

Оценка паропроницаемости раневых повязок с нановолокнистым покрытием

Д. Б. Рыклин, М. А. Демидова
М. С. Карнилов

*Витебский государственный технологический университет,
Республика Беларусь*

Аннотация. Актуальность исследований по получению инновационных раневых повязок из биоинертных полимеров методом электроформования обусловлена особенностями их структуры и свойств, таких как возможность имитации структуры внеклеточного матрикса, доставка лекарственных компонентов к раневой поверхности, повышенные сорбционные, кровоостанавливающие и заживляющие свойства. Цель данного исследования – оценка влияния нановолокнистых покрытий разного состава и структуры на паропроницаемость раневых повязок. В статье описано получение образцов раневых повязок с системой трансдермальной доставки лекарств, представляющей собой материал с включением нановолокон из биоинертного полимера, отвечающего за сохранение материалом формы, а также биосовместимого водорастворимого полимера с включенным активным компонентом. В качестве биоинертного полимера для создания внутреннего слоя был выбран полиамид-6, что связано с его химической стабильностью, биосовместимостью, биodeградируемостью, а также приемлемыми механическими свойствами. Внешний слой наработан из биосовместимого, водорастворимого полимера, в роли которого выступал поливиниловый спирт, с добавлением функционального лекарственного компонента.

Нановолокнистые покрытия были получены методом электроформования на установке Fluidnatek LE-50. Оценка структуры образцов проводилась с помощью электронного сканирующего микроскопа LEO 1420 фирмы Carl Zeiss. Определение паропроницаемости осуществлялось посредством сравнительного испытания проб материалов с помощью анализатора влажности MAC-50 фирмы Radwag, руководствуясь стандартом PN EN ISO 14268:2005. Анализ полученных результатов позволил установить, что паропроницаемость двухслойных нановолокнистых материалов из полиамида-6 и поливинилового спирта зависит от состава и толщины нановолокнистого покрытия. Увеличение толщины покрытия и введение в его состав гидрофобных компонентов сопровождается несущественным снижением паропроницаемости.

Ключевые слова: нановолокна, электроформование, нановолокнистое покрытие, паропроницаемость.

Информация о статье: поступила 11 июня 2024 года.

Evaluation of vapor permeability of wound dressings with nanofiber coating

Dzmitry B. Ryklin, Mariya A. Demidova
Mikhail S. Karnilau

*Vitebsk State Technological University,
Republic of Belarus*

Abstract. The relevance of research on obtaining innovative wound dressings from bioinert polymers by electrospinning is associated with the features of their structure and properties, such as the ability to imitate the structure of the extracellular matrix, delivery of active components to the wound surface, increased sorption, hemostatic and healing properties. The aim of this study is to evaluate the effect of nanofibrous coatings of different composition and structure on the vapor permeability of wound dressings. The article describes the production of samples of wound dressings with a transdermal drug delivery system – a material with nanofibers made of a bioinert polymer to maintain the material's shape, as well as a biocompatible polymer with an added active component. Polyamide-6 was chosen as a bioinert polymer for creating the inner layer due to its chemical stability, biocompatibility, biodegradability, and acceptable mechanical properties. The outer layer is made from a biocompatible water-soluble polymer polyvinyl alcohol with the addition of a functional medicinal component. Nanofibrous coatings were produced by electrospinning method using Fluidnatek LE-50. The structure of the samples was assessed using a LEO 1420 scanning electron microscope from Carl Zeiss. Vapor permeability was determined by comparative testing of material samples using a MAC-50 humidity analyzer from Radwag, according to the PN EN ISO 14268:2005 standard. The

analysis of the obtained results allowed us to establish that the vapor permeability of two-layer nanofibrous materials made of polyamide-6 and polyvinyl alcohol depends on the composition and thickness of the nanofibrous coating. Increasing the coating thickness and adding hydrophobic components to its composition leads to an insignificant decrease in vapor permeability.

Keywords: nanofibers, electrospinning, nanofibrous coating, vapor permeability.

Article info: received June 11, 2024.

Введение

Достижения в разработке и изготовлении наноматериалов с заданными свойствами различного назначения в наибольшей степени определяются уровнем развития технологий, которые позволяют получать наноструктурные объекты необходимой конфигурации. В настоящее время перспективы развития в области наноматериалов и нанотехнологий включают в себя целый ряд направлений физики, химии, биологии, электроники, медицины и других сфер деятельности. Основными задачами нанотехнологий являются получение наноматериалов с заданной структурой и свойствами, исследование структуры и свойств наноматериалов в ходе их получения.

