

УДК 616.12–008.46

DOI 10.17802/2306-1278-2025-14-6S-157-166

СОЗДАНИЕ ПАТЧЕЙ НА ОСНОВЕ ПОЛИВИНИЛОВОГО СПИРТА ДЛЯ РЕГЕНЕРАЦИИ ПОВРЕЖДЁННОГО МИОКАРДА

М.С. Коломеец, М.Ю. Ханова, Н.Н. Борисова, А.А. Аронов, Е.А. Торгунакова,
В.А. Кошелев, Е.О. Кривкина, Е.А. Сенокосова

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

- Перспективным направлением тканевой инженерии является создание материалов для восстановления поврежденного миокарда. Ключевое преимущество материала на основе поливинилового спирта (PVA) – возможность изменения его свойств для соответствия требованиям биосовместимости, механическим характеристикам и другим.

Цель

Создать криогели на основе поливинилового спирта, а также изучить их структурные, физико-механические, смачивающие свойства и электрическую проводимость.

Материалы и методы

Криогели PVA в 0,9% NaCl и PVA в деионизированной воде изготавливали посредством 1, 3 или 5 циклов замораживания-оттаивания. Морфологию поверхности криогелей изучали методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ). Прочностные и упруго-деформативные свойства материалов определены с использованием универсальной испытательной машины (Zwick/Roell, Германия). Оценена гидрофильность поверхности криогелей методом установки контактного угла смачиваемости в программе ImageJ (National Institutes of Health, США). Электрическую проводимость измеряли четырехзондовым методом при помощи мультиметра (EXCEL, Китай). Статистический анализ проводили с использованием программы GraphPadPrism 8.0 (GraphPad Software, США). Значения $p < 0,05$ принимали как статистически значимые различия.

Результаты

Комплексный анализ СЭМ-изображений и измерений контактного угла смачиваемости PVA-гидрогелей показал, что использование 0,9% NaCl и 1–3 циклов замораживания-оттаивания формирует высокопористую и гидрофильную структуру с тонкими стенками пор. Криогели PVA_NaCl превосходили образцы на деионизированной воде по прочности и модулю упругости. Наибольшие механические характеристики наблюдались у PVA_NaCl после 3 циклов (прочность 0,82 (0,742; 0,849) МПа, удлинение 347,4 (307,6; 351,8) %, модуль Юнга 0,097 (0,092; 0,105) МПа). Электропроводимость PVA_NaCl достигала 0,531 См/м после 1 цикла, снижаясь с увеличением числа циклов; у PVA_H2O электропроводимость отсутствовала.

Заключение

Криогели PVA_NaCl с 0,9% NaCl обладают удовлетворительными физико-механическими и электропроводными свойствами, приближенными к параметрам миокарда. Полученные результаты свидетельствуют о перспективности PVA_NaCl с 1–3 циклами замораживания-оттаивания в качестве материала для тканевой инженерии миокарда.

Ключевые слова

Криогели • Поливиниловый спирт • Гидрофильность • Электропроводимость

Поступила в редакцию: 07.10.2025; поступила после доработки: 22.10.2025; принята к печати: 02.11.2025

Для корреспонденции: Марина Сергеевна Коломеец, marina.iakowlewa2010@yandex.ru; адрес: бульвар имени академика Л.С. Барбараша, 6, Кемерово, Российская Федерация, 650002

Corresponding author: Marina S. Kolomeets, marina.iakowlewa2010@yandex.ru, address: 6, academician Barbarash blvd., Kemerovo, Russian Federation, 650002

DEVELOPMENT OF POLYVINYL ALCOHOL-BASED PATCHES FOR DAMAGED MYOCARDIUM REGENERATION

M.S. Kolomeets, M.Yu. Khanova, N.N. Borisova, A.A. Aronov, E.A. Torgunakova,
V.A. Koshelev, E.O. Krivkina, E.A. Senokosova

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

Highlights

- A promising area of tissue engineering is the creation of materials for the repair of damaged myocardium. The key advantage of a polyvinyl alcohol (PVA) – based material is the ability to change its properties to meet the requirements of biocompatibility, mechanical characteristics, and others.

Aim

Aim. To create cryogels based on polyvinyl alcohol and to study their structural, physico-mechanical, wetting properties and electrical conductivity.

Methods

Methods. PVA cryogels in 0.9% NaCl and PVA in deionized water were prepared using 1, 3, or 5 freeze-thaw cycles. The surface morphology of the cryogels was studied by scanning electron microscopy (SEM). The strength and elastic-deformative properties of the materials were determined using a universal testing machine (Zwick/Roell, Germany). The hydrophilicity of the cryogels' surface was assessed by measuring the contact angle using the ImageJ software (National Institutes of Health, USA). Electrical conductivity was measured by the four-point probe method using a multimeter (EXCEL, China). Statistical analysis was performed using GraphPad Prism 8.0 software (GraphPad Software, USA). A p -value < 0.05 was considered statistically significant.

Results

Results. A comprehensive analysis of SEM images and contact angle measurements of PVA hydrogels showed that using 0.9% NaCl and 1–3 freeze-thaw cycles create a highly porous, hydrophilic structure with thin pore walls. PVA_NaCl cryogels outperformed samples prepared with deionized water in terms of strength and elastic modulus. The highest mechanical properties were observed for PVA_NaCl after 3 cycles (strength 0.82 (0.742; 0.849) MPa, elongation 347.4 (307.6; 351.8) %, Young's modulus 0.097 (0.092; 0.105) MPa). The electrical conductivity of PVA_NaCl reached 0.531 cm/s after 1 cycle but decreased with more cycles; PVA_H2O samples showed no conductivity.

Conclusion

Conclusion. PVA_NaCl cryogels with 0.9% NaCl exhibit good physico-mechanical and electrical properties close to those of myocardium. The results indicate the promise of PVA_NaCl cryogels with 1–3 freeze-thaw cycles as materials for myocardial tissue engineering.

