

**ОПИСАНИЕ  
ИЗОБРЕТЕНИЯ  
К ПАТЕНТУ**  
(12)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ



НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЦЕНТР  
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ  
СОБСТВЕННОСТИ

(19) **ВУ** (11) **24212**

(13) **С1**

(46) **2024.03.20**

(51) МПК

*A 61L 15/22* (2006.01)

*A 61L 31/10* (2006.01)

*C 08J 3/075* (2006.01)

(54) **КОМПОЗИЦИЯ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ ПОКРЫТИЯ ДЛЯ РАНЕВЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ**

(21) Номер заявки: а 20210221

(22) 2021.07.21

(43) 2023.02.28

(71) Заявители: Государственное научное учреждение "Институт механики металлополимерных систем имени В.А.Белого Национальной академии наук Беларуси"; Учреждение образования "Гомельский государственный медицинский университет" (ВУ)

(72) Авторы: Шаповалов Виктор Михайлович; Цветкова Елена Александровна; Сильвистрович Виктория Иосифовна; Зотов Сергей Валентинович; Гольдаде Виктор Антонович; Винидиктова Наталья Сергеевна; Каплан Марк Львович; Лызииков Алексей Анатольевич; Дорошко Евгений Юрьевич (ВУ)

(73) Патентообладатели: Государственное научное учреждение "Институт механики металлополимерных систем имени В.А.Белого Национальной академии наук Беларуси"; Учреждение образования "Гомельский государственный медицинский университет" (ВУ)

(56) МАКАРЕНКО М.В. и др. Современные подходы к разработке раневых покрытий. Труды БГУ. Биотехнология, 2016, т. 11, ч. 1, с. 273-278.

RU 2422133 С1, 2011.

RU 2252945 С1, 2005.

CN 105641740 А, 2016.

UA 70903 U, 2012.

RU 2494746 С1, 2013.

(57)

Композиция для получения покрытия для раневых поверхностей в виде криогеля в электрретном состоянии, содержащая поливиниловый спирт и хитозан, отличающаяся тем, что дополнительно содержит L-аспарагиновую кислоту, пектин, гентамицина сульфат, диоксометилтетрагидропиримидин, феррит бария и дистиллированную воду при следующем соотношении компонентов, мас. %:

|                                |             |
|--------------------------------|-------------|
| поливиниловый спирт            | 3,0-10,0    |
| хитозан                        | 4,0-10,0    |
| L-аспарагиновая кислота        | 1,5-3,0     |
| пектин                         | 5,0-10,0    |
| гентамицина сульфат            | 0,008-0,040 |
| диоксометилтетрагидропиримидин | 0,5-4,5     |
| феррит бария                   | 0,05-1,0    |
| дистиллированная вода          | остальное.  |

Изобретение относится к композитным материалам для медицины, в частности к средствам для лечения хронических ран с пониженной экссудацией, вызванных тяже-

лыми метаболическими нарушениями, лежащими в основе патогенеза сахарного диабета, что приводит к структурным изменениям в дерме и эпидермисе.

Трофическая язва - открытая рана, не заживающая более шести недель. Несмотря на кажущееся обилие предлагаемых методов профилактики и лечения, эта проблема остается чрезвычайно актуальной [1], поскольку в гнойно-воспалительный процесс могут вовлекаться не только кожа и подкожная клетчатка, но также и мышцы, и кости.

При лечении трофических язв всегда необходим комплексный подход, направленный прежде всего на устранение основной причины - заболевания, вызвавшего появление язвы. Иначе в каждом третьем случае не удастся полностью заживить язву, а в каждом втором случае после выписки больного из стационара наблюдается рецидив.

Любая трофическая язва также нуждается в местной терапии. Подавляющему большинству больных, как правило, назначают консервативную терапию, лечение проводят с использованием препаратов, которые не учитывают все особенности заболевания, стадию раневого процесса и видовой состав микрофлоры. Необоснованное применение антибиотиков нередко приводит к сенсibilизации организма, развитию тяжелых аллергических реакций, вплоть до смертельного исхода. До 80 % пациентов с трофическими язвами имеют дерматологические осложнения по типу контактного или аллергического дерматита и экземы.

