



# Оценка клеточных и тканевых реакций электретного антибактериального полимерного покрытия для тканого сосудистого протеза в эксперименте

Е. Ю. Дорошко<sup>1</sup>, Э. А. Надыров<sup>1</sup>, М. Л. Каплан<sup>1</sup>,  
А. А. Призенцов<sup>1</sup>, Н. С. Винидиктова<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Гомельский государственный медицинский университет, г. Гомель, Беларусь

<sup>2</sup>Институт механики металлокомпозитных систем имени В. А. Белого

Национальной академии наук Беларусь, г. Гомель, Беларусь

## Резюме

**Цель исследования.** Провести гистологическую оценку клеточных и тканевых реакций в ответ на имплантацию образцов тканого сосудистого протеза с новым составом антибактериального полимерного покрытия в эксперименте.

**Материалы и методы.** Исследование клеточных и тканевых реакций проводилось на 30 лабораторных белых крысах. Изучены образцы тканого сосудистого протеза с покрытием на основе поливинил-хитозанового комплекса с L-аспарагиновой кислотой и антибиотика ванкомицин 1 % без обработки (первая экспериментальная группа) и с обработкой коронным разрядом (вторая экспериментальная группа). В соответствии с дизайном исследования животные выводились из эксперимента на 5-е, 14-е сутки и на 20-й неделе послеоперационного периода. Выполнялся забор образцов для гистологического исследования.

**Результаты.** Во всех экспериментальных группах в первые дни исследования (до 5 суток) наблюдалось образование грануляционной ткани, находящейся в стадии формирования и наиболее активно во второй экспериментальной группе, в которой изучали образцы с полимерным покрытием после обработки коронным разрядом. В середине периода наблюдения (14-е сутки) происходило созревание грануляционной ткани, различий в экспериментальных группах не было. Также без статистических различий во всех экспериментальных группах в более поздние сроки (20 недель) отмечалась фибропластическая активность тканей, приводящая к образованию плотной, неоформленной соединительной ткани.

**Заключение.** Экспериментальные данные продемонстрировали, что обработка образцов тканых сосудистых протезов с полимерным покрытием на основе поливинил-хитозанового комплекса с L-аспарагиновой кислотой коронным разрядом и экспозицией в 1 % растворе ванкомицина в течение 30 минут улучшает процесс образования грануляционной ткани на 5-е сутки после имплантации лабораторным животным.

**Ключевые слова:** тканый сосудистый протез, полимеры, антибактериальные покрытия, эксперимент, клеточные и тканевые реакции

**Вклад авторов.** Все авторы внесли существенный вклад в проведение поисково-аналитической работы и подготовку статьи, прочитали и одобрили окончательную версию для публикации.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Источники финансирования.** Работа выполнена в рамках НИР, финансируемых из средств БРФФИ и гранта Президента Республики Беларусь.

**Для цитирования:** Дорошко ЕЮ, Надыров ЭА, Каплан МЛ, Призенцов АА, Винидиктова НС. Оценка клеточных и тканевых реакций электретного антибактериального полимерного покрытия для тканого сосудистого протеза в эксперименте. Проблемы здоровья и экологии. 2025;22(4):68–75. DOI: <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2025-22-4-09>

# Evaluation of cellular and tissue reactions of electret antibacterial polymer coating for a woven vascular prosthesis in experiment

Yauheni Y. Doroshko<sup>1</sup>, Eldar A. Nadyrov<sup>1</sup>, Mark L. Kaplan<sup>1</sup>,  
Anton A. Prizentsov<sup>1</sup>, Natalia S. Vinidiktova<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Gomel State Medical University, Gomel, Belarus

<sup>2</sup>V.A. Belyi Metal-Polymer Research Institute of National Academy of Sciences of Belarus, Gomel, Belarus

## Abstract

**Objective.** To carry out a histological assessment of cellular and tissue reactions in response to the samples' implantation of a woven vascular prosthesis with a new composition of antibacterial polymer coating in experiment.

**Materials and methods.** The study of cellular and tissue reactions was carried out on 30 laboratory white rats. Samples of a woven vascular prosthesis with a coating based on a polyvinyl-chitosan complex with L-asparagine acid and antibiotic vancomycin 1% without treatment (the first experimental group) and with corona discharge treatment (the second experimental group) were studied. In accordance with the study design, the animals were removed from the experiment on the 5th and 14th day, and 20th week of the postoperative period. Samples were taken for histological examination.

