

**ПРЕИМУЩЕСТВА И НЕДОСТАТКИ ГЕЛЕВЫХ ПОКРЫТИЙ  
В ТЕРАПИИ ОЖОГОВЫХ РАН И ОЖОГОВ  
(обзор литературы)**

И.П. ДУДАНОВ<sup>\*,\*\*</sup>, В.В. ВИНОГРАДОВ<sup>\*,\*\*</sup>, В.В. КРИШТОП<sup>\*\*</sup>, В.Г. НИКОНОРОВА<sup>\*\*</sup>

<sup>\*</sup>ФГБОУ ВПО «Петрозаводский государственный университет,  
пр. Ленина, д. 33, г. Петрозаводск, 185910, Россия

<sup>\*\*</sup>Университет ИТМО, ул. Ломоносова, д. 9, г. Санкт-Петербург, 197101, Россия

**Аннотация. Цель исследования** – оценить состояние исследований применения различных химических групп гелей для местной терапии ожоговых ран и рубцов. **Материалы и методы исследования.** Проанализирована литература за последние 20 лет, посвященная применению различных химических групп гелей для местной терапии ожоговых ран и рубцов. Поиск литературы проводился при помощи наукометрических баз данных *E-library, Pub Med, Cyberleninka, MEDLINE*. **Результаты и их обсуждение.** Гели, входящие в состав раневых покрытий представлены гидрогелями, органогелями, нанокompозитными гидрогелями и ксерогелями. Все они проявляют самостоятельные лечебные эффекты, и, кроме, того являются матрицами для биоактивных веществ. Наиболее распространены гидрогелевые раневые повязки, которые обладают группой преимуществ: обеспечивают пластифицирующее воздействие на ткани раны, размягчают некротические образования, предотвращают развитие инфекции на поверхности раны под струпом, создают на ране влажную среду, ускоряющую миграцию и пролиферацию клеток, и улучшение транспорта нутриентов. Однако, гидрогелевые повязки не рекомендуется применять в 1-ю фазу раневого процесса при выраженной экссудации раны из-за их относительно низкой сорбционной способности, так же кинетика высвобождения лекарственных средств с гидрогелевых повязок, характеризуется ограниченным контролем кинетики большинство препарата выводится в течении первых часов, что опасно развитием токсических эффектов. Нанокompонентные гидрогели и ксерогели, потенциально характеризуются дополнительными механизмами ранозаживления, обусловленными их мезопористой структурой и контролируемым характером высвобождения биоактивных веществ. **Выводы.** Повязки на основе гидрогелей позволили значительно продвинуться вперед в заживлении ожоговых ран, однако, их потенциал может быть значительно расширен за счет использования мезопористой структуры нанокерамики и ксергелей.

**Ключевые слова:** гидрогели, ксергели, раневые покрытия.

**ADVANTAGES AND DISADVANTAGES OF B GELS FOR LOCAL TREATMENT OF BURN  
WOUNDS AND SCARS**

I.P. DUDANOV<sup>\*,\*\*</sup>, V.V. VINOGRADOV<sup>\*,\*\*</sup>, V.V. CHRISHTOP<sup>\*\*</sup>, V.G. NIKONOROVA<sup>\*\*</sup>

<sup>\*</sup>Head of the Department of General and Faculty Surgery, Petrozavodsk State University,  
Lenin Ave., 33, Petrozavodsk, 185910, Russia

<sup>\*\*</sup>ITMO University, Lomonosov Str., 9, St. Petersburg, 197101, Russia

**Abstract. The research purpose** is to assess the state of research on the use of various chemical groups of gels for the local therapy of burn wounds and scars. **Materials and research methods.** The literature has been analyzed over the past 20 years on the use of various chemical groups of gels for local therapy of burn wounds and scars. The literature search was carried out using the scientometric databases *E-library, Pub Med, Cyberleninka, MEDLINE*. **Results and its discussion** The gels included in the composition of wound dressings are represented by hydrogels, organogels, nanocomposite hydrogels and xerogels. All of them exhibit independent therapeutic effects, and, in addition, they are matrices for bioactive substances. The most common hydrogel wound dressings, which have a group of advantages: provide a plasticizing effect on the wound tissue, soften necrotic formations, prevent the development of infection on the wound surface under the scab, create a moist environment on the wound that accelerates cell migration and proliferation, and improves nutrient transport. However, hydrogel dressings are not recommended for use in the 1st phase of the wound process with severe wound exudation due to their relatively low sorption capacity, as well as the kinetics of drug release from hydrogel dressings, characterized by limited kinetic control, most of the drug is excreted within the first hours, which is dangerous by the development of toxic effects. Nanocomponent hydrogels and xerogels are potentially characterized by additional wound healing mechanisms due to their mesoporous structure and controlled release of

bioactive substances. **Conclusion.** The findings of hydrogel-based dressings have made significant progress in the healing of burn wounds, however, their potential can be significantly expanded through the use of the mesoporous structure of nanoceramics and xergels.

**Keywords:** hydrogels, xergels, wound dressings.

**Введение.** В 2015 году было зарегистрировано около 67 миллионам случаев термической травмы, около 2,9 миллионов людей были госпитализированы и 176 000 случаев закончились летально [28]. Основной метод восстановления кожного покрова – аутодермопластика. При обширных глубоких ожогах невозможно выполнить аутопластику на всей раневой поверхности. Дефицит донорских ресурсов и необходимость подготовки ожоговой раны к аутодермотрансплантации требует наличия в арсенале хирурга современных раневых покрытий [10]. Так же после удаления некротического струпа ожоговая рана может быть представлена фасцией, на которую необходимо выполнить аутопластику, либо условно-жизнеспособными тканями, на которые нельзя осуществить трансплантацию собственной кожи [11]. Это обуславливает необходимость разработки новых заживляющих материалов, среди которых наиболее многообещающими является группа гелей.

**Цель исследования** – оценить состояние исследований применения различных химических групп гелей для местной терапии ожоговых ран и рубцов.

Гель – это твердое эластическое тело (материал), состоящее как минимум из двух компонентов, один из которых (полимер) образует трехмерную сетку физических или химических связей, находящуюся в среде другого компонента, являющегося жидкостью, причем количество последней как минимум достаточно для обеспечения эластических свойств геля (хотя может в десятки и сотни раз превосходить количество полимерного компонента).

В зависимости от гелируемой среды гели делятся на органогели, гидрогели и аэро- (ксеро-) гели.

*Гидрогели* – гели, дисперсионной средой которых является вода, называются гидрогелями. Иначе говоря, гидрогели – высокомолекулярные сети, набухающие в воде.

*Органогели* – это дисперсные системы, дисперсионной средой которых являются жидкие масла, а дисперсной фазой – низко- или высокомолекулярные соединения, образующие постоянную однородную структуру в виде цилиндрических обратных мицелл [7, 12].

