

Обзорная статья / Review article

Применение скаффолд-технологий с целью оптимизации заживления кожных ран

М.М. Миронов, К.И. Сергачкий[✉], sergatsky@bk.ru, В.И. Никольский, В.С. Романова, А.В. Шабров, А.Д. Захаров
Пензенский государственный университет; 440000, Россия, Пенза, ул. Лермонтова, д. 3

Резюме

Лечение хронических ран и управление раневым процессом представляют собой тяжелое бремя для мирового здравоохранения, составляя около 3% от общих расходов государств на медицину. Текущие терапевтические стратегии, используемые медицинскими учреждениями, с трудом справляются с эффективным регулированием лечения ран, что приводит к длительному пребыванию пациентов в стационаре. Серьезность этой ситуации усугубляется постоянным ростом факторов риска, связанных с развитием хронических ран. Поэтому необходимо исследовать лечебные решения, способные перезапустить процесс заживления, сосредоточившись на конкретных механизмах, участвующих в репарации ран. В статье рассматриваются актуальные аспекты улучшения процессов заживления кожных ран с использованием скаффолдов. Статья предлагает обзор современных подходов по улучшению регенерации кожных тканей с использованием скаффолд-технологий. В настоящее время скаффолд-технологии применяют в различных направлениях регенеративной медицины. Несомненно, что эффективность данных технологий связана с их особенностями по обеспечению механической поддержки для воспроизведения потенциального каркаса раневого дефекта. Для оценки таких возможностей необходимым является изучение реакции тканей реципиента на интеграцию матрикса в условиях *in vivo* и определение закономерностей образования волокон коллагена. Были проанализированы зарубежные и отечественные источники через поисковые системы PubMed[®] и elibrary.ru за последние годы. Обзор охватывает широкий спектр проблем, начиная с общих принципов заживления ран и заканчивая детальным описанием различных типов скаффолдов, затрагивая все ключевые аспекты скаффолд-технологий. Детально проанализированы различные типы скаффолдов, их состав, свойства и преимущества при использовании для улучшения механизмов регенерации кожи.

Ключевые слова: тканевая инженерия, скаффолд-технологии, скаффолды, регенерация кожи, кожные раны

Для цитирования: Миронов ММ, Сергачкий КИ, Никольский ВИ, Романова ВС, Шабров АВ, Захаров АД. Применение скаффолд-технологий с целью оптимизации заживления кожных ран. *Амбулаторная хирургия*. 2025;22(2):234–242. <https://doi.org/10.21518/akh2025-044>.

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

The use of scaffold technologies to optimize the healing of skin wounds

Mikhail M. Mironov, Konstantin I. Sergatskiy[✉], sergatsky@bk.ru, Valery I. Nikolsky, Valeria S. Romanova, Alexandr V. Shabrov, Artem D. Zakharov
Penza State University; 3, Lermontov St., Penza, 440000, Russia

Abstract

Chronic wound care and wound healing management are a global public health burden that accounts for approximately 3% of total health-care expenditure. Current therapeutic strategies used by healthcare institutions struggle to effectively handle the wound treatment, which results in long-term hospital stays. The gravity of the situation is compounded by the continuous growth of risk factors associated with chronic wound development. Therefore, it is necessary to investigate the treatment solutions that can restart wound healing by targeting specific mechanisms involved in wound repair. The article discusses topical issues of the improvement of skin wound healing by using scaffold technologies. The authors provide a review of current advancements in skin tissue regeneration, highlighting scaffold technologies. Today, scaffold technologies is an essential tool in different areas of regenerative medicine. The efficiency of these technologies is undoubtedly associated with their specific mechanisms aimed at providing mechanical support to reproduce the potential wound defect scaffold. Assessment of such potential requires studying the reaction of recipient tissues to matrix integration *in vivo* and determining the patterns of collagen fiber formation. We have analysed data from foreign and domestic sources using the search engines PubMed[®] and elibrary.ru over the past years. The review covers a broad spectrum of issues ranging from general principles of wound healing to a detailed description of various types of scaffolds, addressing all the key aspects of scaffold technologies. Detailed review of different types of scaffolds, their composition, properties and benefits when used to improve skin regeneration mechanisms is provided.

Keywords: tissue engineering, scaffold technologies, scaffolds, skin regeneration, skin wounds

For citation: Mironov MM, Sergatskiy KI, Nikolsky VI, Romanova VS, Shabrov AV, Zakharov AD. The use of scaffold technologies to optimize the healing of skin wounds. *Ambulatornaya Khirurgiya*. 2025;22(2):234–242. (In Russ.) <https://doi.org/10.21518/akh2025-044>.

Conflict of interest: the authors declare no conflict of interest.

ВВЕДЕНИЕ

Самый большой орган человека, кожа, представляет собой своеобразный интерфейс между организмом и окружающей средой. Выступая в качестве барьера, кожа защищает организм от внешних агентов и реализует свою ключевую роль в поддержании физиологического гомеостаза [1]. Кожа ежедневно подвергается воздействию внутренних и внешних факторов, которые могут нарушить ее анатомическую целостность и функциональность [2, 3].

Заживление кожных ран представляет собой сложный, строго регулируемый процесс, осуществляемый резидентными фибробластами, кератиноцитами и эндотелиальными, а также иммунными клетками [4, 5].

Лечение хронических ран и управление раневым процессом представляют собой тяжелое бремя для мирового здравоохранения, составляя около 3% от общих расходов государств на медицину. В целом расходы на лечение ран в США оцениваются в 28,1 млн долл. в год. Эти затраты увеличиваются до максимума в 96,8 млрд долл., если рассматривать раны как вторичный диагноз. Наибольшие расходы возникают при лечении диабетических кожных ран.

Текущие терапевтические стратегии, используемые медицинскими учреждениями, с трудом справляются с эффективным регулированием лечения ран, что приводит к длительному пребыванию пациентов в больнице. Серьезность этой ситуации усугубляется постоянным ростом факторов риска, связанных с развитием хронических ран. Поэтому необходимо исследовать лечебные решения, способные перезапустить процесс заживления, сосредоточившись на конкретных механизмах, участвующих в репарации ран. В последние десятилетия тканевая инженерия приобрела известность как многообещающее направление, сосредоточенное на разработке функционализированных заменителей кожи, способных ускорить процесс заживления ран [6]. Так, на протяжении многих лет учеными ведутся многочисленные исследования в попытке улучшения процессов заживления кожных ран на основании применения скаффолдов [7, 8].

Скаффолд-технология – культивирование клеток на биологических или искусственных носителях для трехмерного воспроизведения органа или его фрагмента [1].