Keywords

Keywords: Cryogels • Polyvinyl alcohol • Hydrophilicity • Electrical conductivity

Received: 07.10.2025; received in revised form: 22.10.2025; accepted: 02.11.2025

Список сокращений

ИМ – инфаркт миокарда PVA – поливиниловый спирт

Введение

Несмотря на значительные достижения кардиологии, сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ), особенно инфаркт миокарда (ИМ), остаются ведущей причиной смертности в мире [1–4]. По данным Всемирной организации здравоохранения, каждый год от ССЗ погибает 17,9 миллионов человек, что составляет 32% от всех смертей [5]. Ишемическая болезнь сердца, лежащая в основе ИМ, развивается из-за атеросклероза коронарных артерий, приводящего к гипоксии и некрозу кардиомиоцитов. Ключевыми факторами риска являются курение,

гипертония, дислипидемия, диабет и малоподвижный образ жизни, которые усугубляют течение заболевания [4, 5].

После перенесенного ИМ в миокарде развиваются патологические изменения, которые включают воспалительную реакцию, замещение функциональной ткани фиброзным рубцом и ремоделирование желудочков, что в конечном итоге приводит к сердечной недостаточности. Несмотря на существующие методы лечения, такие как медикаментозная терапия и реваскуляризация, они не способны полностью восстановить поврежденный миокард [3, 4].

В связи с этим перспективным направлением является тканевая инженерия, основанная на применении биоматериалов, имитирующих свойства нативного миокарда. Особый интерес представляют гидрогели – трехмерные полимерные сети с высоким содержанием воды (до 90%), сочетающие биосовместимость, механическую прочность и способность доставлять биоактивные молекулы [4–8]. Электропроводящие гидрогели, например, могут улучшать электрическую синхронизацию поврежденной ткани, уменьшая фиброз и поддерживая регенерацию [4]. Таким образом, разработка функциональных полимерных патчей для восстановления миокарда открывает новые возможности в лечении ИМ, преодолевая ограничения традиционных методов.

Среди огромного количества известных в настоящее время полимеров, используемых для получения гидрогелей, наиболее популярным является поливиниловый спирт [9].

Поливиниловый спирт – биосовместимый, биоразлагаемый и нетоксичный водорастворимый полимер. Благодаря своим гидроксильным группам он допускает изменения поверхностных и объемных свойств. Гидрогели PVA чаще всего получают с использованием физического сшивания – криогенной обработки, т.е. многократном замораживании-оттаивании растворов поливинилового спирта [10–12]. Этот простой и экологичный метод позволяет создавать макропористые структуры с уникальными механическими и диффузионными свойствами, сохраняя при этом высокую биосовместимость, нетоксичность и экономическую доступность, характерные для PVA [10, 11, 13–15].

Ключевые особенности криогелей PVA включают:

1. Легкость модификации свойств через изменение параметров синтеза (концентрация полимера, количество циклов замораживания-оттаивания) и введение добавок (наночастицы, биологически активные вещества) [10];

2. Преимущества физической сшивки – отсутствие токсичных сшивающих агентов и возможность регулировать пористость структуры [11];

3. Широкие биомедицинские перспективы благодаря сочетанию гидрофильности, кислородопроницаемости и химической стабильности [11, 13].

В рамках настоящего исследования криогели PVA рассматриваются в первую очередь как перспективный биоинертный каркас (носитель) и механическая поддержка для поврежденной ткани сердца. В работе использовали PVA с молекулярной массой 145 000 Да и степенью гидролиза ацетатных групп 99,9%, так как высокая степень гидролиза данного PVA (99% и выше) обеспечивает минимальное количество остаточных ацетатных групп. Высокие молекулярная масса и степень гидролиза способствуют максимальному образованию водо-

родных связей между цепями полимера в процессе циклического замораживания-оттаивания, что напрямую влияет на формирование прочной и стабильной пространственной пористой сетки криогеля с высокими механическими и эластическими свойствами [16].

Цель данного исследования – создать криогели на основе поливинилового спирта, а также изучить их структурные, физико-механические, смачивающие свойства и электрическую проводимость.

Материалы и методы

В работе использовали поливиниловый спирт (PVA) с молекулярной массой 145 000 Да и степенью гидролиза ацетатных групп 99,9% (Sigma-Aldrich, США). В качестве растворителей использовали 0,9% раствор натрия хлорида (NaCl, ООО «Мосфарм», Россия) и деионизированную воду.

Создание криогелей PVA

Растворы полимеров были получены путем растворения гранул PVA в 0,9% NaCl или деионизированной воде при перемешивании при температуре 95–100 °C в течение 3–4 часов. После полного растворения полученные растворы охлаждали до комнатной температуры, разливали между стеклом с фиксированным зазором и подвергали циклической обработке, включающей 1, 3 и 5 циклов замораживания – оттаивания. Процесс криоструктурирования включал последовательные этапы: замораживание при –35 °C в течение 24 часов, последующее выдерживание при –2 °C в течение 12 часов и размораживание при +8 °C на протяжении 12 часов. Для удаления остатков растворителя и несшитого полимера готовые криогели отмывали 0,9% NaCl или деионизированной водой соответственно в течение 24 часов. В итоге получены 2 вида образцов: криогель на основе PVA в 0,9% NaCl (PVA_NaCl) и криогель на основе PVA в деионизированной воде (PVA_H₂O).

Сканирующая электронная микроскопия (СЭМ)

Морфологию поверхности анализировали с помощью сканирующего электронного микроскопа S-3400N (Hitachi, Япония) в условиях высокого вакуума при ускоряющем напряжении 10 кВ в режиме вторичных электронов. Перед визуализацией все образцы подвергали лиофилизации в течение 24 часов в лиофильной сушилке FREEZONE 2.5 (LABCONCO, США) при температуре –60 °C и давлении < 0,133 мбар. После чего методом ионного распыления на поверхности криогелей формировали токопроводящее золото-палладиевое покрытие, используя вакуумный пост Emitech SC 7640 (Quorum Technologies, Англия).

Оценка физико-механических свойств

Оценку физико-механических свойств материалов проводили на универсальной испытательной машине серии Z (Zwick/Roell, Германия) в условиях одноосного растяжения при температуре 37 °С. Скорость перемещения траверсы составляла 50 мм/мин. Предел прочности материала оценивали как максимальное напряжение при растяжении (МПа) до начала разрушения. Уруго-деформационные свойства криогелей оценивали по относительно-му удлинению до начала разрушения образца (%) и модулю Юнга (МПа). Образцы для испытаний вырубали с использованием прессы ZCP 020 (Zwick GmbH & Co. KG, Германия).