**Results.** In all experimental groups in the first days of the study (up to five days), the formation of granulation tissue was observed, which was undergoing formation and was the most active in the second experimental group in which samples with polymer coating after corona discharge treatment were studied. In the middle of the observation period (14th day), the granulation tissue had matured, and there were no differences between the experimental groups. Similarly, without statistical differences in all experimental groups at later stages (20 weeks), fibroplastic activity was observed, leading to the formation of dense, unformed connective tissue.

**Conclusion.** Experimental data have demonstrated that the treatment of woven vascular prostheses samples with a polymer coating based on a polyvinyl-chitosan complex with L-asparagine acid by corona discharge and exposure to 1% vancomycin solution for 30 minutes improves the process of granulation tissue formation on the 5th day after implantation in laboratory animals.

**Keywords:** woven vascular prosthesis, polymers, antibacterial coatings, experiment, cellular and tissue reactions

**Author contributions.** All authors made a significant contribution to the search and analytical work and preparation of the article, read and approved the final version for publication.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**Funding.** The work was carried out within the research and development work funded by Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research and a grant from the President of the Republic of Belarus.

**For citation:** Doroshko YaY, Nadyrov EA, Kaplan ML, Prizentsov AA, Vinidiktova NS. Evaluation of cellular and tissue reactions of electret antibacterial polymer coating for a woven vascular prosthesis in experiment. Health and Ecology Issues. 2025;22(4):68–75. DOI: <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2025-22-3-09>

## Введение

Использование медицинских устройств, таких как имплантаты, катетеры и протезы (грыжевые, сосудистые), сопряжено с риском развития инфекционных осложнений [1]. В сердечно-сосудистой хирургии синтетические сосудистые протезы играют важную роль, расширяя возможности хирургического лечения. Инфицирование сосудистого протеза представляет собой одно из наиболее серьезных осложнений. В настоящее время частота инфекций, связанных с протезами, достигает 6 % [2–6].

Использование сосудистых протезов, обладающих антимикробными свойствами, рассматривается как перспективное направление профилактики инфицирования [2, 4, 7–10]. Клинические исследования подтвердили, что при инфицировании аорты реконструкция *in situ*

с применением дакрона, пропитанного рифампицином, демонстрирует эффективность, сопоставимую с экстраанатомическим шунтированием [11]. Отечественные текстильные протезы и заплаты также демонстрируют хорошие результаты, с частотой поверхностного нагноения 4,1 % и глубокого нагноения — 1,4 % [2, 4]. Биосинтетические трансплантаты проявляют устойчивость к инфицированию даже в присутствии источника инфекции, с частотой развития протезной инфекции 3,4 % [12].

Исследования поведения гидрогелевых композиций в контакте с тканями организма представляют значительный интерес. Имплантат, состоящий из гидрогеля на основе поливинилового спирта и полиакриламида, армированного плетеным стентом, обладает удовлетворительной цитосовместимостью и низкой гемолитиче-

ской активностью [13]. Полиэтилентерефталат и вспененный политетрафторэтилен являются наиболее часто используемыми материалами для создания сосудистых трансплантатов большого диаметра [14]. Гидрогелевые сосудистые трансплантаты, армированные волокнами политетрафторэтилена, характеризуются однородной пористой структурой, гладкой поверхностью и превосходят сосудистые протезы из вспененного политетрафторэтилена по биологической совместимости [15].

Таким образом, перспективным направлением является создание композитных материалов, сочетающих в себе достоинства различных полимеров и обладающих оптимальными свойствами для применения в сосудистой хирургии, а гистологическая оценка и изучение биологической совместимости имеют решающее значение для оптимизации и разработки новых антибактериальных покрытий для сосудистых протезов [16].

## Цель исследования

Провести гистологическую оценку клеточных и тканевых реакций в ответ на имплантацию образцов тканого сосудистого протеза с новым составом антибактериального полимерного покрытия в эксперименте.