В практической медицине накоплен большой опыт разработки и применения ранозаживляющих материалов. Однако спектр изделий (повязок, пластырей, аппликаторов и т. д.), внедренных в процесс лечения раневых поверхностей кожного покрова различной этиологии, по-прежнему требует усовершенствования существующих и разработки новых материалов и устройств. К основным критериям оценки композитных материалов для лечения ран различной этиологии можно отнести их влияние на регенерацию повреждений кожного покрова, обеспечение защиты от инфицирования, отсутствие токсического воздействия, а также высокую адсорбционную способность и безболезненное удаление.

Так как живые организмы состоят из огромного числа различных химических компонентов - органических и неорганических, низко- и высокомолекулярных [2], для изготовления ранозаживляющей композиции желательно выбирать материалы синтетического и природного происхождения, максимально приближенные к принципам сложной организации биополимеров кожного покрова организма человека. Кроме того, особенности патогенеза ран различной этиологии обуславливают необходимость использования широкого спектра лекарственных средств при различной длительности лечения. Однако применение комплексов лекарственных средств не всегда даст положительный эффект, в частности из-за их несовместимости в одном препарате, и может сопровождаться аллергическими реакциями.

Промышленность выпускает большую номенклатуру пластырей для фиксации повязок, компрессов, катетеров и прочих медицинских устройств [3], включая специальные гипоаллергенные клей-расплавы разной силы адгезии, предназначенные для непосредственного контакта с кожей. Клей-расплав (термоплавкий клей) для медицинских пластырей и самоклеящихся лент представляет собой не содержащий растворителей композит на основе синтетического каучука, который при нагреве переходит в жидкое состояние и при температурах 130-180 °С наносится на несущий материал. Такая технология не позволяет вводить в композицию функциональные наполнители, лекарственные вещества или биологически активные добавки растительного происхождения, которые предпочтительно вводить в составы, охлажденные до 80-60 °С или даже до комнатной температуры.

Известно раневое покрытие на основе коллаген-хитозанового комплекса для восстановления дефектов кожи в виде губки, геля, коллоидного раствора, пленки. Хитозановая составляющая комплекса содержит хитозан в виде аскорбата со степенью деацетилирования 0,95-0,99 и молекулярной массой 100-1000 kDa, при содержании аскорбиновой кислоты 1,8 г/г сухого хитозана, и другие компоненты: хондроитинсерную кислоту - 5-100 мг/г

# ВУ 24212 С1 2024.03.20

сухого хитозана, гиалуроновую кислоту - 10-100 мг/г сухого хитозана, гепарин - 2,5-5 мг/г сухого хитозана и сывороточный фактор роста крупного рогатого скота - 11-220 мкг/г сухого хитозана [4]. Покрытие может быть использовано в качестве искусственной матрицы дермально-эпидермального эквивалента кожи для восстановления полнослойных кожных дефектов различной площади.

Недостатки композиции:

высокая стоимость применяемого сывороточного фактора роста;

высокое содержание аскорбиновой кислоты, что может отрицательно влиять на кожные покровы пациентов, страдающих тромбофлебитом, склонных к тромбозам и сахарному диабету.

Наиболее близкой по технической сущности к заявляемому объекту является бактерицидная композиция [5] на основе поливинилового спирта (ПВС) и хитозана, содержащая настойку прополиса (1:10) на 80%-ном водном растворе этанола, аскорбиновую кислоту, глицерин и пектин, при этом композиция выполнена в виде криогеля, находящегося в электретьном состоянии. Однако и эта композиция имеет недостатки:

при длительном использовании композиции входящая в ее состав аскорбиновая кислота может отрицательно влиять на кожные покровы пациентов, страдающих тромбофлебитом, склонных к тромбозам и сахарному диабету;

содержание в композиции настойки прополиса, который, несмотря на свои антисептические и противовоспалительные свойства, даже в незначительных количествах может вызвать аллергическую реакцию у больных астмой;

композиция эффективна только при частой замене, а при длительном использовании без доступа кислорода наблюдается рост анаэробных бактерий;

нестабильность консистенции для перфорации, которая предупреждает развитие анаэробных бактерий.