Анализ смачивающих свойств

Для характеристики гидрофильности покрытий полученных криогелей оценивали контактный угол смачивания. На поверхность образца наносили каплю дистиллированной воды ($n = 6$), после фиксировали фотоаппаратом. Вычисляли значения краевых углов смачивания за счет вписания контура капли в эллипс с помощью программы ImageJ (National Institutes of Health, США), применяя дополнительный модуль «contact angle».

Определение электропроводности

Для проведения испытания на электропроводность криогелей был выбран четырехзондовый метод измерения электропроводности. На рис. 1 приведена принципиальная схема (А) и четырехзондовый испытательный стенд (В).

В качестве зондов выбраны полнотелые штифты из медицинской стали диаметром 0,6 мм с умеренно заостренными концами для исключения прокалывания образца, что может повлечь за собой нелинейность измерений падения напряжения между зондами 2 и 3. Источником тока – лабораторный блок питания (QJE, QJ3003H, Китай), с максимальным током на выходе 3А. Для измерения падения напряжения на зондах 2 и 3 применяется мультиметр (EXCEL, Китай), в режиме измерения постоянного напряжения с пределом 20В. Стенд для испытания на проводимость (рис. 1В) изготовлен на 3D принтере (CreatBot D600 Pro, Китай). Основа и

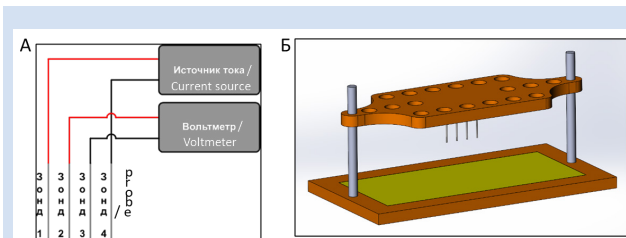


Рисунок 1. Составляющие метода измерения электропроводности: А – схема; В – четырехзондовый испытательный стенд

Figure 1. Components of the electrical conductivity measurement method: А – schematic diagram; В – four-probe test bench

подвижная траверса выполнены из PLA пластика (REC, Россия), направляющие траверсы – стальные полнотелые штифты диаметром 4 мм. В основании размещена пластина из стеклотекстолита толщиной 1,6 мм. Расстояние между зондами 2,5 мм.

Для данного исследования подготавливали образцы ($n = 6$) размером 25 × 15 мм. Измерения проводили вдоль образца, поперек и под углом 45 градусов. Равномерность прижима зондов обеспечивалась нагружением подвижной траверсы калиброванным весом 300 грамм. Электропроводность считали по следующей формуле:

$$\sigma = I / (U \times \pi \times d \times t), \text{ где:}$$

σ – удельная электропроводность (см/м); I – сила тока, пропускаемого через внешние электроды (А); U – падение напряжения, измеренное между внутренними электродами (В); d – расстояние между соседними зондами (м); t – толщина образца (м); π – математическая константа.

Статистический анализ данных

Статистический анализ проводили с использованием программы GraphPadPrism 8.0 (GraphPad Software, Сан-Диего, Калифорния, США). По критерию Колмогорова–Смирнова определяли тип распределения данных. После проверки на соответствие нормальному распределению, данные были представлены в непараметрическом формате – медианой и межквартильным размахом $Me (Q1; Q3)$. Для сравнения групп применяли критерий Краскела–Уоллиса с поправкой на множественные сравнения (FDR). Значения принимали статистически значимыми при $p < 0,05$.

Результаты

Комплексный анализ данных изображений СЭМ и измерения контактного угла смачиваемости поверхностей PVA-криогелей позволил выявить особенности, связанные как с растворителем, так и с количеством циклов криоструктурирования. На СЭМ-микрофотографиях поверхности PVA_NaCl вне зависимости от количества циклов отмечена высокопористая «губчатая» морфология с тонкими стенками пор. Все поверхности имели угол смачивания $\theta < 16^\circ$ и тем самым явились сверхгидрофильными. Наличие Na^+ и Cl^- в процессе криоструктурирования PVA снизило рост кристаллов льда и привело к формированию более однородной пористости относительно образцов PVA-криогелей, изготовленных на деионизированной воде. Изображения СЭМ поверхностей PVA_H₂O 1 и 3 циклов показали более крупную, грубую пористую структуру в сравнении с PVA_NaCl. Рост контактного угла смачиваемости с $77,5^\circ \pm 1,9$ (1 цикл) до $88,2^\circ \pm 2,6$ (3 цикл) можно объяснить уплотнением полимерной сети: увеличение количества водородных связей делает поверхность менее гидрофиль-

ной. Стоит отметить, что поверхность PVA_H₂O после 5 циклов криоструктурирования стала сверхгидрофильной – снижение угла смачиваемости до $\theta = 8,0^\circ$. Снимки СЭМ объясняют данный эффект: поверхность PVA_H₂O представлена микрошероховатостью на фоне пор. В данном случае шероховатость усилила гидрофильные свойства поверхности (рис. 2).

Количество циклов криоструктурирования и вида растворителя вкпе влияют на физико-механические параметры криогелей PVA. Наибольшие значения прочности F_{max} (1,23 (1,113; 1,256) N) определены для образцов PVA_NaCl после 3 циклов, минимальная прочность (0,232 (0,181; 0,252) N) – у образцов PVA_H₂O после 1 цикла. Максимальные значения модуля упругости (E_{mod}) (0,82 (0,742; 0,849) МПа) зафиксированы для образцов PVA_NaCl после 3 циклов; минимальные (0,287 (0,258; 0,341) МПа) – для PVA_H₂O после 1 цик-

ла. Наибольшее относительное удлинение (347,4 (307,6; 351,8) %) характерно для PVA_NaCl 1 цикл. Наименьшие (225,1 (203,1; 250,9) % и 227,9 (195,2; 245,3) %) – для PVA_H₂O 5 циклов и 3 циклов соответственно. Увеличение числа циклов криоструктурирования PVA в физрастворе до 3 повышает прочность и модуль упругости. Использование 0,9% NaCl в качестве растворителя дает более стабильные механические характеристики в сравнении с деионизированной водой. Однако, самыми приближенными показателями к физико-механическим характеристикам нативной ткани миокарда (Модуль Юнга 0,01–0,05 МПа; относительное удлинение до 25%; напряжение до 1,2 МПа) [17; 18]) обладают PVA_NaCl и PVA_H₂O после 1 цикла криоструктурирования (таблица).