*Нанокмпозитные гидрогели.* Гели в основе которых лежат нанокмпозиты – материалы, сформированные при введении наноразмерных частиц (наполнителей) в структурообразующую твердую фазу (матрицу). Обязательным условием является то, что частицы наполнителя должны иметь не менее одного значащего геометрического размера (длина, ширина или толщина), лежащего в нанометровом диапазоне (1-100 нм) [51].

*Ксерогель* – специальный гель, состоящий из пористых сетей из сшитых полимеров из которых удалена жидкая среда. Благодаря этому он приобретает новые свойства: уменьшается пористость и уменьшается давление внутри геля. Каждый ксерогель является сверхкритической жидкостью, которая обладает высокой плотностью, близкой к жидкости, низкой вязкостью и при отсутствии межфазных границ поверхностное натяжение также исчезает. Коэффициент диффузии при этом имеет очень высокое значение - промежуточное между жидкостью и газом. Благодаря этому, ксерогели представляют большой интерес для биомедицинской сферы применения: доставки лекарственных средств, лазерной инженерии, формирования скаффолдов для регенерации тканей, культивировании клеток и разработки раневых покрытий [54].

**Преимущества и недостатки «классических» для раневых повязок гидрогелей.** Наиболее распространенными в медико-биологической практике создания раневых покрытий являются гидрогели [9]. В отличие от обычных сорбционных перевязочных средств (марлевых, ватно-марлевых, нетканых материалов, полимерных губок), у которых устанавливается динамическое равновесие концентрации микрофлоры на границе «повязка-рана», биологически активные гелевые повязки обеспечивают пластифицирующее воздействие на ткани раны, размягчают некротические образования, диффундируют под них, облегчая механическое удаление нежизнеспособных тканей, и предотвращают развитие инфекции на поверхности раны под струпом [2]. Они создают на ране влажную среду, оптимальную для нормального течения процессов регенерации. Такая лечебная тактика на сегодняшний день широко применяется в восстановительной хирургии ран [44] т.к. влажная среда обеспечивает ускорение пролиферации клеточных структур, восстановление водного баланса и улучшение транспорта нутриентов [45] в тканях, пораженных термическим фактором. За счет охлаждающего действия гелевых повязок и, соответственно, понижения местной температуры подлежащих тканей создаются условия, препятствующие развитию гнойной инфекции в ране. Гидрогель способствует элиминации экссудата, подавлению микрофлоры [3].

*Профилактика рубцов.* Согласно новейшим принципам лечения рубцов, средства на основе силиконового геля (твердая фаза представлена соединением кремния с кислородом) используются для первичной профилактики и лечения гипертрофических и келоидных рубцов, в качестве золотого стандарта лечения и единственного неинвазивного профилактического и лечебного метода, у которого существует

достаточное количество научно обоснованных рекомендаций [49]. Силиконовые средства являются прекрасной альтернативой более инвазивным методам лечения, так как они просты в использовании и способны вызывать минимальные нежелательные явления, такие как зуд, контактный дерматит и сухость кожи [21]. Считается, что эффективность этого метода в профилактике и лечении рубцов связана с окклюзией и последующим увлажнением рубцовой ткани [50]. Силиконовые пластины состоят из мягких полуюкклюзионных гелевых листов из медицинского силикона, которые укреплены силиконовой мембраной для придания пластине повышенной прочности и удобства в использовании. Были разработаны жидкие составы силиконового геля с использованием того же базового длинноцепочечного силиконового полимера, который используется в силиконовых пластинах. Это более поздняя форма силикона для лечения рубцов была специально разработана для решения некоторых проблем, возникающих при использовании силиконовых гелевых пластин, таких как необходимость фиксации и трудности в использовании пластин на больших площадях или вблизи суставов, а также на открытых участках кожи, таких как лицо и руки. Жидкий силиконовый гель наносится тонким слоем на кожу и высыхает с образованием прозрачной, гибкой, воздухопроницаемой, водонепроницаемой силиконовой пленки. К сожалению, для этих соединений, не разработано технологий, позволяющих применять их в качестве профилактического средства – они не должны применяться на открытые раны [48].

Для лечения ран в настоящее время используют два основных вида (типа, формы) гидрогелевых перевязочных средств. Первая группа изделий имеет фиксированную (прочно сшитую) трехмерную макроструктуру и представляют собой эластичную прозрачную пластину различной толщины.

Повязки этого типа обычно не изменяют свою физическую форму в процессе абсорбции раневого экссудата, хотя могут несколько набухать и увеличиваться в объеме. Процесс набухания продолжается до тех пор, пока гель не станет полностью насыщенным, т. е. не будет достигнуто равновесие между повязкой и окружающей ее раневой средой.

Изделия второго типа не имеют фиксированной структуры и представляют собой аморфные вещества, способные набухать при контакте с жидкостями. По мере абсорбции вязкость этих гелей уменьшается, и они растекаются по ране, принимая форму всех ее углублений. Такой аморфный гидрогель продолжает абсорбировать жидкость до тех пор, пока не потеряет все свои когезивные свойства и не станет раствором полимера в ране.

Наиболее современными считаются повязки третьего поколения, к которым относят гидрогелевые покрытия такие как *Elasto-gel*, *Vigilon*, *Aqua-Gel*. Повязки этого типа обеспечивают влажную среду, абсорбируют биологические жидкости и предохраняют от накопления выделений за счет испарения воды внешней поверхностью повязки. Одновременно позволяют создать на ране тонкий слой собственных протеинов пациента (в том числе факторов роста), что считается основной причиной наблюдаемого ускоренного заживления ран [6].

Установлено, что использование гидрогелевых покрытий ран при лечении глубоких ожогов приводит к уменьшению воспалительной реакции и улучшению морфологических показателей как новообразованной грануляционной ткани, так и глубоких тканей поврежденной кожи. Гидрогелевые повязки могут быть функционализированы широким рядом биологически активных гидрофильных соединений [62, 65], наночастицами [35], а также гидрофобными гомонами, в том числе гормонами щитовидной железы [61], оказывающими протекторный эффект при оксидантном стрессе [8], имеющем решающее значение в заживлении ран [22]. Однако у гидрогелевых повязок есть ряд существенных минусов. Во-первых, локальное накопление выделений под гидрогелевым слоем повязки в результате кровотечения или чрезмерной серозно-геморрагической экссудации является патологической предпосылкой для развития воспалительных явлений в послеоперационной ране [6]. Во-вторых, гидрогелевые повязки не рекомендуется применять в 1-ю фазу раневого процесса при выраженной экссудации раны из-за их относительно низкой сорбционной способности [1]. В-третьих, при снятии гидрогелиевых повязок возможно удаление регенерированного эпидермиса из-за их свойства прилипания [30]. В-четвертых, для активных гидрогелевых повязок, характерен ограниченный контроль кинетики при взрывном высвобождении лекарств в течение первых нескольких часов, после чего следует гораздо более медленное высвобождение после этого [44]. Стадия раннего высвобождения может вызвать передозировку лекарственного средства и проблемы с токсичностью, тогда как стадия более медленного высвобождения может быть ниже терапевтического диапазона дозировки лекарственного средства. Это справедливо для многих синтетических полимеров и биополимеров, используемых для приготовления активных, включая полиуретан [52], хитозан [29], поли (этиленоксид) / поливиниловый спирт [16], альгинат [26], целлюлозу [15] и коллаген [31].