## Материал и методы

При выполнении работы использовали гидрогелевую композицию для модифицирования тканых сосудистых протезов на основе поливинилового спирта и хитозана с добавлением L-аспарагиновой кислоты. Гидрогелевую композицию после нанесения на образцы тканых сосудистых протезов подвергали двукратной криообработке, затем сушили до постоянной массы. Следует отметить, что образец сосудистого протеза без покрытия не имеет преимуществ согласно проведенным ранее исследованиям и не обладает защитными антимикробными свойствами [16].

При создании образцов оптимальная с физиологической точки зрения величина поверхностной плотности электретного заряда достигала 0,3 мкКл/м<sup>2</sup>. Время замачивания всех образцов в 1 % растворе ванкомицина — 30 минут (по ранее проведенным исследованиям [16, 17] достигается максимальное насыщение покрытий раствором антибиотика).

Для проведения испытаний по изучению влияния обработки коронным разрядом на гистологические свойства модифицированных сосудистых протезов при создании модификаций все образцы разделили на две группы: группа 1 — образцы без обработки коронным разрядом; группа 2 — образцы после обработки коронным разрядом (поверхностная плотность

электретного заряда ~ 0,3 мкКл/м<sup>2</sup>). Таким образом, в экспериментальном гистологическом исследовании изучались клеточные и тканевые реакции двух модификаций (группа 1 и группа 2) на лабораторных животных, соответствующие первой и второй экспериментальным группам.

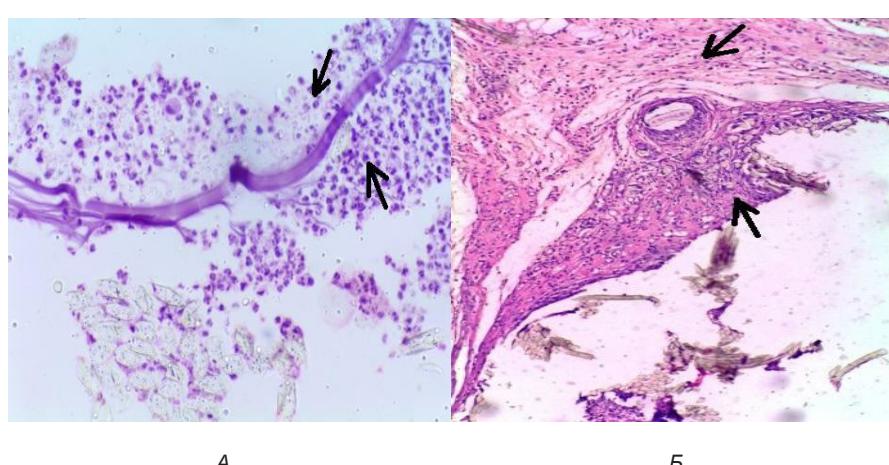
В исследовании участвовало 30 крыс породы Вистар, поровну разделенных на две экспериментальные группы. После имплантации двух однотипных образцов в рану на спине крысы в разные карманы на расстоянии не менее 1 см друг от друга рану ушивали шелком (USP 2–0, диаметр — 0,30–0,33 мм). Согласно методике исследования, из эксперимента выводили по 10 животных: на 5-е сутки, 14-е сутки и на 20-й неделе [16]. Лабораторные животные в течение 3 суток находились на карантине после имплантации образцов. Швы снимались на 6-е сутки после операции. После извлечения полученные образцы в течение 24 часов фиксировали в 10% растворе нейтрального формалина, а затем выполняли заливку парафином в блоки, из которых изготавливали срезы толщиной 3–4 мкм на микротоме. Срезы окрашивались гематоксилином и эозином по стандартной методике. Оценка местного биологического действия исследуемых сосудистых протезов выполнялась в соответствии с ГОСТ ISO 10993-6-2021 «Изделия медицинские. Оценка биологического действия медицинских изделий. Исследования местного действия после имплантации» [16]. Производился анализ гистологических характеристик путем подсчета клеточных элементов воспалительного и соединительнотканного происхождения по периферии имплантатов (нейтрофильные лейкоциты, фагоцитирующие нейтрофильные лейкоциты, дегенерирующие нейтрофильные лейкоциты, эозинофильные лейкоциты, лимфоциты, плазматические клетки, гистиоциты, макрофаги, фибробалсты, гигантские многоядерные клетки). В поле зрения микроскопа при увеличении ×400 клетки считались в непересекающихся 15 полях зрения. Исследование одобрено комитетом по этике УО «Гомельский государственный медицинский университет», протокол № 2 от 30.06.2022.