Материал PVA_NaCl после 1 цикла замораживания-оттаивания обеспечил максимальную электропроводимость 0,531 см/м, при увеличении числа циклов показатель существенно снизился до 0,305 см/м и 0, 248 см/м соответственно для 3 и 5 циклов. Данный эффект возможно связать с изменением структуры и уменьшением доступных ионов (рис. 3). Проводимость материалов на основе PVA_H₂O отсутствовала.

Обсуждение

Восстановление сердечной функции после ИМ остается одной из приоритетных задач регенеративной медицины. Для создания тканеинженерного продукта, обладающим необходимым потенциалом восстановления поврежденного миокарда важно учитывать особенности патологических процессов ИМ. Инфаркт миокарда проходит в три основных этапа: воспаление, пролиферация и ремоделирование. На воспалительном этапе погибают кардиомиоциты, что приводит к высвобождению провоспалительных факторов и активации нейтрофилов и макрофагов с целью утилизации внекле-

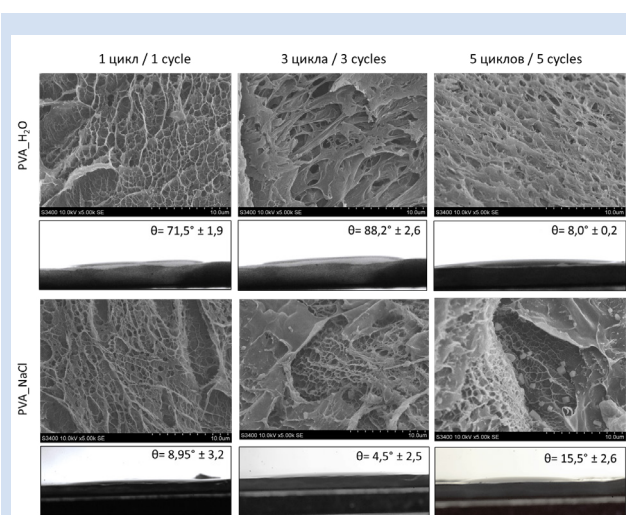


Рисунок 2. Изображения сканирующей электронной микроскопии и угла смачиваемости поверхностей гидрогелей PVA. Масштабная линейка = 10 мкм

Figure 2. Scanning Electron Microscopy Images and Water Contact Angles of PVA-based Hydrogel Surfaces. Scale bar = 10 µm

Результаты физико-механических испытаний криогелей
Results of physical and mechanical tests of cryogels

	n	F _{max} , N	Предел прочности (разрушающее напряжение при растяжении), Мпа / Strength (tensile strength at break), МПа	Эластичность (относительное удлинение при растяжении) / Elasticity (relative elongation under tension), %	Модуль Юнга (жесткости), МПа / Young's modulus (rigidity), МПа
PVA_H ₂ O, Me (25%; 75%)					
1 цикл / 1 cycle	7	0,232 (0,181; 0,252)	0,287 (0,258; 0,341)	324,8 (277,6; 336,8)	0,0491 (0,046; 0,051)
3 цикла / 3 cycles	7	0,506* (0,384; 0,577)	0,401* (0,337; 0,452)	227,9* (195,2; 245,3)	0,11** (0,101; 0,116)
5 циклов / 5 cycles	7	0,579 (0,501; 0,621)	0,505 (0,391; 526)	225,1 (203,1; 250,9)	0,122** (0,115; 0,123)
PVA_NaCl, Me (25%; 75%)					
1 цикл / 1 cycle	7	0,519* (0,305; 0,577)	0,509 (0,339; 0,589)	346,2 (325,9; 399,3)	0,056 (0,052; 0,06)
3 цикла / 1 cycles	7	1,23 (1,113; 1,256)	0,82 (0,742; 0,849)	347,4 (307,6; 351,8)	0,097 (0,092; 0,105)
5 циклов / 5 cycles	7	0,674 (0,52; 0,727)	0,519 (0,382; 0,542)	248,7 (206,3; 262,1)	0,104 (0,093; 0,127)

Примечание: * – $p < 0,05$ в сравнении с PVA_NaCl 3 цикла; ** – $p < 0,05$ в сравнении с PVA_H₂O 1 цикл.
Note: * – $p < 0,05$ compared to PVA_NaCl 3 cycles; ** – $p < 0,05$ compared to PVA_H₂O 1 cycle.

точного матрикса, погибших клеток и стимуляции ангиогенеза. Пролиферативный этап характеризуется накоплением фибробластов с их дальнейшим переходом в миофибробласты, активно синтезирующие внеклеточный матрикс (ВКМ). На этапе ремоделирования ВКМ изменяется под влиянием металлопротеиназ и ингибиторов металлопротеиназ, факторов роста, цитокинов, хемокинов, а также системы ренин-ангиотензин и симпатoadреналовая. Данные медиаторы обеспечивают баланс между лизисом и синтезом ВКМ, способствуя формированию рубца и адаптации сердца после повреждения [19]. Биоматериалы для регенерации миокарда должны соответствовать строгим требованиям, предъявляемым сердечно-сосудистым изделиям, а также способностью влиять на основные процессы, протекающие в инфарктной ткани. Так сердечные патчи должны ограничивать распространение воспаления, стимулировать и поддерживать развитие кровеносных сосудов, а также быть способными к интеграции с тканью миокарда с целью механической поддержки и электропроводности [20, 21]. Поливиниловый спирт находится в зоне интереса создания биосовместимых, гидрофильных и электропроводящих патчей для регенерации миокарда [22]. В настоящем исследовании представлен ряд PVA-каркасов, изготовленных методом криоструктурирования при автоматизированном режиме поддержки этапного диапазона температур от $-35,5$ °C до $+8$ °C в течение 36 часов. Для обеспечения электропроводности в роли растворителя выступил безопасный и максимально приближенный к среде организма солевой раствор – 0,9% NaCl. При анализе материалов для тканевой регенерации в начальный комплекс целевых характеристик, определяющих вектор разработок, были выбраны структура поверхности, физические и механические свойства материалов. Все образцы криогелей PVA_NaCl более пористы в сравнении с контрольными образцами PVA_H₂O. Также 1 и 3