**Предпосылки для использования нанокompозитных силикатных ксерогелей качестве основы раневых повязок.** Чтобы преодолеть эти ограничения полимерных активных перевязочных материалов, были предложены композитные полимерные керамические перевязочные материалы. В этих композитах непрерывная фаза полимера может обеспечить гибкую, когезивную матрицу покрытия раны, в которую встроена вторая дискретная фаза загруженных лекарством частиц. Непрерывная полимерная фаза может включать биополимеры, такие как коллаген [58] и хитозан [14], или синтетические полимеры, та-

кие как поли (молочная кислота) (PLA) [33], поли (лактид-коликolid) (PLGA) [40], полигидроксиалканаты [47], полиуретаны [57], поливиниловый спирт [57] или поли (метилметакрилат) [33], композиты сополимеров тирозин-поли (этиленгликоль) (ПЭГ), полученных из поли (эфира карбоната) [64], и микро-частиц ксерогеля на основе диоксида кремния [58]. Эти композиты обеспечивают настраиваемые системы доставки лекарств, которые могут обеспечить контролируруемую доставку лекарств, приближающуюся к кинетике нулевого порядка.

Нанокерамика – это тип наночастиц, впервые обнаруженных в начале 1980-х годов, состоящий из соединений кремния. Термин нанокерамика относится к материалам, изготовленным из ультрадисперсных частиц диаметром менее 100 нм. Нанокерамика была впервые сформирована с помощью золь-гель процесса-формы химического осаждения раствора – который смешивает наночастицы в растворе и геле. Одно из главных направлений применения нанокерамики – в биомедицине и медицинских технологиях, в частности в восстановлении костей для потенции лекарственного эффекта ингибиторов костной регенерации [39]. Биоактивная керамика близко соответствует свойствам кости и может действовать как нанокаффолд, чтобы помочь поддержать рост костей. В стоматологии используют ее уникальные прочностные свойства для реставрации зубов [53].

В процессе вышеуказанных исследований сформировались очевидные предпосылки для использования нанокерамических матриц в качестве раневых покрытий. По данным сканирующей электронной микроскопии для нанокерамических покрытий характерна хорошая пролиферация, миграция и прикрепление стромальных стволовых клеток [24]. Плацентарные клетки демонстрируют лучший остеогенный потенциал в смеси с нанокерамикой [41]. Нанокерамика может быть использована для стимуляции выживания, адгезии и индуцированной остеогенной дифференцировке мезенхимальных стволовых клеток [28]. В экспериментах на животных была продемонстрирована полная регенерация поврежденной области кости в экспериментальном дефекте, созданном в бедренной кости крыс линии *Wistar*, при использовании комбинации мезенхимальных стволовых клеток, полученных из плаценты, с нанокерамикой (соотношение *Ca/P* 1,58) [59]. В костной ткани наноматериалы значительно усиливают миграцию, пролиферацию и коллаген продуцирующую функцию остеобластов [41]. В соединительной – пролиферацию фибробластов [36].

Вместе с тем накапливаются знания о существенных различиях в биологических эффектах, нанокерамических материалов, связанных с эффектами наполнителей и загустителей этих композиций [23,24]. Это определяет широкий спектр потенциальных, биомедицинских эффектов этих соединений. Применение покрытых наноматериалов в ранозаживляющих повязках открывает несколько новых стратегий быстрого заживления ран. Правильно разработанные наноматериалы следует подбирать таким образом, чтобы минимизировать нанотоксичность в процессе заживления ран. Будущие направления нуждаются в новых синтетических методах получения искусственных наноматериалов для их оптимального использования в наномедицине и нанобиотехнологиях [18]. Компоненты ксерогеля оксида кремния, могут обеспечивать контролируемое высвобождение биоактивных веществ в рану, включая кинетику нулевого порядка для широкого ряда терапевтических агентов, таких как анестетики, антибиотики и факторы роста [17, 19, 30, 55, 56]. Ксерогелевые материалы для создания повязок демонстрируют возможность регулировки и адаптации под конкретные задачи гидрофобного баланса мономеров в сополимерах, а также пористости, весового соотношения и содержания лекарственного средства для обеспечения желаемой кинетики высвобождения лекарств [13]. Ксерогель на основе диоксида кремния демонстрирует превосходный локальный тканевый ответ, продукты его распада безопасны для клеток, и легко выводятся из организма [38, 39], благодаря этому ксерогелевые повязки потенциально способны обеспечить тонко настраиваемое контролируемое высвобождение широкого спектра биологически активных соединений [58]. Все это позволило разработать технологии для функционализации кремнесодержащих ксерогелей с целью обеспечения конкретных биологических эффектов: обезболивания, антибактериального действия и др. [25].

На сегодняшний день нами обнаружено только одно средство против шрамов и рубцов на ксерогелевой основе *XERAGEL* (КСЕРОГЕЛЬ) *BIODERMIS XSO-797*, в состав которого входит диметил метилвинил силоксан Регистрационное удостоверение: РЗН 2013/1085 от 05.09.2013. Производитель: *Biodermis, 1820 Whitney Mesa Drive, Henderson, Nevada 89014, USA* (США). Отечественных аналогов нет. Нами показано, что ксерогели оксида титана обладают отличной фармакокинетикой. При однократном внутривенном введении самцам крыс *Wistar* в дозах 0,2, 0,1 и 0,05 мл/кг спустя 24 часа накопления ксерогеля не наблюдалось ни в коже, ни в почках [5]. На модели ожога IIIБ стадии при применении ксерогеля в дозе 2 мл/кг выявлен ранозаживляющий эффект выигранно отличавшийся от терапии аргосульфатом, формированием более разветвленной сети сосудов гемомикроциркуляторного русла, снижением признаков венозной гиперемии и более полноценным восстановлением эпидермиса раны [4]. Вероятно, это обеспечивается не только непосредственной стимуляцией пролиферации клеток базального и шиповатого слоев, но и иными механизмами, такими как эффекты стимулирующий заживление ран эффект мезопористой поверхности, формируемой ксерогелем [32].

**Выводы.** Таким образом, повязки на основе гидрогелей позволяют значительно продвинуться вперед в заживлении ожоговых ран, однако, их потенциал может быть значительно расширен за счет использования мезопористой структуры нанокерамики и ксерогелей. Исследование такого рода основы для создания раневой повязки представляет значительный интерес как для фундаментальной, так и для практической медицины.