Скаффолды для тканевой инженерии и доставки лекарств были в центре внимания многих исследований в течение последних лет. Чтобы обосновать научную значимость данного направления регенеративной медицины, подчеркнем, что поиск в базе данных Scopus, выполненный в 2023 г., с использованием комбинации терминов («скаффолды», «тканевая инженерия»,

«доставка лекарств»), привел к 95 050 источникам. При этом Китай доминирует в списке публикаций по странам с 23 681 работой, проиндексированной в Scopus, за ним следуют США с 20 447 публикациями [9].

В настоящее время скаффолд-технологии применяются в различных направлениях регенеративной медицины [2, 3]. Несомненно, что эффективность данных технологий связана с их особенностями по обеспечению механической поддержки для воспроизведения потенциального каркаса раневого дефекта. Для оценки таких возможностей необходимым является изучение реакции тканей реципиента на интеграцию матрикса в условиях *in vivo* и определение закономерностей образования волокон коллагена [10]. Вместе с тем интеграция биотехнологий в современную медицинскую науку позволила по-новому взглянуть на существующие методики применения различных имплантационных материалов для реконструктивной хирургии [11, 12]. Каркасы в регенеративной медицине выполняют множество функций, будучи биосовместимыми, безопасно разрушающимися в организме реципиента и имеющими поры для транспортировки питательных веществ. Различные вспомогательные биоматериалы имеют решающее значение для восстановления тканей, поскольку они обеспечивают клеточную поддержку и основу для прикрепления новообразованных тканей, которые влияют на такие процессы, как пролиферация, дифференцировка и формирование тканей [6].

Эффективность заживления тканей на основе использования скаффолда обеспечивается приемлемой по срокам механической поддержкой для регенерирующей ткани и физиологической активностью, способствующей взаимодействию внеклеточного матрикса (ВМ) с клеточными рецепторами. Указанные особенности скаффолдов являются весьма перспективными при реализации неоангиогенеза и регенерации ткани [13].

Современный стандарт лечения инфицированных ран на коже предполагает применение хирургических санационных вмешательств с дальнейшей дерматопластикой при необходимости или использование децеллюляризованных аллогенных или ксеногенных биологических скаффолдов. Такое последовательное лечение кожных ран, основанное на десятилетнем опыте, хорошо зарекомендовало себя в современной медицине [4, 5]. На этом фоне в последнее время были проведены научные исследования, посвященные разработке ВМ для регенерации кожи. Их дальнейшее продолжение основано на широкой распространенности ожогов, трофических и нейропатических кожных ран, а также дефектов мягких тканей после обширных некрэктомий.

♦ АРСЕНАЛ СКАФФОЛД-ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ ЗАМЕЩЕНИЯ КОЖНЫХ ДЕФЕКТОВ

Прогресс в области биоматериалов и биоинженерии продвинул разработку тканеинженерных каркасов, позволил создать микросреду для регулирования клеток и биомолекул при восстановлении и регенерации тканей. Продолжение исследований по усовершенствованию каркасов для заживления ран на коже во многом зависит от аспектов химического или биологического синтеза, от модификаций и характеристик ВМ, а также технологий изготовления [14].

На протяжении последних лет в области регенеративной тканевой инженерии кожи были достигнуты определенные успехи, способствующие более быстрому заживлению ран и, следовательно, ускорению восстановления дефектов кожи. Для ускорения регенерации тканей кожи предложены несколько типов каркасов, таких как пористые, волокнистые, микросферные, гидрогелевые, композитные и бесклеточные. Эти каркасы, как правило, состоят из биосовместимых природных или синтетических материалов. В 3D-биомоделировании в основном используют гидрогели на основе коллагена, альгината и фибрина. Каждому типу ВМ присущи специфические преимущества и недостатки. Соответствующие знания призваны ускорить разработку подходящих каркасов для регенерации тканей кожи [7, 15].

Конструкция каркаса играет ключевую роль в лечении ран. Как правило, они изготавливаются на основе синтетических полимеров в сочетании с компонентами ВМ, в основном коллагеном. В зависимости от функционализации (с клетками, микрососудистыми фрагментами или наночастицами) и конъюгации с факторами роста, антимикробными, противовоспалительными или антиоксидантными молекулами они могут быть вовлечены в различные процессы тканевой регенерации.

Наиболее известной градацией скаффолдов является их деление в зависимости от механизма взаимодействия импрегнированного вещества с матрицей. Такая кооперация может быть нековалентной и ковалентной [15, 16].

Нековалентную связь часто применяют с целью прикрепления биологически активных или лекарственных средств к носителю [15–17]. Ковалентное взаимодействие представляет собой химическую иммобилизацию биологически активных веществ с внеклеточным коллагеновым матриксом (ВКМ). Положительный эффект ковалентной связи основан на возможности контроля количества и скорости распределения импрегнируемого в состав матрикса вещества [15, 18].

Все биополимеры, активно изучаемые при конструировании матриксов, можно разделить на синтетические и природные [19, 20]. Синтетические полимеры, такие

как полипропиленфумарат, полиангидрид, поликапролактон, полифосфазен, полиэфирэфиркетон, полимолочная кислота и полигликолевая кислота, демонстрируют контролируемые скорости распада. Кроме того, на основе данных полимеров возможно изготовить сложные пространственные формы ВМ, имеющие улучшенное прикрепление к клеткам (отрицательно заряженные химические группы) и способность доставлять растворимые молекулы, с использованием различных подходов к сборке с целью получения структур с улучшенными физико-механическими свойствами (жесткость, деградация и пористость) [19, 21]. Немаловажными аспектами являются низкая цена производства синтетических полимеров, возможность их изготовления большими объемами и длительный срок хранения. Еще одним из преимуществ использования синтетических биоматериалов является возможность изготовления специфичных для пациента каркасов [22]. Таким образом, синтетические полимеры не вызывают иммунологического ответа и обладают более высокой степенью гибкости при обработке, что облегчает программирование скорости их биodeградации. Однако простые синтетические полимеры имеют свои недостатки из-за отсутствия в составе функциональных групп. Это приводит к снижению способности их соединения с биоактивными фрагментами для усиления интеграции к клеткам [22, 23].

Природные полимеры, такие как гиалуроновая кислота (ГК), фибрин, хитозан и коллаген, обладают хорошей биологической совместимостью, низкой иммуногенностью и остеопроводимостью. Полученные из полисахаридов и белков ВМ представляют собой типы биоматериалов, обладающих удовлетворительными биоразлагаемыми свойствами, а также другими преимуществами, имитирующими естественный ВМ. К недостаткам таких ВМ можно отнести нерегулируемую скорость распада материала и низкую механическую стабильность. Однако сегодня природные полимеры на основе полисахаридов широко используют для регенерации тканей *in situ* [19, 22].