цикла замораживания-оттаивания PVA_NaCl способствовали более регулярной губчатой структуре поверхности в сравнении с 5 циклами. Пористость тканеинженерной конструкции определяет эффективность миграции клеток в толщу изделия и тем самым её регенеративный потенциал [23]. Гидрофильность всех материалов на основе PVA_NaCl требует приставки «сверх», что является некоторым преимуществом, так как данные поверхности могут обладать антибактериальными свойствами и способствуют низкому клеточному напряжению и соответственно высокой адгезии [24]. Нативный миокард является анизотропной, эластичной и прочной тканью с переменными значениями в связи с особенностями своей функции: Модуль Юнга 0,01–0,05 МПа; относительное удлинение до 25%; напряжение до 1,2 МПа [17]. Тканеинженерные патчи должны приближаться к данным показателям с целью оптимальной интеграции с нативной тканью. По результатам собственного исследования наиболее подходящими с точки зрения прочности и эластичности являются образцы PVA_NaCl после 1 цикла замораживания-оттаивания (прочность 0,509 (0,339; 0,589) МПа, удлинение 346,2 (325,9; 399,3) %, модуль Юнга 0,056 (0,052; 0,06) МПа) и 3 циклов (прочность 0,82 (0,742; 0,849) МПа, удлинение 347,4 (307,6; 351,8) %, модуль Юнга 0,097 (0,092; 0,105) МПа). Применение 0,9% NaCl способствовало значительному увеличению прочности образцов по сравнению с криогелями, изготовленными на деионизированной воде, особенно при 3-х циклах замораживания-оттаивания. Высокое относительное удлинение PVA_NaCl при 1 и 3 циклах отражает отличную эластичность, что может способствовать способности патча к растяжению, важного параметра для миокарда. Важнейшим свойством, которым обязан обладать сердечный патч является способность проводить электрический импульс. Электропроводность нативной ткани миокарда лежит в диапазоне значений от 0,1–0,6 см/м, и даже может

доходить до 5,5 см/м в зависимости от направления измерения и состояния ткани [25]. Проводимость всех криогелей PVA_NaCl лежит в пределах физиологических показателей (от 0,248 до 0,531 см/м). Применение 0,9% NaCl в качестве компонента для изготовления криогелей на основе PVA показало свою эффективность. Вариабельность показателей относительно состава криогелей и циклов замораживания-оттаивания представляет возможность подбора оптимального варианта для изготовления

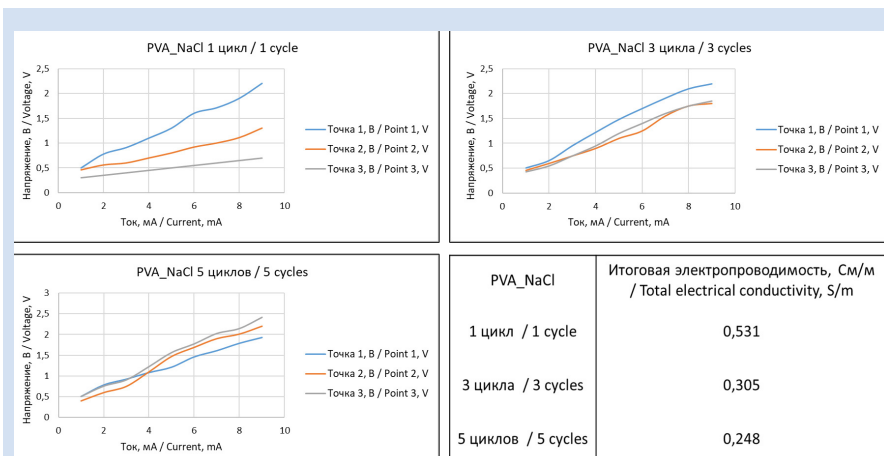


Рисунок 3. Графики и итоговая электропроводность PVA_NaCl в зависимости от количества циклов криоструктурирования

Figure 3. Graphs and final electrical conductivity of PVA_NaCl vs. the number of cryostructuring cycles

сердечного патча. Дальнейшие исследования будут посвящены исследованиям *in vitro* и биофункционализации материала с целью надления регенеративным потенциалом.

Заключение

Криогели PVA_NaCl, изготовленные с использованием 0,9% NaCl, обладали удовлетворительными физико-механическими характеристиками и электропроводностью близкими к физиологическим параметрам. 1 и 3 цикла замораживания-оттаивания способствовали формированию стабильной пористой структуры поверхности с гидрофильными свойствами относительно 5 циклов. Изготовленные PVA_NaCl криогели приблизились к физиологическим параметрам нативного миокарда, тем самым они обладают потенциалом для создания патчей для регенерации миокарда.

Информация об авторах

Коломеец Марина Сергеевна, 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** 0009-0003-9323-8893

Ханова Марьям Юрисовна, кандидат биологических наук 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** 0000-0002-8826-9244

Борисова Наталья Николаевна, младший 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** 0009-0004-1138-9653

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** 0000-0002-2500-2147

Аронов Александр Александрович, инженер-исследователь лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной медицины федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний» Кемерово, Российская Федерация

Кошелев 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

Конфликт интересов

М.С. Коломеец заявляет об отсутствии конфликта интересов. М.Ю. Ханова заявляет об отсутствии конфликта интересов. Н.Н. Борисова заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.А. Аронов заявляет об отсутствии конфликта интересов. Е.А. Торгунакова заявляет об отсутствии конфликта интересов. В.А. Кошелев заявляет об отсутствии конфликта интересов. Е.О. Кривкина заявляет об отсутствии конфликта интересов. Е.А. Сенокосова заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование

Работа выполнена в рамках Гранта Фонда поддержки молодых ученых в области биомедицинских наук, научного проекта № 3 «Создание функционально активного полимерного патча для регенерации поврежденной ткани миокарда».