Одним из перспективных методов получения наноразмерных материалов является электроформование, суть которого заключается в воздействии электрического поля на раствор полимера. Полученные методом электроформования материалы из нановолокон включаются в композиционные текстильные материалы нового поколения для обеспечения регулируемой водо- и паропроницаемости, антимикробных и антивирусных свойств. Электроформование нановолокон из раствора или расплава полимеров, а также получение на их основе композиционных волокнистых нетканых материалов является прогрессивной технологией настоящего времени [Haider A., Haider S., Kang, 2018; Демидова, Рыклин, 2022]. На данный момент наблюдается устойчивый интерес к применению нановолокнистых материалов, полученных методом электроформования в биоинженерии и медицине для создания изделий санитарно-гигиенического, косметологического и лечебного назначения [Stace et al., 2019; Mehnath et al., 2020].

Особый интерес к производству электроформованных раневых повязок из биоинертных полимеров связан с особенностями их структуры. Раневые повязки играют решающую роль в обеспечении процесса заживления ран, однако их классические образцы обладают заметными недостатками. Так, факторы роста, необходимые для восстановления тканей, подвержены

ферментативному расщеплению и биodeградации, тем самым затрудняя процесс заживления. Доставка биоактивных фармацевтических препаратов и клеточная терапия сталкиваются с такими препятствиями, как побочные эффекты и ограниченная клеточная активность, что снижает их терапевтическую эффективность. Кроме того, хотя гидрофобные повязки эффективно уменьшают адгезию, они могут непреднамеренно содержать бактерии и не обладать способностью поглощать раневой экссудат, следовательно, продлевая процесс заживления [Chen et al., 2022]. Современные раневые повязки, объединяющие традиционные средства с передовыми технологиями, включая гидрогели, наночастицы, мицеллы, микросферы, губки, каркасы, пленки и электроформованные нановолокна, становятся все более популярными в области тканевой инженерии и заживления ран [Ren et al., 2020].

Нановолокнистые материалы, как лечебное средство, применяются в качестве различных повязок, в которых они выполняют как защитные, так и лечебные функции при повреждениях, например, кожного покрова [Chagas et al., 2021; Su et al., 2021; Hermenegildo et al., 2022]. При этом в таких изделиях могут сочетаться слои: активный (биodeградирующий), непосредственно контактирующий с повреждением и обладающий сорбционными, кровоостанавливающими и заживляющими свойствами, и защитный (биоинертный), обеспечивающий стерильные условия и свободный обмен с окружающей атмосферой. Нановолокнистые повязки способны препятствовать попаданию в рану микроорганизмов извне, а также позволяют проводить лечение без повреждения тканей. Гистологические исследования показали, что при использовании нановолокнистых повязок, полученных способом электроформования, скорость восстановления эпителия на поврежденной поверхности увеличивается, а образование рубцов на коже сокращается [Agawal, Wendorff, Greiner, 2008].

В последнее время требования к материалам, применяемым в медицине для получения раневых повязок

и пластырей на основе нановолокон, становятся все более высокими. Они должны совмещать в себе такие свойства, как биосовместимость, биodeградируемость, а также приемлемые механические свойства. Этим требованиям соответствуют синтетические биodeградируемые полимеры, наиболее распространенными представителями которых являются поликапролактон, полигликолевая кислота, полимолочная кислота, полиэтилентерефталат и полиамид [Z. Gao et al., 2021; Pillai et al., 2021].

При этом важным вопросом при оценке получаемого нановолокнистого материала на пригодность и эффективность использования в качестве раневого материала являются его санитарно-гигиенические свойства, среди которых можно выделить отсутствие вредных примесей, паро- и водонепроницаемость, отсутствие создания среды, способствующей развитию болезнетворных бактерий, стойкость к воздействию биологических жидкостей и другие.

Обязательными свойствами для пленочных раневых покрытий являются: непроницаемость для микроорганизмов; проницаемость для водяного пара; проницаемость для кислорода. Проницаемость для водяного пара является крайне важным свойством, так как скапливающийся под пленкой избыток раневого экссудата мацерирует окружающую кожу и разрывает эпидермис, который теряет свои защитные свойства по отношению к микроорганизмам, находящимся в глубине волосяных фолликулов, сальных и потовых желез. Это приводит к развитию контактного дерматита [Д. Ю. Андреев, Б. А. Парамонов, А. М. Мухтарова, 2009].