Естественно, существующие биополимеры (на основе полисахаридов или белков) являются наиболее изученными материалами для производства биоинженерных каркасов. Вместе с тем свойства таких полисахаридов, как декстран, хитозан и ГК, продолжают широко изучать. Так, например, относительно недавно была открыта их антимикробная активность [23–27].

Биоматериалы на основе ВКМ, изготовленные из децеллюляризованных тканей, были широко исследованы при экспериментах по изучению регенерации тканей *in situ*. Доказано, что они обеспечивают среду,

которая очень похожа на таковую ВКМ из нативной ткани, особенно в том, что касается клеточного поведения [28, 29]. Децеллюляризованный ВКМ (dВКМ), естественно, является наиболее близким по своим особенностям к биологическому каркасу. При этом процесс децеллюляризации при производстве данного вида скаффолда сохраняет структурную целостность dВКМ и, таким образом, обеспечивает сохранность ячеек материала при последующем неоангиогенезе после имплантации в организм реципиента [22, 30].

dВКМ на основе тканей мочевого пузыря и подслизистой оболочки тонкой кишки используют в качестве исходной ткани при производстве биоматериалов. Сообщается, что такие ВКМ сохраняют необходимые биологически активные свойства для стимулирования положительных эффектов ремоделирования (рекрутирование, дифференцировка эндогенных стволовых клеток/клеток-предшественников, модуляция иммунного ответа реципиента) при имплантации *in vivo* [31].

Каркасы на основе dВКМ могут способствовать восстановлению и регенерации кожи за счет сохранения необходимых физических свойств [32–35]. Было продемонстрировано, что неповрежденная зона базальной мембраны в составе dВКМ способствует адгезии кератиноцитов, а сохраненная структура дермы – росту ангиогенных клеток [36, 37]. Кроме того, доказано, что высвобождение основных факторов роста фибробластов из dВКМ уменьшает площадь формирования рубцов на коже [34, 38].

От структуры скаффолда зависит его дальнейшая организация в тканях реципиента. Используемые в настоящее время конструкции по пространственной и физической структуре представляют собой сетки, волокна, губки, пену и др. [39].

Пористые каркасы существуют в различных формах, таких как губка, пена, сетка и нанои микромасштабные биоразлагаемые волокна. Последние два типа ВМ можно отнести к волокнистым каркасам [40, 41].

На сегодняшний день описано несколько форм пористых каркасов для регенерации тканей кожи, и большинство из них можно отнести к категории волокнистых каркасов. Вместе с тем разработано несколько типов губчатых или пенных каркасов с более высокой пористостью, которые могут быть использованы в качестве эффективных биоконструкций при регенерации кожи. Большинство таких пористых каркасов содержат коллагеновую основу, а затем в них высевают кератиноциты или фибробласты [40, 41]. Их применение показано пациентам с ожогами и дефектами кожи, вызванными удалением поверхностных опухолей или последствиями

устранения источника гнилостной инфекции (например, при некротическом фасциите) [42–44]. Кроме того, рядом авторов предложены губчатые каркасы в сочетании с биоматериалами, такими как кератин человека, поливиниловый спирт или хитозан [45–47].

Известными являются два варианта реконструкции кожи на основе технологий 3D: печать фрагмента кожи в зоне дефекта *in situ* и печать *in vitro* с дальнейшей имплантацией. В последние годы подлежит широкому обсуждению способ ускоренного создания биоконструктора кожи на основе послойной печати *in vitro* [48].

Волокнистые каркасы фактически можно классифицировать как пористые; они состоят из нановолокон и обладают большим потенциалом для имитации естественной среды тканей человека [7].

Нановолокнистые пористые структуры обеспечивают крайне желательную нишу для посеянных клеток в плане адгезии, пролиферации и дифференцировки [49]. Их широко используют для разработки как твердых, так и мягких тканей, а также в качестве транспортных средств для контролируемой доставки лекарств и различных биологических молекул [50].

Было обнаружено, что с точки зрения адгезии, роста и дифференцировки кератиноцитов, фибробластов и эндотелиальных клеток нановолокнистые каркасы из хитозана выполняют свою функцию лучше, чем 3D-губки на той же основе. Недавно появились сообщения о применении биокерамических ультратонких волокон для восстановления кожного покрова [51]. По сравнению с прочими вариантами бесклеточные каркасы выгодны с точки зрения сохранения архитектуры ВКМ с интактными лигандами клеточной адгезии. Особенности данной матрицы способствуют росту тканей, сходному с естественным, и, что более важно, приводят к снижению иммунологических реакций на трансплантат, обеспечивая их долгосрочную функциональную способность [52].

Бесклеточные тканевые матрицы могут быть получены путем изготовления искусственных каркасов или при удалении клеточных компонентов из биологических тканей. Конечной целью любого протокола децеллюляризации является удаление всего клеточного материала без неблагоприятного воздействия на оставшийся ВКМ [53, 54].

Гидрогелевые каркасы обладают большим потенциалом для применения при регенерации кожи благодаря своей биосовместимой и биоразлагаемой природе [7]. Гидрогели, состоящие из макромолекул естественного происхождения, демонстрируют ограниченный диапазон механических свойств. Напротив, синтетические

полимеры могут быть получены с точно контролируемой структурой и функциями. Клиническим преимуществом обладает гель-форма скаффолда, позволяющая посредством малоинвазивных методов доставлять материал на участки для имплантации [39]. Особенностью гидрогеля является способность к самосборке из жидкой мономерной фазы в твердую полимерную сетку под влиянием pH, температуры и прочих факторов. Биосовместимость гидрогелей объясняют их сходством с макромолекулярными компонентами организма человека. Гидрогели создают путем ковалентного или нековалентного сшивания полимеров. Баланс между адгезией клеток к каркасу и скоростью деградации гидрогелевых тканевых каркасов является ключевым фактором, способствующим образованию новой ткани [7].

Инъекционные гидрогели – это новый способ закрытия кожного дефекта, удобный при использовании, т. к. не требует хирургической имплантации. При этом использование в составе гидрогелей биоразлагаемых компонентов существенно повышает адгезию клеток, которая имеет основополагающее значение в кожной репарации [2, 3].

В последнее время внимание исследователей привлекает открытие возможности создания каркасов с использованием микросфер. В передовой тканевой инженерии микросферические каркасы в основном используют для эффективной доставки лекарств, таких как антибиотики, или для генной терапии.