### Литература

1. Богомолов М.С. Сравнительный анализ эффективности современных перевязочных средств при лечении венозных трофических язв // Раны и раневые инфекции. Журнал имени проф. Б.М. Костюченка. 2015. Т. 2. № 4. С. 33–39. DOI: 10.17650/2408-9613-2015-2-4-33-39.
2. Волосова Е.В., Безгина Ю.А., Мазницына Л.В. Стабилизация ферментов класса протеаз в структуре биополимерных материалов // Современные проблемы науки и образования. 2013. № 1. С. 1–12.
3. Голохваст К. С., Чайка В. В., Колбас А.В. Состав для биологически активной гелевой повязки. Патент на изобретение RU2588968 С 1, 07.10.2016.
4. Дуданов И.П., Виноградов В.В., Криштоп В.В., Никонорова В.Г. Сравнительная характеристика ранозаживляющего эффекта ксерогеля на основе нейтрального гидрозоля диоксида титана для терапии ожоговых ран // Исследования и практика в медицине. 2021. Т. 8, № 1. С. 30–39.
5. Дуданов И.П., Виноградов В.В., Криштоп В.В., Никонорова В.Г. Фармакокинетика перспективного ксерогеля на основе нейтрального гидрозоля диоксида титана для терапии ожоговых ран // Современные проблемы науки и образования. 2021. № 2. С. 164.
6. Ковальчук А.О. Морфометрические показатели кожи животных с экспериментальной ожоговой травмой при проведении раннего хирургического лечения с использованием гидрогелевых повязок и полиуретановых адсорбентов // Новости хирургии. 2016. Т. 24, № 2. С. 109–119.
7. Кочеткова А.А., Саркисян В.А., Коденцова В.М. Пищевые олеогели: свойства и перспективы использования / Пищевая промышленность. 2019. № 8. С. 30–35. DOI: 10.24411/0235-2486-2019-10132.
8. Криштоп В.В. Кластерный анализ как метод комплексной оценки в сравнительной характеристике влияния статической и динамической нагрузки на сосудисто-паренхиматозные отношения в щитовидной железе // Успехи современного естествознания. 2005. № 4. С. 31–32.
9. Майорова А.В., Сысуев Б.Б., Ханалиева И.А., Вихрова И.В. Современный ассортимент, свойства и перспективы совершенствования перевязочных средств для лечения ран // Фармация и фармакология. 2018. № 1. С. 12–14.
10. Малахов С.Ф. Возможности лечения ожоговых ран с помощью современных технологий // Проблемы современной науки и образования. 2017. № 25. С. 47–50.
11. Малахов С.Ф. Основные направления использования современных раневых покрытий в лечении обширных глубоких ожогов // Вопросы науки и образования. 2017. № 7. С. 83–85.
12. Мурашова Н.М., Трофимова Е.С., Юртов Е.В. Самоорганизующиеся наноструктуры лецитина для медицинского применения // Успехи в химии и химической технологии. 2019. Т. 33, № 1(211). С. 81–82.
13. Aoki S., Takezawa T., Ikeda S., Narisawa Y., Oshikata-Miyazaki A., Miyauchi S., Toda S. A new cell-free bandage-type artificial skin for cutaneous wounds // Wound Repair and Regeneration. 2015. Vol. 23 (6). P. 819–829.
14. Aoyagi S., Onishi H., Machida Y. Novel chitosan wound dressing loaded with minocycline for the treatment of severe burn wounds // Int J Pharm. 2007. Vol. 330. P. 138e45.
15. Ashjaran A., and Shaghaygh S. Drug Release of Bacterial Cellulose as Antibacterial Nano Wound Dressing // International Journal of Pharmaceutical Research & Allied Sciences 8.3. 2019. №1. P. 137–143.
16. Augustine R., Hasan A., Yadu Nath V.K. et al. Electrospun polyvinyl alcohol membranes incorporated with green synthesized silver nanoparticles for wound dressing applications // J Mater Sci: Mater Med. 2018. Vol. 29. P. 163.
17. Avnir D., Coradin T., Lev O., Livage J. Recent bio-applications of sol-gel materials // J Mater Chem. 2006. Vol. 16. P. 1013e30.
18. Bakshi M.S. Nanotoxicity in Systemic Circulation and Wound Healing // Chem Res Toxicol. 2017. Vol. 19, № 30 (6). P. 1253–1274.
19. Barbe C., Bartlett J., Kong L., Finnie K., Lin H.Q., Larkin M., Calleja S., Bush A., Calleja G. Silica particles: a novel drug-delivery system // Adv Mater. 2004. Vol. 16. P. 1959e66.
20. Berger J., Reista M., Mayer J.M., Felt O., Peppas N.A., Gurny R. Structure and interactions in covalently and ionically crosslinked chitosan hydrogels for biomedical applications // Eur. J. Pharm. Biopharm. 2004. Vol. 57. P. 19–34.
21. Berman B., Perez O.A., Konda S., Kohut B.E., Viera M.H., Delgado S., Zell D., Li Q. A review of the biologic effects, clinical efficacy, and safety of silicone elastomer sheeting for hypertrophic and keloid scar treatment and management // Dermatol Surg. 2007. Vol. 33. P. 1291–302.