Задачи, на решение которых направлено изобретение:

1) создание формоустойчивой эластичной матрицы с возможностью осуществить ее перфорацию;

2) обеспечение синергического влияния слабых электрического и магнитного полей на процесс заживления на клеточном уровне;

3) обеспечение стабильной сорбционной способности материала;

4) возможность длительного использования материала без ежедневной замены, при сохранении возможности к безболезненному удалению с поверхности раны при замене.

Требуемый технический результат достигается тем, что в ранозаживляющей композиции применены следующие целевые компоненты:

поливиниловый спирт в качестве гелеобразователя;

комплекс хитозана с L-аспарагиновой кислотой в качестве иммуностимулятора и адсорбента эксудата;

пектин как гидроколлоид, иммуномодулятор, сорбент и адгезив;

гентамицин и диоксиметилтетрагидропиримидин в качестве лекарственных средств;

порошок феррита бария для создания слабого магнитного поля и для влияния на липкость композиции.

Таким образом, заявляется композиция для получения покрытия для раневых поверхностей в виде криогеля в электретьном состоянии, содержащая поливиниловый спирт и хитозан, отличающаяся тем, что дополнительно содержит L-аспарагиновую кислоту, пектин, гентамицина сульфат, диоксиметилтетрагидропиримидин, феррит бария и дистиллированную воду при следующем соотношении компонентов, мас. %:

|                         |          |
|-------------------------|----------|
| поливиниловый спирт     | 3,0-10,0 |
| хитозан                 | 4,0-10,0 |
| L-аспарагиновая кислота | 1,5-3,0  |
| пектин                  | 5,0-10,0 |

# ВУ 24212 С1 2024.03.20

|                                |              |
|--------------------------------|--------------|
| гентамицина сульфат            | 0,008-0,040; |
| диоксиметилтетрагидропиримидин | 0,5-4,5      |
| феррит бария                   | 0,05-1,0     |
| дистиллированная вода          | остальное.   |

Сущность изобретения состоит в следующем.

Выбор геля ПВС в качестве основы базируется на способности этого синтетического полимера поглощать и удерживать значительные количества жидкости, а также на абсорбционно-выделительных свойствах, которые позволяют использовать его как увлажняющий элемент раневого покрытия любой этиологии. Гидрогели ПВС за счет системы развитых пор абсорбируют раневую экссудат, стимулируют рост грануляционных тканей и эпителизацию по всей площади раневой поверхности. Кроме того, перед использованием или во время использования гидрогели ПВС можно насыщать лекарственными веществами. В этом случае лекарственное вещество выделяется непосредственно в раневую поверхность, поддерживая терапевтическую концентрацию и стимулируя эпителизацию по всему объему, т. е. "эффект депо". Этот принцип приемлем и при лечении трофических язв. Немаловажным фактором является то, что ПВС относительно дешевый и крупнотоннажно выпускаемый полимер.

Использование в композиции хитозана обусловлено тем, что лекарственные препараты на основе хитозана широко применяются в медицине в качестве иммуностимуляторов, для снятия болевых ощущений и адсорбции экссудата [6, 7]. Хитозан содержит ионогенные первичные аминогруппы, которые придают ему полилактионные, хелатирующие и другие свойства, а также способность растворяться в кислых водных средах, что расширяет возможности его практического применения и облегчает переработку [8].

