombogenic drug coatings: surface ultrastructure, physical and mechanical properties. *Sovremennyye tehnologii v medicine* 2024; 16(5): 18. DOI: 10.17691/stm2024.16.5.02;

5. Senokosova E.A., Krivkina E.O., Akentieva T.N., Glushkova T.V., Koshelev V.A., Khanova M.Yu., Antonova L.V. Tissue-engineered vascular graft: assessment of material quality and activity of anti-trombogenic coating. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2024;13(3):193-201. (In Russ.) DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-3-193-201;

6. Senokosova E.A., Krivkina E.O., Mironov A.V., Sardin E.S., Sergeeva T.Yu., Matveeva V.G., Khanova M.Yu., Torgunakova E.A., Mukhamadiyarov R.A., Antonova L.V. Results of preclinical tests of small-diameter tissue engineered vascular grafts on the primate model. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2024;13(4): 90-103. (In Russ.) DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-4-90-103;

7. Order of the Ministry of Health of the Russian Federation dated January 9, 2014, No. 2n ON THE APPROVAL OF THE PROCEDURE FOR CONFORMITY ASSESSMENT OF MEDICAL DEVICES IN THE FORM OF TECHNICAL TESTS, TOXICOLOGICAL STUDIES, CLINICAL TRIALS FOR THE PURPOSE OF STATE REGISTRATION OF MEDICAL DEVICES. GOST 31214-2016 Medical Devices. Requirements for Samples and Documentation Submitted for Toxicological, Sanitary-Chemical Tests, Sterility and Pyrogenicity Tests.

8. Bačáková L., Chlupáč J., Filová E., Musílková J., Tomšů J., Wu Y.C., Svobodová L., Pražák Š., Brož A. Vascular Damage and Repair - Are Small-Diameter Vascular Grafts Still the "Holy Grail" of Tissue Engineering? *Physiol Res*. 2024;73(1):S335-S363. DOI: 10.33549/physiolres.935294;

9. Weekes A., Bartnikowski N., Pinto N., Jenkins J., Meinert C., Klein T.J. Biofabrication of small diameter tissue-engineered vascular grafts. *Acta Biomater*. 2022;138:92-111. DOI: 10.1016/j.actbio.2021.11.012;

10. Zizhou R., Khoshmanesh K., Wang X., Houshyar S. Fabrication of Nanocomposites with High Elasticity and Strength for the Load-Bearing Layer of Small-Diameter Vascular Grafts.

*ACS Appl Mater Interfaces*. 2023;15(29):35411-35421. DOI: 10.1021/acsami.3c02397;

11. Moore M.J., Tan R.P., Yang N., Rnjak-Kovacina J., Wise S.G. Bioengineering artificial blood vessels from natural materials. *Trends Biotechnol*. 2022;40(6):693-707. DOI: 10.1016/j.tibtech.2021.11.003;

12. Nemets E.A., Belov Yu.V., Kiryakov K.S., Grudin N.V., Bogdanov V.K., Filippov K.S., Nikolskaya A.O., Tyunyaeva I.Yu., Vypryshko A.A., Zaxarevich V.M., Basok Yu.B., Sevastianov V.I. Biomimetic approach to the design of artificial small-diameter blood vessels. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2024;26(2):145-155. (In Russ.) DOI: 10.15825/1995-1191-2024-2-145-155;

13. Guo J., Huang J., Lei S., Wan D., Liang B., Yan H., Liu Y., Feng Y., Yang S., He J., Kong D., Shi J., Wang S. Construction of Rapid Extracellular Matrix-Deposited Small-Diameter Vascular Grafts Induced by Hypoxia in a Bioreactor. *ACS Biomater Sci Eng*. 2023;9(2):844-855. DOI: 10.1021/acsbomaterials.2c00809;

14. Stowell C.E.T., Li X., Matsunaga M.H., Cockreham C.B., Kelly K.M., Cheetham J., Tzeng E., Wang Y. Resorbable vascular grafts show rapid cellularization and degradation in the ovine carotid. *J Tissue Eng Regen Med*. 2020;14(11):1673-1684. DOI:10.1002/term.3128;

15. Hernandez J.L., Woodrow K.A. Medical Applications of Porous Biomaterials: Features of Porosity and Tissue-Specific Implications for Biocompatibility. *Adv Healthc Mater*. 2022;11(9):e2102087. DOI: 10.1002/adhm.202102087;

16. Buddy D. Ratner, Thomas A. Horbett, William R. Wagner. Evaluation of Blood-Materials Interactions. Editor(s): William R. Wagner, Shelly E. Sakiyama-Elbert, Guigen Zhang, Michael J. Yaszemski. *Biomaterials Science (Fourth Edition)*. Academic Press. 2020; Pages 879-898. DOI:10.1016/B978-0-12-816137-1.00059-3;

17. Johnson R., Ding Y., Nagiah N., Monnet E., Tan W. Coaxially-structured fibres with tailored material properties for vascular graft implant. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019;97:1-11. DOI: 10.1016/j.msec.2018.11.036.

**Для цитирования:** Сенюкова Е.А., Кривкина Е.О., Торгунакова Е.А., Глушкова Т.В., Кошелев В.А., Клышников К.Ю., Антонова Л.В. Исследование структурных и прочностных характеристик полимерных сосудистых протезов. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2025;14(6S): 147-156. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-6S-147-156

**To cite:** Senokosova E.A., Krivkina E.O., Torgunakova E.A., Glushkova T.V., Koshelev V.A., Klyshnikov K.Yu., Antonova L.V. Investigation of structural and strength characteristics of polymeric vascular prostheses. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2025;14(6S): 147-156. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-6S-147-156