ТРЕБОВАНИЯ К БИОМАТЕРИАЛАМ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ ДЕФЕКТОВ КОЖИ

Биологические аспекты скаффолдов включают их биосовместимость и нетоксичность. Клетки, выращенные в скаффолдах, должны иметь возможность свободного воспроизводства без помех для создания новой матрицы. Поэтому скаффолд считается идеальным, если он может имитировать свойства ВКМ нативной ткани [20].

На сегодняшний день в области тканевой инженерии используют широкий спектр полимерных каркасов. При этом биологическая основа, применяемая при производстве таких матриц, должна иметь сродство к клеточным элементам имплантата и тканям реципиента. Кроме того, их деградация в организме реципиента должна соответствовать скорости возникновения собственного ВКМ [55].

Следовательно, к клеточным матрицам предъявляют два основных требования: биосовместимость (способность вызывать минимальные биологические реакции) и биodeградируемость (способность к разрушению

в организме реципиента под действием биологически активных веществ) [19, 56].

Помимо всего вышеперечисленного, очень важно учитывать такие свойства поверхности ВКМ, как гидрофильность/гидрофобность, шероховатость, заряд и механическая прочность [18].

Биосовместимость каркасов и биомимикрия необходимы для поддержания важнейших клеточных реакций, которые включают молекулярный уровень и механические сигнальные сети. Не менее важна способность биоматериала к биологической элиминации с нецитотоксичными побочными продуктами разложения, минимальным фиброзом и связанными с ними реакциями на инородное тело. Скорость деградации каркаса важна для успешной регенерации тканей *in situ*. В этом отношении биоматериал должен быть сконструирован таким образом, чтобы было возможно осуществлять динамический контроль пористости, его механической целостности, а также биоактивности каркаса. Доказано, что скорость разложения может влиять на механическое поведение каркаса. Так, быстрое разложение приводит к раннему механическому разрушению. С другой стороны, если процесс деградации протекает слишком медленно, также могут возникнуть осложнения, связанные с процессом хронического воспаления [22].

Кроме того, каркасы должны иметь соответствующую архитектуру, чтобы облегчить поступление питательных веществ и стимулировать формирование кровеносных сосудов. Сама структура каркаса также может быть использована для инкапсуляции биоактивных молекул, таких как факторы роста и цитокины, которые считаются критически важными для контроля микроокружения *in vivo* [19].

Скаффолд, имитирующий нативный ВКМ, позволяя связываться с тканями и передавать сигнал, который влияет на развитие клеток и морфогенез. Скаффолд должен быть пластичным и простым при обработке и стерилизации. Кроме того, необходимо учитывать кинетику высвобождения препарата в организме: препарат должен быть помещен на скаффолд таким образом, чтобы обеспечить контролируемое и равномерное высвобождение в течение длительного периода. Еще одним критическим фактором является сродство связывания выбранного препарата со скаффолдом: слишком низкая ассоциация приводит к раннему высвобождению большого количества препарата; слишком высокое сродство не позволяет достигнуть оптимального высвобождения лекарства. Обе ситуации неблагоприятны для реципиента.

Также было доказано, что каркасы, имеющие «лестничные, прямоугольные и сферические поры», более

склонны к разрушению, чем каркасы с однородной мелкой и округлой пористой структурой. Так, F.S.L. Bobbert и A.A. Zadpoor [57] пришли к выводу, что разработка «извилистой сети пустот» в структуре матрикса фактически способствует контролю прохождения клеточной суспензии через каркас, увеличивая площадь поверхности скаффолда и доступное время для прикрепления клеток.

В дополнение к сказанному отметим, что каркас матрикса должен обладать механическими свойствами, эквивалентными нативной ткани, чтобы обеспечить эффективную поддержку в процессе регенерации. Так, каркасы, состоящие из полимеров, безусловно, обладают жесткостью, отличной от таковой у материалов, состоящих из металла или керамики [22].

РЕПАРАТИВНЫЕ И РЕГЕНЕРАТОРНЫЕ ЭФФЕКТЫ СКАФФОЛДОВ ПРИ ЛЕЧЕНИИ КОЖНЫХ РАН

Существует мнение, что оптимальный скаффолд для создания искусственной ткани – это ВКМ ткани-мишени в его нативном статусе. С другой стороны, многочисленные функции, сложные составляющие и динамический характер такого ВМ делают затруднительным его точное воспроизведение [55].

ВКМ необходим для поддержания гомеостаза тканей. Он обеспечивает целостность тканей и органов, снабжая их трехмерной пространственной структурой, биоактивными факторами роста и цитокинами для облегчения многонаправленных коммуникаций между различными клетками. Он также обеспечивает физическую поддержку кожи и активно регулирует функцию клеток, контролируя биохимические градиенты, плотность клеток, пространственную организацию и лиганды прикрепления. Доказано, что кожный ВКМ в основном включает коллагены, эластин, ламинины, ГК, гликозаминогликаны (ГАГ), протеоглики, фибриллин и молекулы, которые участвуют в обороте ВКМ [47]. Таким образом, определение детального вклада каждого компонента ВКМ в процесс заживления кожных ран имеет решающее значение [58].

Было доказано, что структура и составляющие таких матриц позволяют моделировать поддерживающую основу ВМ и обеспечивают условия при поддержании жизнеспособности клеток, их оптимального роста и пролиферации [13].

Коллаген является основным компонентом ВКМ кожи, составляя 70–80% сухой массы материала, и обеспечивает прочность кожи при растяжении. Во время заживления кожных ран коллаген (особенно I, III, V, VII и XVII типов) играет многогранную и важную роль.

Учитывая многофункциональные эффекты коллагена, повязки на его основе могут стимулировать отложение и организацию новообразованного коллагена, создавая среду, способствующую заживлению, и придавая ему значительный потенциал в качестве биоматериала для лечения кожных ран [51].

Основными полисахаридами в составе ВКМ являются ГАГ и ГК. Полисахариды напрямую взаимодействуют с белками ВКМ через цепи белковые ядра, регулируя архитектуру кожи. Полисахариды дифференциально экспрессируются во время заживления ран кожи и развития рубцов при проведении экспериментов на животных моделях. Аналогичным образом во время регенерации поврежденной кожи *in vivo* полисахариды широко представлены в сосочковом слое и связаны с кератинообразующими клетками [59].

Было доказано, что матрица на основе фибрина способна к уравниванию концентрации веществ в своем составе. Такая способность может гарантировать пролонгированную регуляцию клеточных ответов в скаффолде, что является основанием для ангиогенеза при применении данного ВКМ *in vivo* [13]. При этом добавление в состав ВКМ коллагена улучшает пролиферацию и адгезию фибробластов, ускоряет эпителизацию ран за счет пролиферации кератиноцитов [47].