Author Information Form

Kolomeets Marina S., 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** 0009-0003-9323-8893

Khanova Mariam Yu., PhD, Researcher at 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** 0000-0002-8826-9244

Borisova Natalya N., Junior Researcher Laboratory of Laboratory of New Biomaterials, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation; **ORCID** 0009-0004-1138-9653

Torgunakova Evgeniya 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** 0000-0002-2500-2147

Aronov Alexandr A., research engineer at the Laboratory of New Biomaterials, Department of Experimental Medicine, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation

Koshelev Vladislav A., Junior Researcher, Laboratory of 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

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

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

Krivkina Evgeniya O., Junior Researcher at 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** 0000-0002-2500-2147

Senokosova Evgeniya 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

Вклад авторов в статью

KMS – вклад в концепцию и дизайн исследования, анализ данных исследования, написание и корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

KMYu – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

BNN – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

TEA – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

KEO – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

AAA – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

KVA – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

SEA – вклад в концепцию и дизайн исследования, анализ данных исследования, написание и корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

Author Contribution Statement

KMS – contribution to the concept and design of the study, data analysis, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

KMYu – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

BNN – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

TEA – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

KEO – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

AAA – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

KVA – contribution to the concept and design of the study, data collection and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

SEA – contribution to the concept and design of the study, data analysis, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Sharma V., Dash S.K., Govarathanan K., Gahtori R., Negi N., Barani M., Tomar R., Chakraborty S., Mathapati S., Bishi D.K., Negi P., Dua K., Singh S.K., Gundamaraju R., Dey A., Ruokolainen J., Thakur V.K., Kesari K.K., Jha N.K., Gupta P.K., Ojha S. Recent Advances in Cardiac Tissue Engineering for the Management of Myocardium Infarction. *Cells*. 2021; 10(10):2538. doi: 10.3390/cells10102538.
- Trombino S., Curcio F., Cassano R., Curcio M., Cirillo G., Iemma F. Polymeric Biomaterials for the Treatment of Cardiac Post-Infarction Injuries. *Pharmaceutics*. 2021; 13(7):1038. doi: 10.3390/pharmaceutics13071038.
- Akbarzadeh A., Sobhani S., Soltani Khaboushan A., Kajbafzadeh A.M. Whole-Heart Tissue Engineering and Cardiac Patches: Challenges and Promises. *Bioengineering (Basel)*. 2023; 10(1):106. doi: 10.3390/bioengineering10010106.
- Lee M., Kim M.C., Lee J.Y. Nanomaterial-Based Electrically Conductive Hydrogels for Cardiac Tissue Repair. *Int J Nanomedicine*. 2022; 17:6181-6200. doi: 10.2147/IJN.S386763.
- Zhang J., Guo Y., Bai Y., Wei Y. Application of biomedical materials in the diagnosis and treatment of myocardial infarction. *J Nanobiotechnology*. 2023; 21(1):298. doi: 10.1186/s12951-023-02063-2.
- Ho T.C., Chang C.C., Chan H.P., Chung T.W., Shu C.W., Chuang K.P., Duh T.H., Yang M.H., Tyan Y.C. Hydrogels: Properties and Applications in Biomedicine. *Molecules*. 2022; 27(9):2902. doi: 10.3390/molecules27092902.
- Chocholata P., Kulda V., Dvorakova J., Kolaja Dobra

J., Babuska V. Biological Evaluation of Polyvinyl Alcohol Hydrogels Enriched by Hyaluronic Acid and Hydroxyapatite. *Int J Mol Sci.* 2020; 21(16):5719. doi: 10.3390/ijms21165719.

8. Holme S., Richardson S.M., Bella J., Pinali C. Hydrogels for Cardiac Tissue Regeneration: Current and Future Developments. *Int J Mol Sci.* 2025; 26(5):2309. doi: 10.3390/ijms26052309.

9. Crețu B.E., Nita L.E., Șerban A.M., Rusu A.G., Doroftei F., Chiriac A.P. New Cryogels Based on Poly(vinyl alcohol) and a Copolymacrolactone System: I-Synthesis and Characterization. *Nanomaterials (Basel).* 2022; 12(14):2420. doi: 10.3390/nano12142420.

10. Пыкин А.Л., Резвова М.А., Ткаченко Т.Б., Жеребцов С.И., Онищенко П.С., Глушкова Т.Б., Борисова Н.Н., Клышников К.Ю., Акентьева Т.Н., Овчаренко Е.А. Криогели поливинилового спирта как полимерная матрица для разработки биосовместимых материалов медицинского применения. *Бутлеровские сообщения.* 2025 Т.10. №1. Id.1. doi: 10.37952/ROI-jbc-01/25-81-1-80/ROI-jbc-RC/25-10-1-1.

11. Otulakowski Ł., Kłama-Baryła A., Celný A., Kasprów M., Hercog A., Godzisz M., Sitkowska A., Kadłubowski S., Jaworska M., Chmielik E., Trzebicka B., Utrata-Wesołek A. Lamina Biomaterial Composite of PVA Cryogel with Amnion as Potential Wound Dressing. *Polymers (Basel).* 2023; 15(13):2955. doi: 10.3390/polym15132955. PMID: 37447600.

12. Soto-Bustamante F., Bassu G., Fratini E., Laurati M. Effect of Composition and Freeze-Thaw on the Network Structure, Porosity and Mechanical Properties of Polyvinyl-Alcohol/Chitosan Hydrogels. *Gels.* 2023; 9(5):396. doi: 10.3390/gels9050396.

13. Stricher M., Sarde C.O., Guénin E., Egles C., Delbecq F. Cellulosic/Polyvinyl Alcohol Composite Hydrogel: Synthesis, Characterization and Applications in Tissue Engineering. *Polymers (Basel).* 2021; 13(20):3598. doi: 10.3390/polym13203598.

14. Nathan K.G., Genasan K., Kamarul T. Polyvinyl Alcohol-Chitosan Scaffold for Tissue Engineering and Regenerative Medicine Application: A Review. *Mar Drugs.* 2023; 21(5):304. doi: 10.3390/md21050304.

15. Crețu B.E., Dodi G., Gardikiotis I., Balan V., Nacu I., Stoica I., Stoleru E., Rusu A.G., Ghilan A., Nita L.E., Chiriac A.P. Bioactive Composite Cryogels Based on Poly (Vinyl Alcohol) and a Polymacrolactone as Tissue Engineering Scaffolds: In Vitro and In Vivo Studies. *Pharmaceutics.* 2023; 15(12):2730. doi: 10.3390/pharmaceutics15122730.