22. Bilgen F., Ural A., Kurutas E.B., Bekerecioglu M. The effect of oxidative stress and Raftlin levels on wound healing // *Int Wound J.* 2019. Vol. 16(5). P. 1178–1184.
23. Candeiro G.T., Moura-Netto C., D'Almeida-Couto R.S., Azambuja-Júnior N., Marques M.M., Cai S., Gavini G. Cytotoxicity, genotoxicity and antibacterial effectiveness of a bioceramic endodontic sealer // *International Endodontic Journal.* 2015. Vol. 49. P. 858–864.
24. Collado-González M., García-Bernal D., Oñate-Sánchez R.E., Ortolani-Seltenerich P.S., Lozano A., Forner L., Llena C., Rodríguez-Lozano F.J. Biocompatibility of three new calcium silicate-based endodontic sealers on human periodontal ligament stem cells // *Int Endod J.* 2017. Vol. 50 (9). P. 875–884.
25. Costache M.C., Qu H., Ducheyne P., Devore D.I. Polymer-xerogel composites for controlled release wound dressings // *Biomaterials.* 2010. Vol. 31(24). P. 6336–6343.
26. Fernández-Ponce M.T. Development of functionalized alginate dressing with mango polyphenols by supercritical technique to be employed as an antidiabetic transdermal system // *The Journal of Supercritical Fluids.* 2021. Vol. 175. P. 105274.
27. GBD 2015 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015 (published correction appears in *Lancet* // *Lancet.* 2016. Vol. 388 (10053). P. 1545–1602.
28. Guha A.K., Singh S., Kumaresan R., Nayar S., Sinha A. Mesenchymal cell response to nanosized biphasic calcium phosphate composites // *Colloids Surf B Biointerfaces.* 2009. Vol. 73. P. 146–151.
29. Hafezi F., Scoutaris N., Douroumis D., Boateng J. 3D printed chitosan dressing crosslinked with genipin for potential healing of chronic wounds // *Int J Pharm.* 2019. Vol. 560. P. 406–415.
30. Hashiguchi M., Takezawa T., Nagase K., Tayama-Abe M., Matsuhisa F., Kitajima S., Morito S., Yamaji K., Futamata M., Sakata Y., Akutagawa T., Yokoyama M., Toda S., Aoki S. Collagen Vitrigel Membrane-Coated Nylon Line Prevents Stenosis After Conization of the Cervix Uteri // *Tissue Eng Part A.* 2021. №1. P. 11–12. DOI: 10.1089/ten.TEA.2020.0374.
31. Hou J., Chen L., Liu Z., Li J., Yang J., Zhong A., Zhou M., Sun Y., Guo L., Yang Y., Sun J., Wang Z. Sustained release of N-acetylcysteine by sandwich structured polycaprolactone/collagen scaffolds for wound healing // *J Biomed Mater Res A.* 2019. Vol. 107. № 7. P. 1414–1424. DOI: 10.1002/jbm.a.36656.
32. Iglın V.A., Sokolovskaya O.A., Morozova S.M., Kuchur O.A., Nikonorova V.G., Sharsheeva A., Vinogradov A.V. Effect of Sol-Gel Alumina Biocomposite on the Viability and Morphology of Dermal Human Fibroblast Cells // *ACS Biomater Sci Eng.* 2020. Vol. 6 (8). P. 4397–400.
33. Ignatova M., Manolova N., Markova N., Rashkov I. Electrospun non-woven nanofibrous hybrid mats based on chitosan and PLA for wound-dressing applications // *Macromol Biosci.* 2009. Vol. 9. P. 102e11.
34. Imai R., Matsumura H., Tanaka K., Uchida R., Watanabe K. Comparison of Doppler sonography and multidetector-row computed tomography in the imaging findings of the deep inferior epigastric perforator artery // *Ann Plast Surg.* 2008. Vol. 61. P. 94–98.
35. Kalantari K., Mostafavi E., Afifi A.M., Izadiyan Z., Jahangirian H., Rafiee-Moghaddam R., Webster T.J. Wound dressings functionalized with silver nanoparticles: promises and pitfalls // *Nanoscale.* 2020. Vol. 12(4). P. 2268–2291. DOI: 10.1039/c9nr08234d.
36. Kim R.J., Shin J.H. Cytotoxicity of a novel mineral trioxide aggregate-based root canal sealer // *Dental Materials Journal.* 2014. Vol. 33. P. 313–318.
37. Kong H., Jang J. Antibacterial properties of novel poly (methyl methacrylate) nanofiber containing silver nanoparticles // *Langmuir.* 2008. Vol. 24. P. 2051e6.
38. Lai W., Garino J., Ducheyne P. Silicon excretion from bioactive glass implanted in rabbit bone // *Biomaterials.* 2002. Vol. 23. P. 213e7.
39. Lai W., Garino J., Flaitz C., Ducheyne P. Excretion of resorption products from bioactive glass implanted in rabbit muscle // *J Biomed Mater Res A.* 2005. Vol. 75A. P. 398e407.
40. Lee S.Y., Oh J.H., Kim J.C., Kim Y.H., Kim S.H., Choi J.W. In vivo conjunctival reconstruction using modified PLGA grafts for decreased scar formation and contraction // *Biomaterials.* 2003. Vol. 24. P. 5049e59.
41. Li T., Li X.L., Hu S.X., Wu J. Enhanced osteoporotic effect of silicon carbide nanoparticles combine with nano-hydroxyapatite coated anodized titanium implant on healthy bone regeneration in femoral fracture // *Photochem Photobiol B.* 2019. Vol. 197. P. 111515.
42. Lin S.Y., Chen K.S., Run-Chu L. Design and evaluation of drug-loaded wound dressing having thermoresponsive, adhesive, absorptive and easy peeling properties // *Biomaterials.* 2001. Vol. 22. P. 2999e3004.
43. Lisboa-Filho P.N., Gomes-Ferreira P.H.S., Batista F.R.S., Momesso G.A.C., Faverani L.P., Okamoto R. Bone repair with raloxifene and bioglass nanoceramic composite in animal experiment // *Connect Tissue Res.* 2018. Vol. 59(1). P. 97–101.