Так, учеными было установлено, что скорость испарения воды с поверхности сухой здоровой кожи человека в спокойном состоянии составляет $144 \text{ г}/(\text{м}^2\cdot\text{сут})$ [$0,6 \text{ мг}/(\text{см}^2\cdot\text{ч})$] [J.S. Surinchac, 1985], для поверхности ожоговой раны данный показатель может достигать $3400\text{--}5200 \text{ г}/(\text{м}^2\cdot\text{сут})$ [$14,17\text{--}21,67 \text{ мг}/(\text{см}^2\cdot\text{ч})$] [R. Bryant, 1992].

Производство волокнистых материалов из биосовместимых и биodeградируемых полимеров открывает широкие перспективы для их использования в медицине при создании перевязочных средств, заменителей тканей, систем контролируемой доставки лекарственных средств. Одним из направлений при этом выступает создание раневых повязок с системой трансдермальной доставки лекарств. Данная система представляет собой материал с включением нановолокон из двух

видов полимеров:

- биоинертного полимера, отвечающего за сохранение материалом формы;
- биосовместимого водорастворимого полимера с включенным активным компонентом.

При попадании на кожу происходит активизация трансдермальной системы доставки лекарственного компонента: водорастворимые нановолокна вступают в контакт с естественной влагой кожи, начиная растворяться и высвобождать включенный в них лекарственный компонент, в то время как биоинертные нерастворимые нановолокна позволяют раневому покрытию сохранять форму и не терять эксплуатационных характеристик.

В связи с этим, целью исследования стала оценка влияния нановолокнистых покрытий разного состава и структуры на паропроницаемость раневых повязок.

Для проведения исследований в качестве материалов для трансдермальной доставки лекарств методом электроформования были получены различные образцы с двухслойными нановолокнистыми покрытиями. При этом внутренний слой покрытий, наносимый непосредственно на подложку, вырабатывался из биоинертного полимера, в качестве которого был выбран полиамид, а внешний – из биосовместимого, водорастворимого полимера, в роли которого выступал поливиниловый спирт с добавлением функционального компонента – глицерина.

Полиамид-6 (ПА-6) – представляет собой продукт анионной полимеризации капролактама, проводимой непосредственно в форме в присутствии щелочных катализаторов и активаторов. ПА-6 отлично поглощает ударные нагрузки, имеет малый коэффициент трения и абразивный износ, химически стоек, имеет высокие диэлектрические параметры. Данный полимер является нерастворимым и биоинертным, в связи с чем широко используется в медицине как нерассасывающийся шовный материал, так как обладает высокой устойчивостью к биodeградации. Как правило, он применяется в специализированных отраслях хирургии (сосудистая хирургия, кардиохирургия, нейрохирургия, офтальмология), требующих прецизионной техники наложения шва [Бонцевич, 2005]. Конструкции из полиамида применяются в стоматологии при протезировании челюсти [Шулятникова и др., 2012].

Известно, что нановолокнистые материалы из полиамида-6 используются в качестве матриц для переноса

лекарственных компонентов и субстанций, поскольку способны имитировать структуру естественного внеклеточного матрикса, способствуют адгезии клеток, пролиферации и регенерации, одновременно облегчая транспорт питательных веществ и ангиогенез, а также обладают хорошей совместимостью с различными антибактериальными веществами. Полиамид-6 отличается высокой механической прочностью и стабильностью, в связи с чем активно используется в биомедицине, в том числе для создания раневых повязок и покрытий [Mouseli et. al., 2024].

В свою очередь, поливиниловый спирт (ПВС) обладает биосовместимостью, не оказывает токсической нагрузки на организм пациента и не вызывает иммунного ответа, обладает специфическим характером и скоростью растворения, способен выводиться из организма пациента и не накапливается в тканях и органах. Благодаря нетоксичности ПВС может применяться в медицине в качестве клеев, пластырей, стерильных салфеток, хирургических нитей, фармацевтических препаратов, для изготовления плазмозаменяющих растворов¹. ПВС является водорастворимым полимером, в связи с чем широко применяется в инновационной медицине для получения нановолокнистых материалов с высокой скоростью растворения.