Введение кислот позволяет регулировать pH материала, приближая его к показателям кожного покрова человека, так как известно, что в патогенезе некоторых кожных заболеваний имеет значение нарушение водного и минерального обмена. Сдвиги кислотно-щелочного равновесия влияют на бактерицидные функции кожи. У взрослых pH поверхности кожи составляет 3,8-5,6; у женщин этот показатель несколько выше, чем у мужчин. В подмышечных впадинах, паховобедренных складках пот имеет слабощелочную или слабокислую реакцию (pH 6,1-7,2). Выраженные сдвиги pH в сторону щелочной реакции способствуют возникновению пиодермии, микозов и т. п. В качестве регулятора кислотности материала использовали L-аспарагиновую кислоту. Это эндогенное вещество также используется в качестве биодобавок, бактерицидного средства, а L-форма применяется для синтеза белка и роста мышц.

Феррит бария создает в объеме композита слабое остаточное магнитное поле, причем в сочетании с другими компонентами, находящимися или переведенными в электрентное состояние (природный электрет хитозан, полярный ПВС), на клеточном уровне обеспечивается синергизм магнитного и электрического воздействия на рану и на пролонгированно выделяющиеся в нее лекарственные средства.

Пектин, являясь иммуномодулятором и сорбентом, обеспечивает липкость композиции, что исключает необходимость дополнительной операции по фиксации аппликационного материала на раневой поверхности.

Введение в композицию гентамицина сульфата - антибиотика широкого спектра действия из группы аминогликозидов - способствует снижению барьерных функций клеточных мембран и подавлению микроорганизмов (как грамотрицательных, так и грамположительных), но не действует на грибы, вирусы и простейшие. Однако введение диоксиметилтетрагидропиримидина позволяет обеспечить подавление не только грамположительных и грамотрицательных бактерий, но и грибов, вирусов, простейших, аэробных и анаэробных, спорообразующих и аспарогенных микроорганизмов в виде монокультур и микробных ассоциаций, включая госпитальные штаммы с полирезистентностью к лекарственным препаратам. Введение диоксиметилтетрагидропиримидина обу-

словлено также его фотопротекторным действием при наружном применении и иммуностимулирующими свойствами, способствующими нормализации обмена нуклеиновых кислот, ускоряющими процессы клеточной регенерации в ранах, рост и грануляционное созревание тканей и эпителизацию, стимулирующими эритро- и лейкопозз, клеточные и гуморальные факторы иммунитета, способствующими анаболической активности и противовоспалительному действию. Тем самым обеспечивается синергизм действия обоих антибиотических ЛС.

Совместное использование предлагаемых компонентов позволяет получить ранозаживляющий композитный материал с формоустойчивой перфорированной эластичной матрицей, сорбционной способностью и возможностью длительного использования материала без ежедневной замены.

**Пример** получения ранозаживляющего композита.

Для получения ранозаживляющей композиции использовали порошок ПВС (ГОСТ 10779, марка М ХЧ), хитозан низкомолекулярный (30-100) CAS Number: 9012-76-4, пектин (натуральный растительный, ТУ 9169-007-52303135-14), L-аспарагиновую кислоту  $C_4H_7NO_4$  (L-Asparticacid), гентамицин (раствор для инъекций), код АСТ: J01GBO3, диоксиметилтетрагидропиримидин (500 мг), порошок феррита бария  $BaO \cdot 6Fe_2O_3$  (ТУ 6-09-591-81) и воду дистиллированную.

Вначале получали 7%-ный раствор ПВС аналогично прототипу (прочность в диапазоне 0,6-0,9 МПа, измеренная методом пенетрации). В гидрогелях ПВС уже при небольшой концентрации полимера (3-5 мас. %) макромолекулы образуют стереохимически и термодинамически устойчивую пространственную сетку из структур кластерного типа, звенья которой соединены физическими или химическими связями. Экспериментально подтверждено, что концентрацию ПВС в композиции можно варьировать от 3 до 10 мас. %, т. к. в составе с полисахаридами в любом случае образуется липкая устойчивая система. Применение раствора с содержанием ПВС ниже 3 мас. % нецелесообразно из-за снижения прочности материала, а выше 10 % наблюдается сильное увеличение вязкости раствора и увеличение прочности геля выше 1 МПа. Также это ограничено медицинскими показаниями, т. к. ПВС выполняет в основном роль биоинертной механической матрицы, прочность которой можно широко регулировать технологическими параметрами.