Обработка данных проводилась с использованием пакета статистических программ Statistica, 10.0 (StatSoft, USA, STA999K347156-W). Нормальность распределения числовых признаков определялась с использованием критерия Колмогорова – Смирнова. Данные были представлены в виде медианы (Me) и интерквартильного размаха (Q<sub>1</sub>; Q<sub>3</sub>). Для сравнения двух независимых групп по количественному признаку применялся U-критерий Манна – Уитни. Статистически значимыми считали различия при p < 0,05.

## Результаты и обсуждение

На 5-е сутки после установки сосудистых имплантатов морфологическое строение тканей, окружающих протезы, демонстрировало схожую картину во всех экспериментальных группах. Во круг сосудистых протезов формировалась грануляционная ткань (рисунок 1А). В грануляционной ткани отмечалась локальная воспалительная реакция, выражавшаяся в умеренном скоплении лейкоцитов между кровеносными сосудами, а также небольшом количестве лимфоцитов, фибробластов и фиброцитов. Визуально структура поверхностных и более глубоких слоев грануляционной ткани не имела существенных различий.

Через две недели после установки сосудистых имплантатов у подопытных животных во всех группах исследования наблюдалось формирование двухслойной грануляционной ткани, включающей внутренний и наружный слой (рисунок 1Б). Непосредственно к сосудистому протезу прилегал внутренний слой, представленный зрелой грануляционной тканью. В сравнении с более ранними сроками наблюдения в данном слое визуально отмечалось существенное снижение числа кровеносных сосудов и возрастание количества фибробластов, фиброцитов и коллагеновых волокон.



A

Б

*Рисунок 1. Сосудистый протез на 5-е, 14-е сутки:*

*А — очаговая воспалительная реакция на 5-е сутки (указано стрелками). Окраска препарата гематоксилином и эозином. Увеличение: ×100; Б — внутренний и наружный слои грануляционной ткани (указано стрелками) на 14-е сутки. Окраска препарата гематоксилином и эозином. Увеличение: ×100*

*Figure 1. Vascular prosthesis on 5th and 14th day:*

*A — focal inflammatory reaction on 5th day (indicated by arrows). Staining of the drug with hematoxylin and eosin.*

*Magnification: × 100; B — inner and outer layers of granulation tissue (indicated by arrows) on 14th day. Staining of the drug with hematoxylin and eosin. Magnification: ×100*

К 20-й неделе после имплантации в экспериментальных группах отмечалось формирование зрелой грануляционной ткани. Эта ткань характеризовалась наличием плотных пучков коллагеновых волокон, между которыми обнаружива-

лось немногочисленное количество кровеносных сосудов, а также единичные лимфоциты.

Результаты изучения клеточного состава тканей по периферии сосудистого протеза в экспериментальных группах представлены в таблице 1.

*Таблица 1. Показатели клеточного состава по периферии сосудистого протеза (количество клеток в поле зрения микроскопа)*

*Table 1. Indicators of cellular composition along the periphery of the vascular implant (number of cells in the field of view of the microscope)*

Показатель	Экспериментальные группы	Сроки наблюдения		
		5-е сутки	14-е сутки	20 недель
Нейтрофильные лейкоциты	Первая	22,0 [21,0; 25,0]	1,0 [0,0; 2,0]	1,0 [0,0; 2,0]
	Вторая	21,0 [20,0; 22,0]	1,0 [1,0; 2,0]	0,0 [0,0; 0,0]
Фагоцитирующие нейтрофильные лейкоциты	Первая	4,0 [3,0; 4,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 2,0]
	Вторая	4,0 [3,0; 4,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]