ВКМ, полученные из тканей человека и животных, таких как перикард, брюшина и амниотическая мембрана, традиционно применяют для улучшения заживления ран кожи. Среди них бесклеточный дермальный матрикс (БДА), бесклеточная амниотическая мембрана и децеллюляризованная подслизистая оболочка тонкой кишки являются репрезентативными биоматериалами, которые широко применяют в клинической практике. Это вполне объяснимо, т. к. компоненты БДА непрерывно разрушаются под действием коллагеназы и в конечном итоге заменяются вновь образованным ВКМ и мигрировавшими клетками [60, 61].

Обособленную нишу среди подходов для доставки веществ при использовании ВКМ занимают двухфазные системы. В состав такого скаффолда могут быть включены наноразмерные частицы, импрегнированные определенными веществами для обеспечения регенерации кожи [15].

В последние годы были предложены новые и достаточно перспективные подходы в лечении послеоперационных кожных ран на основе скаффолд-технологий [62, 63]. Впервые ученым удалось импрегнировать ВКМ препаратом с антиоксидантной активностью (этилметилгидроксипиридина сукцинатом). В ходе исследований было доказано положительное влияние разработанного ВМ на репарацию ран путем коррекции

процессов окислительного стресса. Кроме того, при сравнении результатов использования разнообразных форм ВКМ была продемонстрирована более высокая эффективность коллагенового геля из матрикса.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Бурное развитие возможностей по ускорению кожной регенерации подтверждает потенциал проводимых исследований. Высокотехнологичные методы

современного изготовления скаффолд-матриц делают возможным предположение о полном замещении прежних технологий новыми разработками в ближайшем будущем. Однако актуальность проведения фундаментальных и клинических исследований в данном направлении остается чрезвычайной и в настоящее время.

Поступила / Received 17.10.2024

Поступила после рецензирования / Revised 15.05.2025

Принята в печать / Accepted 09.09.2025

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Chuong CM, Nickoloff BJ, Elias PM, Goldsmith LA, Macher E, Maderson PA et al. What is the 'true' function of skin? *Experimental Dermatology*. 2022;11(2):159–187. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0625.2002.00112.x>.
2. Сергачкий КИ, Никольский ВИ, Шеремет ДП, Альджабр М, Мизонов ДВ, Шабров АВ. Характеристика скаффолдов и технологии их изготовления для использования в регенеративной хирургии. *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки*. 2022;(3):124–133. <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2022-3-11>.
3. Sergachkiy KI, Nikolskij VI, Sheremet DP, Aldzhabr M, Mizonov DV, SHabrov AV. Features of scaffolds and their manufacturing technology for using the regenerative surgery. *Izvestiya Vysshih Uchebnyh Zavedenij. Povolzhskij Region. Medicinskie Nauki*. 2022;(3):124–133. (In Russ.) <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2022-3-11>.
4. Никольский ВИ, Сергачкий КИ, Шеремет ДП, Шабров АВ. Скаффолд-технологии в восстановительной медицине: история вопроса, современное состояние и перспективы применения. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова*. 2022;(11):36–41. <https://doi.org/10.17116/hirurgia20221136>.
5. Nikolskij VI, Sergachkiy KI, Sheremet DP, Shabrov AV. Scaffold technologies in regenerative medicine: history of the issue, current state and prospects of application. *Pirogov Journal of Surgery*. 2022;(11):36–41. (In Russ.) <https://doi.org/10.17116/hirurgia20221136>.
6. Vangilder C, Lachenbruch C, Algrim-Boyle C, Meyer S. The International Pressure Ulcer Prevalence Survey: 2006-2015: A 10-Year Pressure Injury Prevalence and Demographic Trend Analysis by Care Setting. *J Wound Ostomy Cont Nurs*. 2017;44:20–28. <https://doi.org/10.1097/WON.0000000000000292>.
7. Vangilder C, Macfarlane GD, Meyer S. Results of nine international pressure ulcer prevalence surveys: 1989 to 2005. *Ostomy Wound Manag*. 2008;54(2):40–54. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18382042>.
8. Guo B, Ma PX. Conducting Polymers for Tissue Engineering. *Biomacromolecules*. 2018;19(6):1764–1782. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.8b00276>.
9. Chaudhari AA, Vig K, Baganizi DR, Sahu R, Dixit S, Dennis V et al. Future Prospects for Scaffolding Methods and Biomaterials in Skin Tissue Engineering: A Review. *Int J Mol Sci*. 2016;17(12):1974. <https://doi.org/10.3390/ijms17121974>.
10. Mogoşanu GD, Grumezescu AM. Natural and synthetic polymers for wounds and burns dressing. *Int J Pharm*. 2014;463(2):127–136. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2013.12.015>.
11. Zielińska A, Karczewski J, Eder P, Kolanowski T, Szalata M, Wielgus K et al. Scaffolds for drug delivery and tissue engineering: The role of genetics. *J Control Release*. 2023;359:207–223. <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2023.05.042>.
12. Мишина ЕС, Затолокина МА, Рязанова ЛМ, Польской ВС, Цымбалюк ВВ, Неволько ВО и др. Морфофункциональная перестройка волокнистых структур дермы крыс в условиях имплантации 3д-скаффолда на основе полипролактона. *Вестник Волгоградского государственного медицинского университета*. 2021;3(79):119–123. [https://doi.org/10.19163/1994-9480-2021-3\(79\)-119-123](https://doi.org/10.19163/1994-9480-2021-3(79)-119-123).
13. Mishina ES, Zatolokina MA, Ryazanova LM, Pol'skoj VS, Cymbalyuk VV, Nevoľko VO et al. Morphofunctional rebuilding of fibrous structures of rat's skin dermis under 3d-scaffold implantation based on polylactone. *Journal of Volgograd State Medical University*. 2021;3(79):119–123. (In Russ.) [https://doi.org/10.19163/1994-9480-2021-3\(79\)-119-123](https://doi.org/10.19163/1994-9480-2021-3(79)-119-123).
14. Епифанов СА, Матвеев СА, Крайнюков ПЕ, Кокорин ВВ, Базавев АА, Чекарарева ИА. Аутогенные фибриновые матриксы: перспективы использования в хирургии. *Гены и клетки*. 2021;16(2):71–74. <https://doi.org/10.23868/202107014>.
15. Epifanov SA, Matveev SA, Krainyukov PE, Kokorin VV, Bazaev AA, Chekmareva IA. Autological fibrin matrix: prospect surgery use. *Genes and Cells*. 2021;16(2):71–74. (In Russ.) <https://doi.org/10.23868/202107014>.
16. Frazier T, Alarcon A, Wu X, Mohiuddin OA, Motherwell JM, Carlsson AH et al. Clinical Translational Potential in Skin Wound Regeneration for Adipose-Derived, Blood-Derived, and Cellulose Materials: Cells, Exosomes, and Hydrogels. *Biomolecules*. 2020;10(10):1373. <https://doi.org/10.3390/biom10101373>.
17. Егорихина МН, Левин ГЯ, Алейник ДЯ, Чарыкова ИН. Скаффолд для замещения дефектов кожи на основе естественных биополимеров. *Успехи современной биологии*. 2018;138(3):273–282. <https://doi.org/10.7868/S0042132418030055>.
18. Egorikhina MN, Levin GYA, Alejnik DYA, Charykova IN. Natural polymer-based scaffolds in the replacement of skin defects. 2018;138(3):273–282. (In Russ.) <https://doi.org/10.7868/S0042132418030055>.
19. Qin J, Chen F, Wu P, Sun G. Recent Advances in Bioengineered Scaffolds for Cutaneous Wound Healing. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10:841583. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.841583>.
20. Егорихина МН, Мухина ПА, Бронникова ИИ. Скаффолды как системы доставки биологически активных и лекарственных веществ. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2020;9(1):92–102. <https://doi.org/10.17802/2306-1278-2020-9-1-92-102>.
21. Egorikhina MN, Mukhina PA, Bronnikova II. Scaffolds as drug and bioactive compound delivery systems. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2020;9(1):92–102. (In Russ.) <https://doi.org/10.17802/2306-1278-2020-9-1-92-102>.
22. Mitchell AC, Briquez PS, Hubbell JA, Cochran JR. Engineering growth factors for regenerative medicine applications. *Acta Biomater*. 2016;30:1–12. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.11.007>.
23. Atienza-roca P, Cui X, Hooper GJ, Woodfield TBF, Lim KS. Growth factor delivery systems for tissue engineering and regenerative medicine. *Adv Exp Med Biol*. 2018;1078:245–269. <https://doi.org/10.1007/978-981-13-0950-2>.
24. Venkanna A, Kwon OW, Afzal S, Jang C, Cho KH, Yadav DK et al. Pharmacological use of a novel scaffold, anomeric N, Ndiarylaminotetrahydropyran: molecular similarity search, chemocentric target profiling, and experimental evidence. *Sci Rep*. 2017;7(1):1–17. <https://doi.org/doi:10.1038/s41598-017-12082>.
25. Николаева ЕД. Биополимеры для клеточной инженерии. *Журнал Сибирского федерального университета. Биология*. 2014;7(2):222–233. Режим доступа: <https://elib.sfu-kras.ru/handle/2311/13408>.