В качестве функционального компонента, добавленного в нановолокно, может выступать глицерин. Известно, что глицерин – один из важных компонентов в медицине. Его можно назвать одним из самых дешевых увлажняющих средств. Он входит в состав многих кремов, мазей, мыла. Глицерин выполняет защитную функцию, так как сохраняет влагу в клетках кожи. В медицине его используют в качестве антисептика при комплексном лечении многих заболеваний, особенно кожных (способствует заживлению ран, препятствует заражению и гноению)². Водопоглощающий эффект провоцирует дегидратацию и гибель болезнетворных бактерий. Глицерин в медицине является эффективным растворителем таких химических веществ как йод, фенол, тимол, бром³. При производстве нановолокнистых материалов глицерин играет роль пластификатора, повышает их эластичность.

Методы и средства исследований

С целью определения влияния структуры и состава нановолокнистого покрытия на показатель паропрооницаемости была осуществлена наработка 6 образцов материалов, характеристика покрытий которых представлена в таблице 1.

Выбор параметров процесса наработки образцов был обусловлен тем, что одной из задач исследования являлась оценка влияния толщины нановолокнистого покрытия, а также сочетания в нем гидрофильных и гидрофобных слоев на воздухопроницаемость получаемого материала.

Для получения нановолокнистых покрытий использовалась установка Fluidnatek LE-50, на которой формовочный раствор с помощью насоса по капилляру поступает в заданном количестве к прядильной головке, имеющей положительный потенциал, а далее – через отверстие в игле в зону электроформования. Нановолокна наносятся на подложку, закрепленную на барабане, который имеет отрицательный потенциал.

В качестве подложки для проведения электроформования использовался нетканый материал спанлейс, отличительными свойствами которого являются гигроскопичность, высокая степень воздухопроницаемости, безворсовая структура, гипоаллергенность, прочность и эластичность. Поверхностная плотность спанлейса составляет 45 г/м², данный материал состоит из волокон вискозы в смеси с полиэфирными волокнами и имеет характерную сетчатую структуру (рисунок 1).

Определение паропрооницаемости осуществлялось посредством сравнительного испытания проб материалов с помощью анализатора влажности MAC-50 фирмы Radwag (Польша), руководствуясь стандартом PN EN ISO 14268:2005. Для проведения исследований формировались пробы в виде диска диаметром 55 мм, которые предварительно в течение суток выдерживались в кондиционных условиях, после чего помещались в комплект Sampler 2000 анализатора влажности. Испытание осуществляется в течение 1 часа при температуре 40 °С. Данное значение температуры имитирует температуру на раневой поверхности тела человека.

¹ URL: <https://mplast.by/encyklopedia/fiziologicheski-aktivnyie-polimeryi/> (дата обращения 01.02.2024).

² URL: <https://www.sardiko.ru/articles/primeneniye-polivinilovogo-spirita-v-medicine/> (дата обращения 01.02.2024).

³ URL: <https://himya.ru/glycerin.html> (дата обращения 01.02.2024).

Таблица 1 – Характеристика нановолокнистых покрытий

Table 1 – Characteristics of nanofiber webs

№ образца	Структура	Состав слоев покрытия	Время нанесения, мин.	Расход прядильного раствора, г/ч
1	Однослойное покрытие	ПА-6 – 15%, муравьиная кислота – 85 %	15	0,2
2	Двухслойное покрытие	ПА-6 – 15%, муравьиная кислота – 85 %	15	0,2
		ПВС – 14 %, вода – 86 %	60	1,1
3	Двухслойное покрытие	ПА-6 – 15%, муравьиная кислота – 85 %	15	0,2
		ПВС – 14 %, глицерин – 8, вода – 78 %	50	1,3
4	Однослойное покрытие	ПА-6 – 15%, муравьиная кислота – 85 %	6	0,2
5	Двухслойное покрытие	ПА-6 – 15%, вода – 85 %	6	0,2
		ПВС – 14 %, вода – 86 %	30	1,1
6	Двухслойное покрытие	ПА-6 – 15%, муравьиная кислота – 85 %	6	0,2
		ПВС – 14 %, глицерин – 8, вода – 78 %	25	1,3

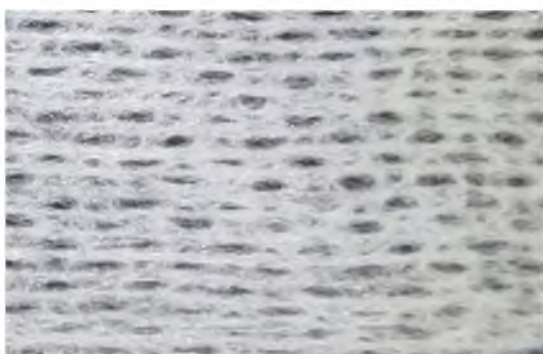


Рисунок 1 – Структура материала спанлейс

Figure 1 – Spunlace structure

Показатель паропроницаемости P (мг/см²·ч) определяется по следующей формуле:

$$P = \frac{(m_1 - m_2) \cdot 10^3}{S \cdot t}, \quad (1)$$

где m_1 – масса комплекта Sampler 2000 с пробой до испытания, г; m_2 – масса комплекта Sampler 2000 с пробой после испытания, г; S – рабочая площадь поверхности пробы, см²; t – время испытания, ч.