Суспензию порошка ПВС в дистиллированной воде медленно нагревали на водяной бане до 80 °С при постоянном перемешивании в течение 1,5 ч для набухания частиц полимера. Затем температуру повышали до 95 °С и выдерживали до 2 ч при этой температуре до образования вязкого раствора прозрачной консистенции. В полученный гомогенный раствор постепенно, небольшими порциями, при постоянном перемешивании вводили порошок пектина в количестве 10 мас. %. Повышение концентрации пектина, несмотря на его лечебные свойства, требует смены технологии получения всего композита (переход от гелеобразования к методу вальцевания). Также рост содержания пектина повышает адгезию к коже от 0,1 до 3,5 кН/см (прочность при отслаивании), а эта величина недопустима для раневых поверхностей, несмотря на значительный рост влагопоглощения.

Параллельно готовили 3%-ный раствор L-аспарагиновой кислоты при температуре 80-90 °С, затем в остывший до 40 °С раствор вводили хитозан (4 мас. %), гомогенизировали и оставляли на 4 суток при комнатной температуре с периодическим перемешиванием до полного растворения хитозана, т. е. до получения вязкого прозрачного раствора янтарного цвета. Оптимальное содержание хитозана экспериментально было установлено в диапазоне от 4,0 до 8,0 мас. %. Количество аминокислоты было ограничено возможностями взаимодействия с ней хитозана с получением гомогенной прозрачной вязкой консистенции с заданной кислотностью. Содержание хитозана в композиции ниже 4 мас. % недостаточно для обеспечения ее ранозаживляющих свойств и создания стабильного поляризационного (электретного) заряда. Повышение содержания хитозана выше 10 мас. % ограничено ростом вязкости, что затрудняет формирование композита.

Затем раствор ПВС с пектином и аминокислотный раствор хитозана объединяли в соотношении 1:1, добавляли феррит бария в количестве 0,05 мас. %, гентамицин сульфат из расчета не менее 80 мг (ампула 2 мл на 100 г композиции), таблетку диоксиметилтетрагидропиримидина (не менее 500 мг) и тщательно перемешивали до однородной консистенции.

Полученную композицию разливали по формам или на тонкую полиэтиленовую пленку и сверху наносили защитное покрытие в виде антиадгезионной бумаги или пленки. Сформированные образцы помещали в хладотермостат, замораживали со скоростью  $\sim 2$  °C/мин и выдерживали при температуре минус 12 °C в течение 24 ч. Цикл обработки образца "замораживание - оттаивание" осуществляли дважды и при скорости оттаивания менее 1 °C/мин [9], как в прототипе. Получали криогелевые образцы толщиной 1,0 мм, обладающие адгезией к поверхности кожи около 0,4 Н/см, что равно или выше, чем у прототипа, и достаточно для удержания без дополнительной фиксирующей повязки. Затем полученный криогелевый образец подвергали модифицированию в коронном разряде отрицательной полярности по стандартной методике получения короноэлектретов [10] для дополнительного инициирования поляризации (повышения стабильности электрретного состояния) с достижением эффективной поверхностной плотности заряда не менее 3 нКл/см<sup>2</sup>.

Криообработка композиции позволяет получить водонерастворимый материал с высокой формоустойчивостью за счет формирования упорядоченной структуры. Электрретное состояние, реализуемое в композите, способствует регулированию процессов сорбции и десорбции активных компонентов в рану за счет возможности регулирования гидрофильно-гидрофобного баланса, способствует улучшению биосовместимости, а также в оптимальных биофизических условиях оказывает лечебный эффект посредством влияния на процессы ранозаживления. Консистенция композита позволяет осуществить перфорацию образца аналогично перфорации кожного лоскута (по Джанелидзе) при дерматопластике. Использование этого приема позволит "дышать" кожному покрову при ранозаживлении или в случае избытка экссудата через разрезы (отверстия) позволять ему выходить на поверхность.