- Nikolaeva ED. Biopolymers for Tissue Engineering. *Journal of Siberian Federal University. Biology*. 2014;7(2):222–233. (In Russ.) Available at: <https://elibr.sfu-kras.ru/handle/2311/13408>.
20. Eltom AE, Zhong G, Muhammad A. Scaffold Techniques and Designs in Tissue Engineering Functions and Purposes: A Review. *Advances in Materials Science and Engineering*. 2019;4:1–13. <https://doi.org/10.1155/2019/3429527>.
 21. Iqbal N, Khan AS, Asif A, Yar M, Haycock JW, Rehman IU. Recent concepts in biodegradable polymers for tissue engineering paradigms: A critical review. *Int Mat Rev*. 2019;64:91–126. <https://doi.org/10.1080/09506608.2018.1460943>.
 22. Abdulghani S, Mitchell GR. Biomaterials for In Situ Tissue Regeneration: A Review. *Biomolecules*. 2019;9(11):750. <https://doi.org/10.3390/biom9110750>.
 23. Magnusson JP, Saeed AO, Fernández-Trillo F, Alexander C. Synthetic polymers for biopharmaceutical delivery. *Polymer Chemistry*. 2011;2(1):48–59. <https://doi.org/10.1039/C0PY00210K>.
 24. Negut I, Dorcioman G, Grumezescu V. Scaffolds for Wound Healing Applications. *Polymers*. 2020;12(9):2010. <https://doi.org/10.3390/polym12092010>.
 25. Sun G, Shen YI, Harmon JW. Engineering Pro-Regenerative Hydrogels for Scarless Wound Healing. *Adv Healthc Mater*. 2018;7(14):e1800016. <https://doi.org/10.3390/polym1209201010.1002/adhm.201800016>.
 26. Ahmed S, Ikram S. Chitosan Based Scaffolds and Their Applications in Wound Healing. *Achievements Life Sci*. 2016;10:27–37. <https://doi.org/10.1016/j.als.2016.04.001>.
 27. Graça MFP, Miguel SP, Cabral CSD, Correia IJ. Hyaluronic acid-Based wound dressings: A review. *Carbohydr Polym*. 2020;241:116364 <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2020.116364>.
 28. Badylak SF, Freytes DO, Gilbert TW. Reprint of: Extracellular matrix as a biological scaffold material: Structure and function. *Acta Biomater*. 2015;23:17–26. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.07.016>.
 29. Taylor DA, Sampaio LC, Ferdous Z, Gobin AS, Taite LJ. Decellularized matrices in regenerative medicine. *Acta Biomater*. 2018;74:74–89. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.04.044>.
 30. Agmon G, Christman KL. Controlling stem cell behavior with decellularized extracellular matrix scaffolds. *Curr Opin Solid State Mater Sci*. 2016;20:193–201. <https://doi.org/10.1016/j.cossms.2016.02.001>.
 31. Dziki J, Badylak S, Yabroudi M, Sicari B, Ambrosio F, Stearns K et al. An acellular biologic scaffold treatment for volumetric muscle loss: results of a 13-patient cohort study. *NPJ Regen Med*. 2016;1:16008. <https://doi.org/10.1038/npjregenmed.2016.8>.
 32. Clark RA, Ghosh K, Tonnesen MG. Tissue engineering for cutaneous wounds. *J Invest Dermatol*. 2007;127(5):1018–1029. <https://doi.org/10.1038/sj.jid.5700715>.
 33. Zhang Q, Johnson JA, Dunne LW, Chen Y, Iyyanki T, Wu Y et al. Decellularized skin/adipose tissue flap matrix for engineering vascularized composite soft tissue flaps. *Acta Biomater*. 2016;35:166–184. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2016.02.017>.
 34. Choi JS, Kim JD, Yoon HS, Cho YW. Full-thickness skin wound healing using human placenta-derived extracellular matrix containing bioactive molecules. *Tissue Eng Part A*. 2013;19(3–4):329–339. <https://doi.org/10.1089/ten.TEA.2011.0738>.
 35. Brouki Milan P, Pazouki A, Joghataei MT, Mozafari M, Amini N, Kargozar S et al. Decellularization and preservation of human skin: A platform for tissue engineering and reconstructive surgery. *Methods*. 2020;171:62–67. <https://doi.org/10.1016/j.ymeth.2019.07.005>.
 36. Takami Y, Yamaguchi R, Ono S, Hyakusoku H. Clinical application and histological properties of autologous tissue-engineered skin equivalents using an acellular dermal matrix. *J Nippon Med Sch*. 2014;81(6):356–363. <https://doi.org/10.1272/jnms.81.356>.
 37. Сотниченко АС, Гилевич ИВ, Мелконян КИ, Юцкевич ЯА, Каракулев АВ, Богданов СБ и др. Разработка методики получения дермального внеклеточного матрикса. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2019;21(4):81–87. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2019-4-81-87>.
 38. Zang X, Chen X, Hong H, Hu R, Liu J, Liu C. Decellularized extracellular matrix scaffolds: Recent trends and emerging strategies in tissue engineering. *Bioact Mater*. 2021;10:15–31. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2021.09.014>.
 39. Митрошин АН, Федорова МГ, Латынова ИВ, Нефедов АА. Современные представления о применении скаффолдов в регенеративной медицине (обзор литературы). *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки*. 2019;(2):133–143. <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2019-2-12>.
 40. Mitroshin AN, Fedorova MG, Latynova IV, Nefedov AA. Modern ideas about the use of scaffolds in the regenerative medicine (literature review). *Izvestiya Vysshih Uchebnykh Zavedenij. Povolzhskij Region. Medicinskie Nauki*. 2019;(2):133–143. (In Russ.) <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2019-2-12>.
 41. Sundaramurthi D, Krishnan UM, Sethuraman S. Electrospun Nanofibers as Scaffolds for Skin Tissue Engineering. *Polymer Reviews*. 2014;54(2):348–376. <https://doi.org/10.1080/15583724.2014.881374>.
 42. Liu X, Lin T, Fang J, Yao G, Zhao H, Dodson M, Wang X. In vivo wound healing and antibacterial performances of electrospun nanofibre membranes. *J Biomed Mater Res A*. 2010;94(2):499–508. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.32718>.
 43. Akita S, Tanaka K, Hirano A. Lower extremity reconstruction after necrotizing fasciitis and necrotic skin lesions using a porcine-derived skin substitute. *JPRAS*. 2006;59:759–763. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2005.11.021>.
 44. Shevchenko RV, James SL, James SE. A review of tissue-engineered skin bioconstructs available for skin reconstruction. *J R Soc Interface*. 2010;7(43):229–258. <https://doi.org/10.1098/rsif.2009.0403>.
 45. Suzuki S, Kawai K, Ashoori F, Morimoto N, Nishimura Y, Ikada Y. Long-term follow-up study of artificial dermis composed of outer silicone layer and inner collagen sponge. *Br J Plast Surg*. 2000;53(8):659–666. <https://doi.org/10.1054/bjps.2000.3426>.
 46. Chen YH, Dong WR, Xiao YQ, Zhao BL, Hu GD, An LB. Preparation and bioactivity of human hair keratin-collagen sponge, a new type of dermal analogue. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao*. 2006;26(2):131–138. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16503513>.
 47. Yeo JH, Lee KG, Kim HC, Oh HYL, Kim AJ, Kim SY. The effects of Pva/chitosan/fibroin (PCF)-blended spongy sheets on wound healing in rats. *Biol Pharm Bull*. 2000;23(10):1220–1223. <https://doi.org/10.1248/bpb.23.1220>.
 48. Омелько НА, Халимов РИ. Композитные матрицы для применения в травматологии и регенеративной медицине. *Научное обозрение. Медицинские науки*. 2022;(6):89–94. <https://doi.org/10.17513/srms.1309>.
 49. Omelko NA, Khalimov RI. Composite matrixes for use in traumatology and regenerative medicine. *Scientific Review. Medical Sciences*. 2022;(6):89–94. (In Russ.) <https://doi.org/10.17513/srms.1309>.
 50. Иванов АА, Попова ОП, Данилова ТИ, Кузнецова АВ. Стратегии выбора и использования скаффолдов в биоинженерии. *Успехи современной биологии*. 2019;139(2):196–205. <https://doi.org/10.1134/S0042132419020042>.
 51. Ivanov AA, Popova OP, Danilova TI, Kuznecova AV. Strategy of the selection and use of scaffolds in bioengineering. *Uspekhi Sovremennoy Biologii*. 2019;139(2):196–205. (In Russ.) <https://doi.org/10.1134/S0042132419020042>.
 52. Norouzi M, Soleimani M, Shabani I, Atyabi F, Ahvaz HH, Rashidi A. Protein encapsulated in electrospun nanofibrous scaffolds for tissue engineering applications. *Polymer International*. 2013;62:1250–1256. <https://doi.org/10.1002/pi.4416>.
 53. Bhattarai SR, Bhattarai N, Yi HK, Hwang PH, Cha DI, Kim HY. Novel biodegradable electrospun membrane: Scaffold for tissue engineering. *Biomaterials*. 2004;25(13):2595–2602. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.09.043>.
 54. Hong Y, Chen X, Jing X, Fan H, Gu Z, Zhang X. Fabrication and drug delivery of ultrathin mesoporous bioactive glass hollow fibers. *Adv Funct Mater*. 2010;20:1503–1510. <https://doi.org/10.1002/adfm.200901627>.