16. Liang X., Zhong H.J., Ding H., Yu B., Ma X., Liu X.,

Chong C.M., He J. Polyvinyl Alcohol (PVA)-Based Hydrogels: Recent Progress in Fabrication, Properties, and Multifunctional Applications. *Polymers (Basel).* 2024; 16(19):2755. doi: 10.3390/polym16192755.

17. Bhaarathy V., Venugopal J., Gandhimathi C., Ponpandian N., Mangalaraj D., Ramakrishna S. Biologically improved nanofibrous scaffolds for cardiac tissue engineering. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014; 44:268-77. doi: 10.1016/j.msec.2014.08.018.

18. Wang L., Tedder M.E., Perez C.E., Wang G., de Jongh Curry A.L., To F., Elder S.H., Williams L.N., Simionescu D.T., Liao J. Structural and biomechanical characterizations of porcine myocardial extracellular matrix. *J Mater Sci Mater Med.* 2012; 23(8):1835-47. doi: 10.1007/s10856-012-4660-0.

19. Zheng Z., Tan Y., Li Y., Liu Y., Yi G., Yu C.Y., Wei H. Biotherapeutic-loaded injectable hydrogels as a synergistic strategy to support myocardial repair after myocardial infarction. *J Control Release.* 2021; 335:216-236. doi: 10.1016/j.jconrel.2021.05.023.

20. Dai Y., Song J., Li W., Yang T., Yue X., Lin X., Yang X., Luo W., Guo J., Wang X., Lai S., Andrade K.C., Chang J. RhoE Fine-Tunes Inflammatory Response in Myocardial Infarction. *Circulation.* 2019; 139(9):1185-1198. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.118.033700.

21. Ferrini A., Stevens M.M., Sattler S., Rosenthal N. Toward Regeneration of the Heart: Bioengineering Strategies for Immunomodulation. *Front Cardiovasc Med.* 2019; 6:26. doi: 10.3389/fcvm.2019.00026.

22. Guan H., Liu J., Liu D., Ding C., Zhan J., Hu X., Zhang P., Wang L., Lan Q., Qiu X. Elastic and Conductive Melanin/Poly(Vinyl Alcohol) Composite Hydrogel for Enhancing Repair Effect on Myocardial Infarction. *Macromol Biosci.* 2022; 22(12):e2200223. doi: 10.1002/mabi.202200223.

23. Rosellini E., Cascone M. Biomimetic Strategies to Develop Bioactive Scaffolds for Myocardial Tissue Engineering. *The Open Biomedical Engineering Journal.* 2022; 16(1). doi: 10.2174/18741207-v16-e2205090.

24. Sun L., Guo J., Chen H., Zhang D., Shang L., Zhang B., Zhao Y. Tailoring Materials with Specific Wettability in Biomedical Engineering. *Adv Sci (Weinh).* 2021; 8(19):e2100126. doi: 10.1002/advs.202100126.

25. Fu Z., Dong R., Zheng H., Wang Z., Cao B., Bai J., Ma M., Song Z., Pan F., Xia L., Wu Y., Zhou S., Deng D. Progress of Conductivity and Conduction Velocity Measured in Human and Animal Hearts. *Rev Cardiovasc Med.* 2024; 25(10):364. doi: 10.31083/j.rcm2510364.

REFERENCES

1. Sharma V., Dash S.K., Govarthanan K., Gahtori R., Negi N., Barani M., Tomar R., Chakraborty S., Mathapati S., Bishi D.K., Negi P., Dua K., Singh S.K., Gundamaraju R., Dey A., Ruokolainen J., Thakur V.K., Kesari K.K., Jha N.K., Gupta P.K., Ojha S. Recent Advances in Cardiac Tissue Engineering for the Management of Myocardium Infarction. *Cells.* 2021; 10(10):2538. doi: 10.3390/cells10102538.

2. Trombino S., Curcio F., Cassano R., Curcio M., Cirillo G., Iemma F. Polymeric Biomaterials for the Treatment of Cardiac Post-Infarction Injuries. *Pharmaceutics.* 2021; 13(7):1038. doi: 10.3390/pharmaceutics13071038.

3. Akbarzadeh A., Sobhani S., Soltani Khaboushan A., Kajbafzadeh A.M. Whole-Heart Tissue Engineering and Cardiac Patches: Challenges and Promises. *Bioengineering (Basel).* 2023; 10(1):106. doi: 10.3390/bioengineering10010106.

4. Lee M., Kim M.C., Lee J.Y. Nanomaterial-Based Electrically Conductive Hydrogels for Cardiac Tissue Repair. *Int J Nanomedicine.* 2022; 17:6181-6200. doi: 10.2147/IJN.S386763.

5. Zhang J., Guo Y., Bai Y., Wei Y. Application of biomedical materials in the diagnosis and treatment of myocardial infarction.

J Nanobiotechnology. 2023; 21(1):298. doi: 10.1186/s12951-023-02063-2.

6. Ho T.C., Chang C.C., Chan H.P., Chung T.W., Shu C.W., Chuang K.P., Duh T.H., Yang M.H., Tyan Y.C. Hydrogels: Properties and Applications in Biomedicine. *Molecules.* 2022; 27(9):2902. doi: 10.3390/molecules27092902.

7. Chocholata P., Kulda V., Dvorakova J., Kolaja Dobra J., Babuska V. Biological Evaluation of Polyvinyl Alcohol Hydrogels Enriched by Hyaluronic Acid and Hydroxyapatite. *Int J Mol Sci.* 2020; 21(16):5719. doi: 10.3390/ijms21165719.

8. Holme S., Richardson S.M., Bella J., Pinali C. Hydrogels for Cardiac Tissue Regeneration: Current and Future Developments. *Int J Mol Sci.* 2025; 26(5):2309. doi: 10.3390/ijms26052309.

9. Crețu B.E., Nita L.E., Șerban A.M., Rusu A.G., Doroftei F., Chiriac A.P. New Cryogels Based on Poly(vinyl alcohol) and a Copolymacrolactone System: I-Synthesis and Characterization. *Nanomaterials (Basel).* 2022; 12(14):2420. doi: 10.3390/nano12142420.