Проведена клиническая оценка эффективности разработанного раневого покрытия пролонгированного действия в сравнении с прототипом в эксперименте у лабораторных крыс на базе НИЛ УО "Гомельский государственный медицинский университет". Исследования проводили на 30 белых крысах-самцах линии Wistar, массой 250-370 г. Животных содержали в индивидуальных клетках на стандартном рационе вивария со свободным доступом к воде и пище. Эксперимент проведен с соблюдением принципов гуманности директивы Европейского сообщества и Хельсинкской декларации. Моделирование сахарного диабета выполняли с применением аллоксана гидрата в дозировке 320 мг/кг по схеме, включающей следующие операции:

измерение уровня глюкозы крови (глюкометром "Сателлит");

ишемию конечности моделировали путем лигирования бедренной артерии (эффективность модели оценивали путем определения цвета и температуры лапы животного);

трофическую язву задней лапы крысы моделировали подкожным введением 0,6 мл 10%-ного хлорида кальция по наружной поверхности голени (на месте введения формировался некротический струп, отторжение которого наблюдалось в среднем на пятые сутки с формированием обширного язвенного дефекта).

После отторжения некротического струпа раневую поверхность обрабатывали раствором хлоргексидина, накладывали образец разработанного раневого покрытия, соответствующий клинико-микробиологическим особенностям ран пациентов с нейроишемической формой синдрома диабетической стопы [11]. Рану закрывали стерильной марлевой салфеткой, которую фиксировали к коже одиночными узловыми швами. С целью профилактики снятия повязки животным надевали специальные воротники.

# ВУ 24212 С1 2024.03.20

Животные были разделены на три группы, по 10 животных в каждой группе, следующим образом: первая (I) - контроль (прототип), вторая (II) - с образцами состава № 1 (ПВС, хитозан, L-аспарагиновая кислота, пектин, феррит бария, гентамицин), третья (III) - с образцами состава № 2 (ПВС, хитозан, L-аспарагиновая кислота, пектин, феррит бария, гентамицин и диоксиметилтетрагидропиримидин). Первую смену повязки проводили на третьи сутки со взятием гистологического материала, затем через день. При смене повязки оценивали такие параметры, как характер и количество раневого отделяемого, размеры язвы, наличие грануляций и эпителизации. Динамическую оценку проводили на 3, 7, 14 и 21 сутки. Площадь язвы измеряли с помощью оптического микроскопа, подключенного к ПК с соответствующим программным обеспечением.

После отторжения некротического струпа у животных всех групп наблюдались глубокие язвы со скудным серозным экссудатом. В контрольной группе (прототип) к пятым суткам язвы стали сухие, без отделяемого, грануляции бледно-розовые, вялые. Уменьшение глубины язвы отмечено к седьмым суткам, появление краевой эпителизации - к 14. Полное заживление язв наблюдалось лишь к 35 суткам наблюдения.

В группе II при смене покрытия на третьи сутки отмечалось скудное серозное отделяемое, уменьшение глубины язвы, на дне - ярко-розовые мелкозернистые грануляции. К седьмым суткам отмечалось выравнивание дна язвы по отношению к коже, отделяемое скудное, серозное, без запаха. К 14 суткам у всех животных отмечалась активная краевая эпителизация с уменьшением площади язвы. Полное заживление язвы отмечено к 28 суткам.

В группе III при смене покрытия на третьи сутки обнаружено уменьшение глубины язвы, отделяемое серозное, скудное, без запаха. К седьмым суткам отмечалось выравнивание дна язвы по отношению к коже, определялась краевая эпителизация. Полная эпителизация отмечена к 21 суткам.

Для оценки динамики заживления язв вычисляли следующие показатели:

1) остаточная площадь язвы ( $\Delta S$ , %):

$$\Delta S = \frac{S_n \times 100 \%}{S_0}$$

где  $S_n$  - площадь раны на n-е сутки,  $S_0$  - исходная площадь раны;

2) скорость заживления язвы ( $V_{зж}$ , %/сут):

$$V_{зж} = \frac{(S_0 - S_n) \times 100 \%}{S_0 \times N}$$

где  $S_0$  - исходная площадь раны;  $S_n$  - площадь раны на n-е сутки; N - порядковый номер суток эксперимента.