Окончание таблицы 1

*End of table 1*

Показатель	Экспериментальные группы	Сроки наблюдения		
		5-е сутки	14-е сутки	20 недель
Дегенерирующие нейтрофильные лейкоциты	Первая	10,0 [10,0; 11,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]
	Вторая	9,0 [9,0; 11,0]	1,0 [0,0; 2,0]	0,0 [0,0; 0,0]
Эозинофильные лейкоциты	Первая	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]
	Вторая	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 0,0]
Лимфоциты	Первая	1,0 [0,0; 2,0]	3,0 [2,0; 4,0]	2,0 [1,0; 3,0]
	Вторая	1,0 [0,0; 2,0]	3,0 [2,0; 3,0]	2,0 [1,0; 3,0]
Плазматические клетки	Первая	0,0 [0,0; 1,0]	1,0 [1,0; 2,0]	1,0 [0,0; 1,0]
	Вторая	0,0 [0,0; 1,0]	1,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]
Гистиоциты	Первая	1,0 [1,0; 1,0]	1,0 [0,0; 1,0]	1,0 [0,0; 1,0]
	Вторая	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 2,0]	0,0 [0,0; 1,0]
Макрофаги	Первая	0,0 [0,0; 1,0]	1,0 [0,0; 2,0]	1,0 [0,0; 2,0]
	Вторая	0,0 [0,0; 1,0]	1,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]
Фибробизиты	Первая	3,0 [2,0; 3,0]	25,0 [20,0; 30,0]	55,0 [39,0; 58,0]
	Вторая	3,0 [2,0; 3,0]	25,0 [20,0; 40,0]	55,0 [51,0; 60,0]
Фибробласты	Первая	4,0 [4,0; 5,0]*	55,0 [52,0; 63,0]	15,0 [15,0; 16,0]
	Вторая	5,0 [4,0; 6,0]*	56,0 [50,0; 61,0]	12,0 [10,0; 15,0]
Гигантские многоядерные клетки	Первая	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 2,0]
	Вторая	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 1,0]

\*Различия статистически значимы при сравнении групп

Как видно из таблицы 1, на 5-е сутки после имплантации преобладающим видом клеток являлись нейтрофильные лейкоциты, при этом их наименьшее количество определялось у животных второй экспериментальной группы, однако различия статистически не значимы в сравнении с первой экспериментальной группой ( $U = 77,5$ ;  $p = 0,15$ ). Количество дегенерирующих нейтрофильных лейкоцитов и фагоцитирующих нейтрофильных лейкоцитов между первой и второй экспериментальными группами было статистически незначимо ( $U = 111$ ;  $p = 0,97$  и  $U = 84$ ;  $p = 0,25$  соответственно). Также в первой экспериментальной группе не имело статистически значимых различий ( $p > 0,05$ ) и было минимальным количество эозинофильных лейкоцитов, лимфоцитов, плазматических клеток, гистиоцитов, макрофагов, фибробизитов и гигантских многоядерных клеток. В то же время количество фибробластов у животных второй экспериментальной группы было выше в сравнении с аналогичным показателем у животных первой экспериментальной

группы, различия статистически значимы ( $U = 62$ ;  $p = 0,04$ ).

На 14-е сутки наблюдения количество нейтрофильных фагоцитирующих нейтрофильных и дегенерирующих нейтрофильных лейкоцитов значительно снижалось во всех группах, количество эозинофильных лейкоцитов оставалось минимальным, при этом статистически значимых различий значения этих показателей в первой и второй экспериментальных группах не определялось ( $p > 0,05$ ). Количество лимфоцитов было минимально у животных первой и второй экспериментальных групп и между собой статистически значимо не различалось ( $U = 88$ ;  $p = 0,32$ ). Количество плазматических клеток, гистиоцитов, макрофагов определялось на самом низком уровне и не имело статистически значимых различий ( $p > 0,05$ ) у животных первой и второй экспериментальных групп. Количество фибробизитов во второй экспериментальной группе в сравнении с первой статистически значимых различий не имело ( $U = 87$ ;  $p = 0,3$ ). Показатели количе-

ства фибробластов у животных первой и второй экспериментальных групп в сравнении не имели статистически значимых различий ( $U = 112$ ;  $p = 1,0$ ). Количество гигантских многоядерных клеток было минимальным у животных экспериментальных групп, различия статистически не значимы ( $U = 97,5$ ;  $p = 0,55$ ).