44. Lohmeyer J.A., Liu F., Krüger S., Lindenmaier W., Siemers F., Machens H.G. Use of gene-modified keratinocytes and fibroblasts to enhance regeneration in a full skin defect // *Langenbecks Arch Surg*. 2011. Vol. 396(4). P. 543–550.
45. Lopes F., Coelho F.M., Costa V.V., Vieira E.L., Silva T.A., Vieira L.Q., Teixeira M.M., Pinho V. Hydrogen peroxide resolves neutrophilic inflammation in a model of antigen-induced arthritis in mice // *Arthritis Rheum*. 2011. Vol. 10(2). P. 169–172.
46. Mi F.L., Wu Y.B., Shyu S.S., Schoung J.Y., Huang Y.B., Tsai Y.H., Hao J.Y. Control of wound infections using a bilayer chitosan wound dressing with sustainable antibiotic delivery // *J Biomed Mater Res*. 2002. Vol. 59. P. 438e49.
47. Misra S.K., Valappil S.P., Roy I., Boccaccini A.R. Polyhydroxyalkanoate (PHA)/inorganic phase composites for tissue engineering applications // *Biomacromolecules*. 2006. Vol. 7. P. 2249e58.
48. Monstrey S., Middelkoop E., Vranckx J.J., Bassetto F., Ziegler U.E., Meaume S., Téot L. Updated scar management practical guidelines: non-invasive and invasive measures // *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2014. Vol. 67(8). P. 1017–1025.
49. Mustoe T.A. Evolution of silicone therapy and mechanism of action in scar management // *Aesthetic Plast Surg*. 2008. Vol. 32. P. 82–92.
50. Mustoe T.A., Cooter R.D., Gold M.H., Hobbs F.D., Ramelet A.A., Shakespeare P.G., Stella M., Téot L., Wood F.M., Ziegler U.E. International clinical recommendations on scar management // *Plast Reconstr Surg*. 2002. Vol. 110. P. 560–571.
51. Nalwa H.S. Nanostructured materials and nanotechnology. Academ. Press: San Diego, C.A., 2002. 834 p.
52. Namviriyachote N., Lipipun V., Akkhawattanangkul Y., Charoonrut P., Ritthidej G.C. Development of polyurethane foam dressing containing silver and asiaticoside for healing of dermal wound // *Asian J Pharm Sci*. 2019, Vol. 14 (1). P. 63–77. DOI: 10.1016/j.ajps.2018.09.001.
53. Oz F.D., Bolay S., Canatan S. A clinical evaluation of resin nanoceramic CEREC Omnicam restorations associated with several factors // *J Esthet Restor Dent*. 2021. Vol. 33. № 4. P. 583–589. DOI: 10.1111/jerd.12691.
54. Pramanik R., Ganivada B., Ram F., Shanmuganathan K., Arockiarajan A. Influence of nanocellulose on mechanics and morphology of polyvinyl alcohol xerogels // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018. Vol. 90. P. 275–283.
55. Radin S., Chen T., Ducheyne P. The controlled release of drugs from emulsified, sol gel processed silica microspheres // *Biomaterials*. 2009. Vol. 30. P. 850e8.
56. Radin S., Ducheyne P. Controlled release of vancomycin from thin sol-gel films on titanium alloy fracture plate material. *Biomaterials*. 2007. Vol. 28. P. 1721e9.
57. Radin S., El-Bassyouni G., Vresilovic E.J., Schepers E., Ducheyne P. In vivo tissue response to resorbable silica xerogels as controlled-release materials // *Biomaterials*. 2005. Vol. 26. P. 1043e52.
58. Rastogi S., Modi M., Sathian B. The efficacy of collagen membrane as a biodegradable wound dressing material for surgical defects of oral mucosa: a prospective study // *J Oral Maxillofac Surg*. 2009. Vol. 67. P. 1600e6.
59. Reddy S., Wasnik S., Guha A., Kumar J.M., Sinha A., Singh S. Evaluation of nano-biphasic calcium phosphate ceramics for bone tissue engineering applications: in vitro and preliminary in vivo studies // *J Biomater Appl*. 2013. Vol. 27(5). P. 565–575.
60. Rogovina, L.Z. Definition of the concept of polymer gel // *Polymer Science, Series C*. 2008. Vol. 50. P. 85–92.
61. Satish A., Aswathi R., Caroline M.J., Korrapati P.S. Triiodothyronine impregnated alginate/gelatin/polyvinyl alcohol composite scaffold designed for exudate-intensive wound therapy // *European Polymer Journal*. 2019. Vol. 110. P. 252–264.
62. Wang H., Xu Z., Zhao M., Liu G., Wu J. Advances of hydrogel dressings in diabetic wounds // *Biomater Sci*. 2021. Vol. 9, № 5. P. 1530–1546. DOI: 10.1039/d0bm01747g.
63. Yoo H.J., Kim H.D. Synthesis and properties of waterborne polyurethane hydrogels for wound healing dressings // *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008. Vol. 85B. P. 326e33.
64. Yu C., Kohn J. Tyrosine-PEG-derived poly (ether carbonate) s as new biomaterials. Part I: synthesis and evaluation // *Biomaterials*. 1999. Vol. 20. P. 253e64.
65. Yu Q.H., Zhang C.M., Jiang Z.W., Qin S.Y., Zhang A.Q. Mussel-Inspired Adhesive Polydopamine-Functionalized Hyaluronic Acid Hydrogel with Potential Bacterial Inhibition // *Glob Chall*. 2019. Vol. 4. (2). P. 1900068. DOI: 10.1002/gch2.201900068.

## References

1. Bogomolov MS. Sravnitel'nyy analiz effektivnosti sovremennykh perevyazochnykh sredstv pri lechenii venoznykh troficheskikh yavz [Comparative analysis of the effectiveness of modern dressings in the treatment of venous trophic ulcers] Wounds and wound infections. Journal named after prof. B.M. Kostyuchenko. 2015;2(4):33-9. Russian.
2. Volosova EV, Bezgina YuA, Maznitsyna LV. Stabilizatsiya fermentov klassa proteaz v strukture biopolimernykh materialov [Stabilization of enzymes of the class of proteases in the structure of biopolymer materials] Modern problems of science and education. 2012;1. Russian.
3. Golokhvast KS, Chaika VV, Kolbas AV. Sostav dlya biologicheskii aktivnoy gelevoy povyazki [Composition for biologically active gel dressing] Patent for invention RU2588968 C 1, 07.10.2016. Russian.
4. Dudanov IP, Vinogradov VV, Chrishtop VV, Nikonorova VG. Sravnitel'naya kharakteristika ranozazhivlyayushchego efekta kserogelya na osnove neytral'nogo gidrozolya dioksida titana dlya terapii ozhogovykh ran [Comparative characteristics of the wound healing effect of xerogel based on neutral titanium dioxide hydrosol for the treatment of burn wounds] Research and practice in medicine. 2021;8(1):30-9. Russian.
5. Dudanov IP, Vinogradov VV, Chrishtop VV, Nikonorova VG. Farmakokinetika perspektivnogo kserogelya na osnove neytral'nogo gidrozolya dioksida titana dlya terapii ozhogovykh ran [Pharmacokinetics of a promising xerogel based on neutral titanium dioxide hydrosol for the therapy of burn wounds] Modern problems of science and education. 2021; 2:164. Russian.
6. Kovalchuk AO. Morfometricheskie pokazateli kozhi zhivotnykh s eksperimental'noy ozhogovoy travmoy pri provedenii rannego khirurgicheskogo lecheniya s ispol'zovaniem gidrogelevykh povyazok i poliuretanovykh adsorbentov [Morphometric parameters of the skin of animals with experimental burn injury during early surgical treatment using hydrogel dressings and polyurethane adsorbents] News of surgery. 2016;24(2):109-19. Russian.
7. Kochetkova AA, Sarkisyan VA, Kodentsova V. Pishchevye oleogeli: svoystva i perspektivy ispol'zovaniya [Food oleogels: properties and prospects for use]. Food industry. 2019; 8: 30-5. Russian.
8. Chishtop, VV. Klasternyy analiz kak metod kompleksnoy otsenki v sravnitel'noy kharakteristike vliyaniya staticheskoy i dinamicheskoy nagruzki na sosudisto-parenkhimatoznye otnosheniya v shchitovidnoy zheleze [Cluster analysis as a method of complex assessment in the comparative characterization of the influence of static and dynamic load on vascular-parenchymal relations in the thyroid gland] Successes of modern natural science. 2005; 4: 31-2. Russian.
9. Mayorova AV, Sysuev BB, Khanalieva IA, Vikhrova IV. Sovremennyy assortiment, svoystva i perspektivy sovershenstvovaniya perevyazochnykh sredstv dlya lecheniya ran [Modern assortment, properties and prospects for improving dressings for the treatment of wounds] Pharmacy and Pharmacology. 2018;1. Russian.
10. Malakhov SF. Vozmozhnosti lecheniya ozhogovykh ran s pomoshch'yu sovremennykh tekhnologiy [Possibilities of treating burn wounds using modern technologies]. Problems of modern science and education. 2017; 25: 47-50. Russian.
11. Malakhov SF. Osnovnye napravleniya ispol'zovaniya sovremennykh ranevykh pokrytiy v lechenii obshirnykh glubokikh ozhogov [The main directions of the use of modern wound dressings in the treatment of extensive deep burns] Problems of Science and Education. 2017;7: 83-5. Russian.
12. Murashova NM, Trofimova ES, Yurtov EV. Samoorganizuyushchiesya nanostruktury letsitina dlya meditsinskogo primeneniya [Self-organizing nanostructures of lecithin for medical use] Advances in chemistry and chemical technology. 2019; 33(211):81-2. Russian.
13. Aoki S, Takezawa T, Ikeda S, Narisawa Y, Oshikata-Miyazaki A, Miyauchi S, Toda S. A new cell-free bandage-type artificial skin for cutaneous wounds. Wound Repair and Regeneration. 2015;23(6):819-29.
14. Aoyagi S, Onishi H, Machida Y. Novel chitosan wound dressing loaded with minocycline for the treatment of severe burn wounds Int J Pharm. 2007;330:138e45.
15. Ashjaran A., Shaghaygh S. Drug Release of Bacterial Cellulose as Antibacterial Nano Wound Dressing. International Journal of Pharmaceutical Research & Allied Sciences 8.3 2019;1:137-43.
16. Augustine R, Hasan A, Yadu Nath VK. Electrospun polyvinyl alcohol membranes incorporated with green synthesized silver nanoparticles for wound dressing applications. J Mater Sci: Mater Med. 2018;29:163.
17. Avnir D, Coradin T, Lev O, Livage J. Recent bio-applications of sol-gel materials. J Mater Chem. 2006;16: 1013e30.
18. Bakshi MS. Nanotoxicity in Systemic Circulation and Wound Healing. Chem Res Toxicol. 2017;30(6):1253-74.
19. Barbe C, Bartlett J, Kong L, Finnie K, Lin HQ, Larkin M, Calleja S., Bush A., Calleja G. Silica particles: a novel drug-delivery system. Adv Mater. 2004;16:1959e66.
20. Berger J, Reista M., Mayer JM, Felt O., Peppas NA, Gurny R. Structure and interactions in covalently and ionically crosslinked chitosan hydrogels for biomedical applications. Eur. J. Pharm. Biopharm. 2004;57:19-34.
21. Berman B, Perez OA, Konda S, Kohut BE, Viera MH, Delgado S, Zell D, Li Q. A review of the biological effects, clinical efficacy, and safety of silicone elastomer sheeting for hypertrophic and keloid scar treatment and management. Dermatol Surg. 2007;33:1291-302.
22. Bilgen F, Ural A, Kurutas EB, Bekerecioglu M. The effect of oxidative stress and Raftlin levels on wound healing. Int Wound J. 2019;16(5):1178-84. DOI: 10.1111/iwj.13177.