## Сравнительная клиническая характеристика динамики заживления язв

| Сутки | Площадь, см <sup>2</sup> |            |            | Остаточная площадь, % |       |       | Скорость заживления, %/сутки |      |      |
|-------|--------------------------|------------|------------|-----------------------|-------|-------|------------------------------|------|------|
|       | Группы                   |            |            | Группы                |       |       | Группы                       |      |      |
|       | I<br>(прототип)          | II         | III        | I<br>(прототип)       | II    | III   | I<br>(прототип)              | II   | III  |
| 0     | 4,12                     | 3,93       | 3,81       | 100                   | 100   | 100   | 0                            | 0    | 0    |
| 3     | 3,993                    | 3,659      | 3,67       | 96,92                 | 93,1  | 96,22 | 1,03                         | 2,3  | 1,26 |
| 7     | 3,825                    | 2,84       | 1,814      | 92,84                 | 72,26 | 47,61 | 1,02                         | 3,96 | 7,48 |
| 14    | 2,996                    | 1,372      | 0,425      | 72,72                 | 34,91 | 11,15 | 1,95                         | 4,65 | 6,35 |
| 21    | 2,374                    | 0,29       | заживление | 57,62                 | 7,38  | 0     | 2,02                         | 4,41 | 3,57 |
| 28    | 1,207                    | заживление |            | 29,3                  | 0     |       | 2,53                         | 3,57 |      |

# BY 24212 C1 2024.03.20

Как видно из таблицы, скорость заживления язв в группах II и III выше, чем в контрольной группе. При сравнении групп II и III отмечается значительный прирост скорости к седьмым суткам в группе III, что сокращает сроки заживления язв на 7 суток.

Проведенное исследование показало, что сроки заживления язв у лабораторных животных с разработанными раневыми покрытиями значительно сокращаются по сравнению с контрольной группой (прототип). Таким образом, задачи изобретения решены. Предложенное композитное покрытие для местного лечения можно считать эффективным при лечении трофических язв сосудистой этиологии на фоне сахарного диабета. Также следует отметить, что композит, по-видимому, будет эффективен для лечения мокнущих ран из-за его хорошей сорбционной способности.

## Источники информации:

1. Как лечить трофические язвы [электронный ресурс]. Найдено на [<https://medportal.ru/enc/orthopedy/readLng/17/>].
2. КНОРРЕ Д.Г. и др. Биологическая химия: Учеб. для хим., биол. и мед. спец. вузов. 2-е изд., перераб. и доп. - Москва: Высш. шк., 1998, с. 479.
3. Клей для медицинских изделий и пластырей [электронный ресурс]. Найдено на [<http://www.zellstoff-m.ru/klei/klej-dlja-medicinskih-plastyrej/>].
4. RU 2254145, 2005.
5. Заявка BY 20200100, 2020 (прототип).
6. РЫЧКОВ Ю.Г. и др. Физиологическая генетика человека в проблеме заживления ран. Москва: Наука, 1985, с. 183.
7. ТОЛСТИКОВА Т.Г. и др. Модифицированный хитозан как стимулятор репаративной регенерации кожи. Доклады академии наук. 1996, т. 350, № 4, с. 557-559.
8. ГОРБАЧЕВА И.Н. и др. Свойства полимерных композиций на основе полисахаридов и их получение в условиях твердофазного деформирования под давлением. Химические волокна. 2003, № 1, с. 19-23.
9. BY 15555, 2012.
10. ЛУЩЕЙКИН Г.А. Полимерные электреты. Москва: Химия, 1984, с. 184.
11. СИЛЬВИСТРОВИЧ В.И. и др. Бактериологический профиль ран пациентов с нейроишемической формой синдрома диабетической стопы. Проблемы здоровья и экологии. 2020, № 1, с. 45-50.