На 20-й неделе после имплантации количество нейтрофильных лейкоцитов, фагоцитирующих и дегенерирующих нейтрофильных лейкоцитов, эозинофильных лейкоцитов, плазматических клеток, гистиоцитов находилось на минимальном уровне и не имело различий между экспериментальными группами ( $p > 0,05$ ). Количество лимфоцитов было минимальным у животных первой и второй экспериментальных групп и при сравнении не имело статистически значимых различий ( $U = 91,5$ ;  $p = 0,4$ ). Количество макрофагов достигало максимальных значений у животных первой экспериментальной группы, но в сравнении со второй экспериментальной группой различий не имело ( $U = 78$ ;  $p = 0,16$ ). Количество фибрцитов у животных первой и второй экспериментальных групп не имело статистических различий ( $U = 81,5$ ;  $p = 0,21$ ). Количество фибробластов было минимальным у животных второй экспериментальной группы, но было статистически не значимо в сравнении с первой экспериментальной группой ( $U = 80$ ;  $p = 0,18$ ). Количество гигантских многоядерных клеток было минимальным у животных как первой, так и второй экспериментальных групп и различия статистически не значимы ( $U = 91$ ;  $p = 0,38$ ).

Проведенное исследование позволило выявить общие закономерности клеточных и тканевых реакций в ответ на имплантацию различных модификаций сосудистых протезов. На сроке наблюдения 5-е сутки формировалась незрелая грануляционная ткань с признаками реактивного воспаления. На сроке наблюдения 14-е сутки по периферии имплантата формировалась зрелая грануляционная ткань, состоящая из наружного и внутренних слоев. В срок наблюдения 20 недель

отмечалась фибропластическая реакция тканей с формированием различной степени выраженности плотной неоформленной соединительной ткани.

Изучение клеточного состава тканей по периферии сосудистого протеза показало, что на 5-е сутки наблюдения у животных второй экспериментальной группы фибропластическая реакция была более выражена (различия статистически значимы по сравнению с первой экспериментальной группой). На 14-е сутки наблюдения продолжалось созревание соединительной ткани, которое сопровождалось снижением количества нейтрофильных лейкоцитов в экспериментальных группах. Наличие гигантских многоядерных клеток в тканях позволяет предположить наличие воспалительной продуктивной реакции. В нашем исследовании их количество в экспериментальных группах было минимальным. В срок наблюдения 20 недель наблюдалось созревание грануляционной ткани и трансформация ее в грубоволокнистую соединительную ткань. При этом различий в выраженности реакций хронического воспаления и степени созревания и трансформации грануляционной ткани в грубоволокнистую мы не наблюдали.

## Заключение

Полученные результаты экспериментальных исследований показали, что обработка коронным разрядом с плотностью электретного заряда до  $0,3 \text{ мККл/м}^2$  образцов тканых сосудистых протезов с полимерным покрытием из поливинилового спирта, хитозана, L-аспарагиновой кислоты не нарушает общие закономерности развития клеточных и тканевых реакций в ответ на имплантацию лабораторным животным и улучшает процесс образования грануляционной ткани у лабораторных животных на 5-е сутки наблюдения, повышая количество фибробластов по периферии по сравнению с модификацией без электретного заряда ( $p < 0,05$ ).

## Список литературы / References

1. Magill SS, Edwards JR, Bamberg W, Beldavs Z, Dumyati G, Kainer M; Emerging infections program healthcare-associated infections and antimicrobial use prevalence survey team. Multistate point-prevalence survey of health care-associated infections. *New Eng J Med*. 2014;370:1198-1208.  
DOI: <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1306801>
2. Дорошко Е.Ю., Лызиков А.А. Биомеханические свойства, патогенетические механизмы и пути инфицирования тканых сосудистых протезов в ангиохирургии. *Проблемы здоровья и экологии*. 2020;66(4):79-86.  
DOI: <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2020-17-4-5>
3. Дорошко Е.Ю., Лызиков А.А., Тихманович В.Е., Каплан М.Л. Анализ инфекционных осложнений искусственных сосудистых протезов после операций на аорто-подвздошно-бедренном сегменте. *Хирургия. Восточная Европа*. 2021;10(4):508-516.  
DOI: <https://doi.org/10.34883/PI.2021.10.4.019>
- Doroshko EYu, Lyzikov AA, Tikhmanovich VE, Kaplan ML. Analysis of infectious complications of artificial vascular prostheses after operations on the aorto-iliac-femoral segment. *Surgery Eastern Europe*. 2021;10(4):508-516. (In Russ.).  
DOI: <https://doi.org/10.34883/PI.2021.10.4.019>

4. Бокерия Л.А., Абдулгасанов Р.А., Иванов А.В., Аракелян В.С. Текстильные сосудистые протезы в ангиохирургии. Анналы хирургии. 2019;24(3):165-174. [дата обращения 2025 апрель 06]. Режим доступа: <https://cyberleninka.ru/article/n/tekstilnye-sosudistye-protezy-v-angiohirurgii> (In Russ.).