23. Candeiro GT, Moura-Netto C, D'Almeida-Couto RS, Azambuja-Júnior N, Marques MM, Cai S, Gavini G. Cytotoxicity, genotoxicity and antibacterial effectiveness of a bioceramic endodontic sealer. *International Endodontic Journal*. 2015;49: 858-64.
24. Collado-González M, García-Bernal D, Oñate-Sánchez RE, Ortolani-Seltenerich PS, Lozano A, Forner L, Llena C, Rodríguez-Lozano FJ. Biocompatibility of three new calcium silicate-based endodontic sealers on human periodontal ligament stem cells. *Int Endod J*. 2017;50(9):875-84.
25. Costache MC, Qu H, Ducheyne P, Devore DI. Polymer-xerogel composites for controlled release wound dressings. *Biomaterials*. 2010;31(24):6336-43.
26. Fernández-Ponce MT. et al. Development of functionalized alginate dressing with mango polyphenols by supercritical technique to be employed as an antidiabetic transdermal system. *The Journal of Supercritical Fluids*. 2021;175:105274.
27. GBD 2015 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015 (published correction appears in *Lancet*. *Lancet*. 2016;388(10053):1545-602.
28. Guha AK, Singh S, Kumaresan R, Nayar S, Sinha A. Mesenchymal cell response to nanosized biphasic calcium phosphate composites. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2009;73:146-51.
29. Hafezi F, Scoutaris N, Douroumis D, Boateng J. 3D printed chitosan dressing crosslinked with genipin for potential healing of chronic wounds. *Int J Pharm*. 2019. 560:406-15. DOI: 10.1016/j.ijpharm.2019.02.020.
30. Hashiguchi M, Takezawa T, Nagase K, Tayama-Abe M, Matsuhisa F, Kitajima S, Morito S, Yamaji K, Futamata M, Sakata Y, Akutagawa T, Yokoyama M, Toda S, Aoki S. Collagen Vitrigel Membrane-Coated Nylon Line Prevents Stenosis After Conization of the Cervix Uteri. *Tissue Eng Part A*. 2021. DOI: 10.1089/ten.TEA.2020.0374.
31. Hou J, Chen L, Liu Z, Li J, Yang J, Zhong A, Zhou M, Sun Y, Guo L, Yang Y, Sun J, Wang Z. Sustained release of N-acetylcysteine by sandwich structured polycaprolactone/collagen scaffolds for wound healing. *J Biomed Mater Res A*. 2019;107(7):1414-24. DOI: 10.1002/jbm.a.36656.
32. Iglín VA, Sokolovskaya OA, Morozova SM, Kuchur OA, Nikonorova VG, Sharsheeva A, Vinogradov AV. Effect of Sol-Gel Alumina Biocomposite on the Viability and Morphology of Dermal Human Fibroblast Cells. *ACS Biomater Sci Eng*. 2020;6(8):4397-400.
33. Ignatova M, Manolova N, Markova N., Rashkov I. Electrospun non-woven nanofibrous hybrid mats based on chitosan and PLA for wound-dressing applications. *Macromol Biosci*. 2009;9:102e11.
34. Imai R, Matsumura H, Tanaka K, Uchida R, Watanabe K. Comparison of Doppler sonography and multidetector-row computed tomography in the imaging findings of the deep inferior epigastric perforator artery. *Ann Plast Surg*. 2008;61:94-8.
35. Kalantari K, Mostafavi E, Afifi AM, Izadiyan Z, Jahangirian H, Rafiee-Moghaddam R, Webster TJ. Wound dressings functionalized with silver nanoparticles: promises and pitfalls. *Nanoscale*. 2020;12(4):2268-91. DOI: 10.1039/c9nr08234d.
36. Kim RJ, Shin JH. Cytotoxicity of a novel mineral trioxide aggregate-based root canal sealer. *Dental Materials Journal*. 2014;33:313-8.
37. Kong H, Jang J. Antibacterial properties of novel poly (methyl methacrylate) nanofiber containing silver nanoparticles. *Langmuir*. 2008;24:2051e6.
38. Lai W, Garino J, Ducheyne P. Silicon excretion from bioactive glass implanted in rabbit bone. *Biomaterials*. 2002;23:213e7.
39. Lai W, Garino J, Flaitz C, Ducheyne P. Excretion of resorption products from bioactive glass implanted in rabbit muscle. *J Biomed Mater Res A*. 2005;75A:398e407.
40. Lee SY, Oh JH, Kim JC, Kim YH, Kim SH, Choi JW. In vivo conjunctival reconstruction using modified PLGA grafts for decreased scar formation and contraction. *Biomaterials*. 2003;24:5049e59.
41. Li T, Li XL, Hu SX, Wu J. J Enhanced osteoporotic effect of silicon carbide nanoparticles combine with nano-hydroxyapatite coated anodized titanium implant on healthy bone regeneration in femoral fracture. *Photochem Photobiol B*. 2019;197:111515.
42. Lin SY, Chen KS, Run-Chu L. Design and evaluation of drug-loaded wound dressing having thermoresponsive, adhesive, absorptive and easy peeling properties. *Biomaterials*. 2001;22: 2999e3004.
43. Lisboa-Filho PN, Gomes-Ferreira PHS, Batista FRS, Momesso GAC, Faverani LP, Okamoto R. Bone repair with raloxifene and bioglass nanoceramic composite in animal experiment. *Connect Tissue Res*. 2018;59(1):97-101.
44. Lohmeyer JA, Liu F, Krüger S, Lindenmaier W, Siemers F, Machens HG. Use of gene-modified keratinocytes and fibroblasts to enhance regeneration in a full skin defect. *Langenbecks Arch Surg*. 2011;396(4):543-50.
45. Lopes F, Coelho FM, Costa VV, Vieira EL, Silva TA, Vieira LQ, Teixeira MM, Pinho V. Hydrogen peroxide resolves neutrophilic inflammation in a model of antigen-induced arthritis in mice. *Arthritis Rheum*. 2011;10(2):169-72.