10. Pykin A.L., Rezvova M.A., Tkachenko T.B., Zherebtsov S.I., Onishchenko P.S., Glushkova T.B., Borisova

- N.N., Klyshnikov K.Yu., Akentieva T.N., Ovcharenko E.A. Cryogels of polyvinyl alcohol as a polymer matrix for the development of biocompatible materials for medical use. *Butlerov Communications C.* 2025; Vol.10 № 1. Id.1. doi: 10.37952/ROI-jbc-01/25-81-1-80/ROI-jbc-C/25-10-1-1.
11. Otulakowski Ł., Klama-Baryła A., Celny A., Kasprów M., Hercog A., Godzierz M., Sitkowska A., Kadłubowski S., Jaworska M., Chmielik E., Trzebicka B., Utrata-Wesołek A. Laminar Biomaterial Composite of PVA Cryogel with Amnion as Potential Wound Dressing. *Polymers (Basel)*. 2023; 15(13):2955. doi: 10.3390/polym15132955. PMID: 37447600.
12. Soto-Bustamante F., Bassu G., Fratini E., Laurati M. Effect of Composition and Freeze-Thaw on the Network Structure, Porosity and Mechanical Properties of Polyvinyl-Alcohol/Chitosan Hydrogels. *Gels*. 2023; 9(5):396. doi: 10.3390/gels9050396.
13. Stricher M., Sarde C.O., Guénin E., Egles C., Delbecq F. Cellulosic/Polyvinyl Alcohol Composite Hydrogel: Synthesis, Characterization and Applications in Tissue Engineering. *Polymers (Basel)*. 2021; 13(20):3598. doi: 10.3390/polym13203598.
14. Nathan K.G., Genasan K., Kamarul T. Polyvinyl Alcohol-Chitosan Scaffold for Tissue Engineering and Regenerative Medicine Application: A Review. *Mar Drugs*. 2023; 21(5):304. doi: 10.3390/md21050304.
15. Crețu B.E., Dodi G., Gardikiotis I., Balan V., Nacu I., Stoica I., Stoleru E., Rusu A.G., Ghilan A., Nita L.E., Chiriac A.P. Bioactive Composite Cryogels Based on Poly (Vinyl Alcohol) and a Polymacrolactone as Tissue Engineering Scaffolds: In Vitro and In Vivo Studies. *Pharmaceutics*. 2023; 15(12):2730. doi: 10.3390/pharmaceutics15122730.
16. Liang X., Zhong H.J., Ding H., Yu B., Ma X., Liu X., Chong C.M., He J. Polyvinyl Alcohol (PVA)-Based Hydrogels: Recent Progress in Fabrication, Properties, and Multifunctional Applications. *Polymers (Basel)*. 2024; 16(19):2755. doi: 10.3390/polym16192755.
17. Bhaathary V., Venugopal J., Gandhimathi C., Ponpandian N., Mangalaraj D., Ramakrishna S. Biologically improved nanofibrous scaffolds for cardiac tissue engineering. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014; 44:268-77. doi: 10.1016/j.msec.2014.08.018.
18. Wang B., Tedder M.E., Perez C.E., Wang G., de Jongh Curry A.L., To F., Elder S.H., Williams L.N., Simionescu D.T., Liao J. Structural and biomechanical characterizations of porcine myocardial extracellular matrix. *J Mater Sci Mater Med*. 2012; 23(8):1835-47. doi: 10.1007/s10856-012-4660-0.
19. Zheng Z., Tan Y., Li Y., Liu Y., Yi G., Yu C.Y., Wei H. Biotherapeutic-loaded injectable hydrogels as a synergistic strategy to support myocardial repair after myocardial infarction. *J Control Release*. 2021; 335:216-236. doi: 10.1016/j.jconrel.2021.05.023.
20. Dai Y., Song J., Li W., Yang T., Yue X., Lin X., Yang X., Luo W., Guo J., Wang X., Lai S., Andrade K.C., Chang J. RhoE Fine-Tunes Inflammatory Response in Myocardial Infarction. *Circulation*. 2019; 139(9):1185-1198. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.118.033700.
21. Ferrini A., Stevens M.M., Sattler S., Rosenthal N. Toward Regeneration of the Heart: Bioengineering Strategies for Immunomodulation. *Front Cardiovasc Med*. 2019; 6:26. doi: 10.3389/fcvm.2019.00026.
22. Guan H., Liu J., Liu D., Ding C., Zhan J., Hu X., Zhang P., Wang L., Lan Q., Qiu X. Elastic and Conductive Melanin/Poly(Vinyl Alcohol) Composite Hydrogel for Enhancing Repair Effect on Myocardial Infarction. *Macromol Biosci*. 2022; 22(12):e2200223. doi: 10.1002/mabi.202200223.
23. Rosellini E., Cascone M. Biomimetic Strategies to Develop Bioactive Scaffolds for Myocardial Tissue Engineering. *The Open Biomedical Engineering Journal*. 2022; 16(1). doi: 10.2174/18741207-v16-e2205090.
24. Sun L., Guo J., Chen H., Zhang D., Shang L., Zhang B., Zhao Y. Tailoring Materials with Specific Wettability in Biomedical Engineering. *Adv Sci (Weinh)*. 2021; 8(19):e2100126. doi: 10.1002/advs.202100126.
25. Fu Z., Dong R., Zheng H., Wang Z., Cao B., Bai J., Ma M., Song Z., Pan F., Xia L., Wu Y., Zhou S., Deng D. Progress of Conductivity and Conduction Velocity Measured in Human and Animal Hearts. *Rev Cardiovasc Med*. 2024; 25(10):364. doi: 10.31083/j.rcm2510364

Для цитирования: Коломеец М.С., Ханова М.Ю., Борисова Н.Н., Аронов А.А., Торгунакова Е.А., Кошелев В.А., Кривкина Е.О., Сенокосова Е.А. Создание патчей на основе поливинилового спирта для регенерации поврежденного миокарда. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2025;14(6S): 157-166. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-6S-157-166

To cite: Kolomeets M.S., Khanova M.Yu., Borisova N.N., Aronov A.A., Torgunakova E.A., Koshelev V.A., Krivkina E.O., Senokosova E.A. Development of polyvinyl alcohol-based patches for damaged myocardium regeneration. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2025;14(6S): 157-166. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-6S-157-166