Bokeria LA, Abdulgasanov RA, Ivanov AV, Arakelyan VS. Textile vascular prostheses in angiosurgery. *Annals of Surgery*. 2019;24 (3):165-174. [date of access 2025 April 18]. Available from: <https://cyberleninka.ru/article/n/tekstilnye-sosudistye-protezy-v-angiohirurgii> (In Russ.).

5. Романович А.В., Хрыщанович В.Я. Парапротезная инфекция в сосудистой хирургии: современное состояние проблемы. *Новости хирургии*. 2017;25(3):292-299.

DOI: <https://doi.org/10.18484/2305-0047.2017.3.292>

Romanovich AV, Hryshchanovich VYa. Paraprosthetic infection in vascular surgery: the current state of the problem. *Surgery news*. 2017;25(3): 292-299. (in Russ.).

DOI: <https://doi.org/10.18484/2305-0047.2017.3.292>

6. Дорошко Е.Ю., Лызиков А.А., Каплан М.Л., Тихманович В.Е. Клинико-демографическая характеристика пациентов и факторы риска инфицирования искусственных сосудистых протезов после реконструктивных операций на аорто-подвздошно-бедренном сегменте. *Журнал ГрГМУ* [дата обращения 2025 июня 01]. Режим доступа: <http://journal-grsmu.by/index.php/ojs/article/view/2701> (In Russ.).

Doroshko EYu, Lyzikov AA, Kaplan ML, Tikhmanovich VE. Clinical and demographic characteristics of patients and risk factors for infection of artificial vascular prostheses after reconstructive operations on the aorto-iliac-femoral segment. *GrSMU Journal* [date of access 2025 June 01]. Available from: <http://journal-grsmu.by/index.php/ojs/article/view/2701> (In Russ.).

7. Chouirfa H, Bouloussa H, Migonney V, Falentin-Daudre C. Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications. *Acta Biomater*. 2019;83:37-54.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.10.036>

8. Ng VW, Chan JM, Sardon H, Ono RJ, García JM, Yang YY, Hedrick JL. Antimicrobial hydrogels: a new weapon in the arsenal against multidrug-resistant infections. *Adv Drug Deliv Rev*. 2014 Nov 30;78:46-62.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addr.2014.10.028>

9. Hasan J, Crawford RJ, Ivanova EP. Antibacterial surfaces: the quest for a new generation of biomaterials. *Trends Biotechnol*. 2013;31:295-304.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2013.01.017>

10. Li S, Dong S, Xu W, Tu S, Yan L, Zhao C, et al. Antibacterial hydrogels. *Adv Sci*. 2018;5:1700527.

## Информация об авторах / Information about the authors

**Дорошко Евгений Юрьевич**, к.м.н., старший преподаватель кафедры хирургических болезней № 1 с курсом сердечно-сосудистой хирургии, УО «Гомельский государственный медицинский университет», Гомель, Беларусь

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5395-5044>

e-mail: [ronaldy93@mail.ru](mailto:ronaldy93@mail.ru)

**Надыров Эльдар Аркадьевич**, к.м.н., доцент кафедры гистологии, цитологии и эмбриологии, УО «Гомельский государственный медицинский университет», Гомель, Беларусь

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2795-9006>

e-mail: [nadyrov2006@rambler.ru](mailto:nadyrov2006@rambler.ru)

**Каплан Марк Львович**, к.м.н., доцент, заведующий кафедрой хирургических болезней № 1 с курсом сердечно-сосудистой хирургии, УО «Гомельский государственный медицинский университет», Гомель, Беларусь

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7782-3281>

e-mail: [kaplan\\_md@mail.ru](mailto:kaplan_md@mail.ru)