46. Mi FL, Wu YB, Shyu SS, Schoung JY, Huang YB, Tsai YH, Hao JY. Control of wound infections using a bilayer chitosan wound dressing with sustainable antibiotic delivery. *J Biomed Mater Res.* 2002; 59:438e49.
47. Misra SK, Valappil SP, Roy I, Boccaccini AR. Polyhydroxyalkanoate (PHA)/inorganic phase composites for tissue engineering applications. *Biomacromolecules.* 2006;7:2249e58.
48. Monstrey S, Middelkoop E, Vranckx JJ, Bassetto F, Ziegler UE, Meaume S, Téot L. Updated scar management practical guidelines: non-invasive and invasive measures. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2014;67(8):1017-25.
49. Mustoe TA. Evolution of silicone therapy and mechanism of action in scar management. *Aesthetic Plast Surg.* 2008;32:82-92.
50. Mustoe TA, Cooter RD, Gold MH, Hobbs FD, Ramelet AA, Shakespeare PG, Stella M, Téot L, Wood FM, Ziegler UE. International clinical recommendations on scar management. *Plast Reconstr Surg.* 2002;110:560-71.
51. Nalwa H.S. Nanostructured materials and nanotechnology. Academ. Press: San Diego, C.A., 2002.
52. Namviriyachote N, Lipipun V, Akkhwattanakul Y, Charoonrut P, Ritthidej GC. Development of polyurethane foam dressing containing silver and asiaticoside for healing of dermal wound. *Asian J Pharm Sci.* 2019;14(1):63-77. DOI: 10.1016/j.ajps.2018.09.001.
53. Oz FD, Bolay S, Canatan S. A clinical evaluation of resin nanoceramic CEREC Omnicam restorations associated with several factors. *J Esthet Restor Dent.* 2021;33(4):583-9. DOI: 10.1111/jerd.12691.
54. Pramanik R, Ganivada B, Ram F, Shanmuganathan K, Arockiarajan A. Influence of nanocellulose on mechanics and morphology of polyvinyl alcohol xerogels. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2018;90:275-83.
55. Radin S, Chen T, Ducheyne P. The controlled release of drugs from emulsified, sol gel processed silica microspheres. *Biomaterials.* 2009;30:850e8
56. Radin S, Ducheyne P. Controlled release of vancomycin from thin sol-gel films on titanium alloy fracture plate material. *Biomaterials.* 2007;28:1721e9.
57. Radin S, El-Bassyouni G, Vresilovic EJ, Schepers E, Ducheyne P. In vivo tissue response to resorbable silica xerogels as controlled-release materials. *Biomaterials.* 2005;26:1043e52.
58. Rastogi S, Modi M, Sathian B. The efficacy of collagen membrane as a biodegradable wound dressing material for surgical defects of oral mucosa: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:1600e6.
59. Reddy S, Wasnik S, Guha A, Kumar JM, Sinha A, Singh S. Evaluation of nano-biphasic calcium phosphate ceramics for bone tissue engineering applications: in vitro and preliminary in vivo studies. *J Biomater Appl.* 2013;27(5):565-75.
60. Rogovina LZ. Definition of the concept of polymer gel. *Polymer Science, Series C.* 2008;50: 85-92.
61. Satish A, Aswathi R, Caroline MJ, Korrapati PS. Triiodothyronine impregnated alginate/gelatin/polyvinyl alcohol composite scaffold designed for exudate-intensive wound therapy. *European Polymer Journal.* 2019;110:252-64.
62. Wang H, Xu Z, Zhao M, Liu G, Wu J. Advances of hydrogel dressings in diabetic wounds. *Biomater Sci.* 2021;9(5):1530-46. DOI: 10.1039/d0bm01747g.
63. Yoo HJ, Kim HD. Synthesis and properties of waterborne polyurethane hydrogels for wound healing dressings. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;85B: 326e33
64. Yu C, Kohn J. Tyrosine-PEG-derived poly (ether carbonate) s as new biomaterials. Part I: synthesis and evaluation. *Biomaterials.* 1999;20: 253e64.
65. Yu QH, Zhang CM, Jiang ZW, Qin SY, Zhang AQ. Mussel-Inspired Adhesive Polydopamine-Functionalized Hyaluronic Acid Hydrogel with Potential Bacterial Inhibition. *Glob Chall.* 2019;4(2):1900068. DOI: 10.1002/gch2.201900068.

---

**Библиографическая ссылка:**

Дуданов И.П., Виноградов В.В., Криштоп В.В., Никонорова В.Г. Преимущества и недостатки гелевых покрытий в терапии ожоговых ран и ожогов (обзор литературы) // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2022. №2. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2022-2/1-2.pdf> (дата обращения: 17.03.2022). DOI: 10.24412/2075-4094-2022-2-1-2\*

**Bibliographic reference:**

Dudanov IP, Vinogradov VV, Chrishtop VV, Nikonorova VG. Preimushhestva i nedostatki gelevykh pokrytij v terapii ozhogovyh ran i ozhogov (obzor literatury) [Advantages and disadvantages of b gels for local treatment of burn wounds and scars]. *Journal of New Medical Technologies, e-edition.* 2022 [cited 2022 Mar 17];2 [about 10 p.]. Russian. Available from: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2022-2/1-2.pdf>. DOI: 10.24412/2075-4094-2022-2-1-2

\* номера страниц смотреть после выхода полной версии журнала: URL: <http://medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2022-2/e2022-2.pdf>