52. Dhandayuthapani B, Yoshida Y, Maekawa T, Kumar DS. Polymeric Scaffolds in Tissue Engineering Application: A Review. *Int J Polym Sci.* 2011;2011:1–19. <https://doi.org/10.1155/2011/290602>.
53. Theocharis AD, Skandalis SS, Gialeli C, Karamanos NK. Extracellular matrix structure. *Adv Drug Deliv Rev.* 2016;97:4–27. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2015.11.001>.
54. Старцева ОИ, Синельников МЕ, Бабаева ЮВ, Трущенко ВВ. Децеллюляризация органов и тканей. *Хирургия. Журнал имени Н.И. Пирогова.* 2019;(8):59–62. <https://doi.org/10.17116/hirurgia201908159>.
- Starceva OI, Sineľnikov ME, Babaeva YuV. Decellularization of organs and tissues. *Pirogov Journal of Surgery.* 2019;(8):59–62. (In Russ.) <https://doi.org/10.17116/hirurgia201908159>.
55. Chan BP, Leong KW. Scaffolding in tissue engineering: general approaches and tissue-specific considerations. *Eur Spine J.* 2008;17:467–479. <https://doi.org/10.1007/s00586-008-0745-3>.
56. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials.* 2008;29(20):2941–2953. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.04.023>.
57. Bobbert FSL, Zadpoor AA. Effects of bone substitute architecture and surface properties on cell response, angiogenesis, and structure of new bone. *J Mater Chem B.* 2017;5(31):6175–6192. <https://doi.org/10.1039/c7tb00741h>.
58. Xiao H, Chen X, Liu X, Wen G, Yu Y. Recent advances in decellularized biomaterials for wound healing. *Mater Today Bio.* 2023;19:100589. <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2023.100589>.
59. Bacakova L, Pajorova J, Zikmundova M, Filova E, Mikes P, Jencova V, Sinica A. Nanofibrous Scaffolds for Skin Tissue Engineering and Wound Healing Based on Nature-Derived Polymers. Current and Future Aspects of Nanomedicine. *IntechOpen.* 2020. <https://doi.org/10.5772/intechopen.88602>.
60. Belviso I, Romano V, Sacco AM, Ricci G, Massai D, Cammarota M et al. Decellularized Human Dermal Matrix as a Biological Scaffold for Cardiac Repair and Regeneration. *Front Bioeng Biotechnol.* 2020;8:229. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00229>.
61. Bramfeldt H, Sabra G, Centis V, Vermette P. Scaffold vascularization: a challenge for three-dimensional tissue engineering. *Curr Med Chem.* 2010;17(33):3944–3967. <https://doi.org/10.2174/092986710793205327>.
62. Никольский ВИ, Захаров АД, Шабров АВ, Венедиктов АА, Глумскова ЮА. Изучение динамики оксидативного стресса в условиях раневого процесса при имплантации внеклеточного коллагенового матрикса. *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки.* 2023;(4):65–75. <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2023-4-7>.
- Nikolskij VI, Zaharov AD, Shabrov AV, Venediktov AA, Glumskova YuA. Studying the oxidative stress dynamics in conditions of wound healing during implantation of an extracellular collagen matrix. *Izvestiya Vysshih Uchebnyh Zavedenij. Povolzhskij Region. Medicinskie nauki.* 2023;(4):65–75. (In Russ.) <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2023-4-7>.
63. Захаров АД, Никольский ВИ, Сергачкий КИ, Митрошин АН, Миронов ММ. Внеклеточный коллагеновый матрикс в лечении хронических ран у пациентов с синдромом диабетической стопы. *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки.* 2024;(1):68–75. <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2024-1-8>.
- Zaharov AD, Nikolskij VI, Sergackiy KI, Mitroshin AN, Mironov MM. Extracellular collagen matrix in the treatment of chronic wounds in patients with diabetic foot syndrome. *Izvestiya Vysshih Uchebnyh Zavedenij. Povolzhskij Region. Medicinskie Nauki.* 2024;(1):68–75. (In Russ.) <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2024-1-8>.