**Призентцов Антон Александрович**, к.м.н., доцент кафедры хирургических болезней № 1 с курсом сердечно-сосудистой хирургии, УО «Гомельский государственный медицинский университет», Гомель, Беларусь

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8173-4019>

e-mail: [prisentsov\\_aa@mail.ru](mailto:prisentsov_aa@mail.ru)

DOI: <https://doi.org/10.1002/advs.201700527>

11. Ou Lew W, Moore W. Antibiotic-impregnated grafts for aortic reconstruction. *Semin Vasc Surg*. 2011;24(4):211-219.

DOI: <https://doi.org/10.1053/j.semvascsurg.2011.10.015>

12. Troisi N, Socrate AM, Vigliotti G, Dorrucci V, Benedetto F, Frigatti P, et al; BIOPRO Registry Collaborative Group. Omni-flow® II biosynthetic graft offers acceptable early and mid-term outcomes in redo surgery in patients with critical limb-threatening ischemia with no available autologous vein material. *Int Angiol*. 2024 Apr;43(2):255-261.

DOI: <https://doi.org/10.23736/S0392-9590.24.05152-6>

13. Xing M, Yu C, Wu Y. Preparation and characterization of a polyvinyl alcohol/polyacrylamide hydrogel vascular graft reinforced with a braided fiber stent. *Textile Research Journal*. 2020;90:1537-1548.

DOI: <https://doi.org/10.1177/0040517519896753>

14. Seifu DG, Purnama A, Mequanint K, Mantovani D. Small-diameter vascular tissue engineering. *Nat Rev Cardiol*. 2013;10:410-421.

DOI: <https://doi.org/10.1038/nrcardio.2013.77>

15. Guan G, Yu C, Xing M. Hydrogel small-diameter vascular graft reinforced with a braided fiber strut with improved mechanical properties. *Polymers (Basel)*. 2019;11(5):810.

DOI: <https://doi.org/10.3390/polym11050810>

16. Лызиков А.А., Надыров Э.А., Дорошко Е.Ю. Клеточные и тканевые реакции в ответ на имплантацию модифицированных сосудистых протезов в эксперименте. *Проблемы здоровья и экологии*. 2022;19(1):93-101.

DOI: <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2022-19-1-12>

Лyzikov AA, Nadyrov EA, Doroshko YY. Cell and tissue reactions in response to experimental implantation of modified artificial vascular prostheses. *Health and Ecology Issues*. 2022;19(1):93-101. (In Russ.).

DOI: <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2022-19-1-12>

17. Лызиков А.А., Тапальский Д.В., Дорошко Е.Ю., Цветкова Е.А., Зятьков А.А., Каплан М.Л. [и др.]. Антибактериальная устойчивость модифицированных тканых сосудистых протезов при моделировании инфицированной раны в эксперименте. *Проблемы здоровья и экологии*. 2022;19(1):83-92.

DOI: <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2022-19-1-11>

Lyzikov AA, Tapalski DV, Doroshko YY, Tsvetkova EA, Ziatkov AA, Kaplan ML, et al. Antibacterial resistance of modified woven vascular prostheses in experimental infected wound modeling. *Health and Ecology Issues*. 2022;19(1):83-92. (In Russ.).

DOI: <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2022-19-1-11>

**Винидиктова Наталья Сергеевна**, к.т.н., старший научный сотрудник отдела «Композиционные материалы и рециклинг полимеров», ГНУ «Институт механики металлополимерных систем имени В. А. Белого Национальной академии наук Беларусь», Гомель, Беларусь  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2613-6742>

**Natalia S. Vinidiktova**, Candidate of Technical Sciences, Senior Researcher at the Department «Composite Materials and Polymer Recycling», V.A. Belyi Metal-Polymer Research Institute of National Academy of Sciences of Belarus, Gomel, Belarus  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2613-6742>

**Автор, ответственный за переписку / Corresponding author**

**Дорошко Евгений Юрьевич**  
e-mail: [ronaldy93@mail.ru](mailto:ronaldy93@mail.ru)

**Yauheni Y. Doroshko**  
e-mail: [ronaldy93@mail.ru](mailto:ronaldy93@mail.ru)

*Поступила в редакцию / Received 10.06.2025*

*Поступила после рецензирования / Accepted 30.06.2025*

*Принята к публикации / Revised 17.11.2025*