Вклад авторов:

Концепция и дизайн исследования – К.И. Сергачкий, В.И. Никольский
 Написание текста – М.М. Миронов, В.С. Романова, А.В. Шабров, А.Д. Захаров
 Сбор и обработка материала – М.М. Миронов, В.С. Романова, А.В. Шабров, А.Д. Захаров
 Редактирование – К.И. Сергачкий, В.И. Никольский

Contribution of authors:

Study design and concept – Konstantin I. Sergatskiy, Valery I. Nikolsky
 Text development – Mikhail M. Mironov, Valeria S. Romanova, Alexandr V. Shabrov, Artem D. Zakharov
 Collection and processing of material – Mikhail M. Mironov, Valeria S. Romanova, Alexandr V. Shabrov, Artem D. Zakharov
 Editing – Konstantin I. Sergatskiy, Valery I. Nikolsky

Информация об авторах:

Миронов Михаил Михайлович, аспирант кафедры «Хирургия», Пензенский государственный университет; 440000, Россия, Пенза, ул. Лермонтова, д. 3; <https://orcid.org/0009-0007-3244-2611>; mhlmironovm@gmail.com
Сергачкий Константин Игоревич, д.м.н., доцент, профессор кафедры «Хирургия», Пензенский государственный университет; 440000, Россия, Пенза, ул. Лермонтова, д. 3; <https://orcid.org/0000-0002-3334-8244>; sergatsky@bk.ru
Никольский Валерий Исаакович, д.м.н., профессор, профессор кафедры «Хирургия», Пензенский государственный университет; 440000, Россия, Пенза, ул. Лермонтова, д. 3; <https://orcid.org/0000-0002-9927-580X>; nvi61@ya.ru
Романова Валерия Сергеевна, ординатор кафедры «Хирургия», Пензенский государственный университет; 440000, Россия, Пенза, ул. Лермонтова, д. 3; <https://orcid.org/0000-0001-9789-5194>; valerochka.romanova.00@bk.ru
Шабров Александр Валерьевич, к.м.н., доцент, доцент кафедры «Хирургия», Пензенский государственный университет; 440000, Россия, Пенза, ул. Лермонтова, д. 3; <https://orcid.org/0000-0003-4413-5524>; alexundead12@yandex.ru
Захаров Артем Дмитриевич, к.м.н., ассистент кафедры «Хирургия», Пензенский государственный университет; 440000, Россия, Пенза, ул. Лермонтова, д. 3; <https://orcid.org/0000-0001-9246-2824>; dart_wood@mail.ru

Information about the authors:

Mikhail M. Mironov, Postgraduate Student of the Department of Surgery, Penza State University; 3, Lermontov St., Penza, 440000, Russia; <https://orcid.org/0009-0007-3244-2611>; mhlmironovm@gmail.com
Konstantin I. Sergatskiy, Dr. Sci. (Med.), Associate Professor, Professor of Department of Surgery, Penza State University; 3, Lermontov St., Penza, 440000, Russia; <https://orcid.org/0000-0002-3334-8244>; sergatsky@bk.ru
Valery I. Nikolsky, Dr. Sci. (Med.), Professor, Professor of Department of Surgery, Penza State University; 3, Lermontov St., Penza, 440000, Russia; <https://orcid.org/0000-0002-9927-580X>; nvi61@ya.ru
Valeria S. Romanova, Resident of Department of Surgery, Penza State University; 3, Lermontov St., Penza, 440000, Russia; <https://orcid.org/0000-0001-9789-5194>; valerochka.romanova.00@bk.ru
Alexandr V. Shabrov, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor of Department of Surgery, Penza State University; 3, Lermontov St., Penza, 440000, Russia; <https://orcid.org/0000-0003-4413-5524>; alexundead12@yandex.ru
Artem D. Zakharov, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor of Department of Surgery, Penza State University; 3, Lermontov St., Penza, 440000, Russia; <https://orcid.org/0000-0001-9246-2824>; dart_wood@mail.ru