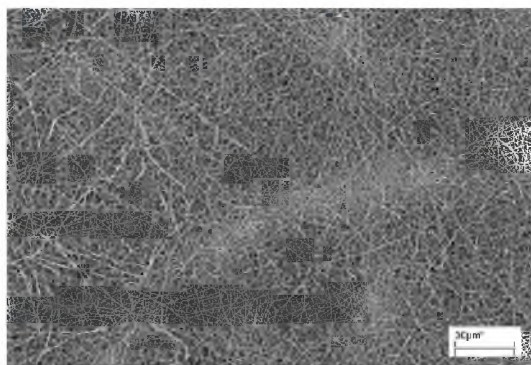
Результаты исследований

Изображения структуры образцов 1 и 3, полученные с помощью электронного сканирующего микроскопа LEO 1420 (Carl Zeiss, Германия) при различном увеличении, представлены на рисунках 2 и 3.

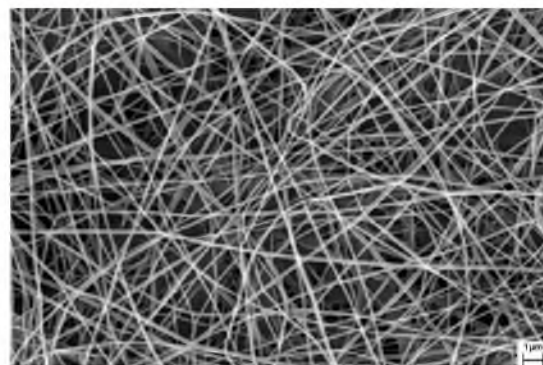
Анализ полученных изображений позволил установить, что средний диаметр нановолокон ПА-6 составил 174 нм, коэффициент вариации нановолокон по диаметру – 13,3 %. Полученный нановолокнистый материал отличался плотностью нанесения покрытия, равномерностью и гладкостью, отсутствием видимых дефектов. Нановолокнистое покрытие, полученное из ПВС с добавлением глицерина отличалось равномерностью, нанесение покрытия было плотным, без образования дефектов. Средний диаметр нановолокон составил 197,76 нм, коэффициент вариации нановолокон по диаметру – 20 %.

На рисунке 4 представлена динамика изменения массы комплекта Sampler 2000 с испытуемыми пробами в течение 60 минут.

Полученные значения паропроницаемости нетканой подложки и полученных образцов материалов с нановолокнистыми покрытиями по результатам испытаний на анализаторе влажности MAC-50 представлены в таблице 2.

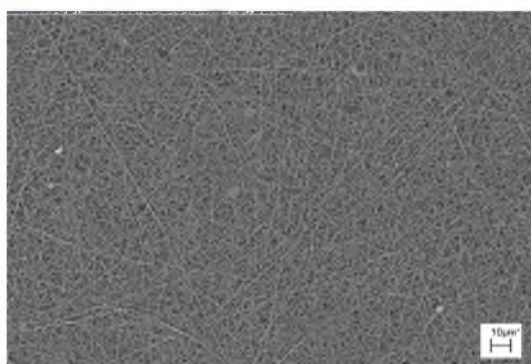


a

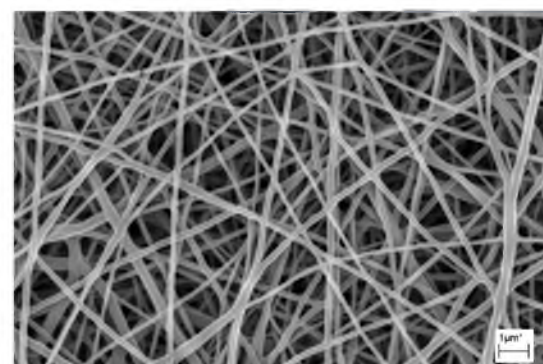


б (b)

Рисунок 2 – Изображение структуры нановолокнистого покрытия, выработанного из раствора ПА-6 (образец 1): а) $\times 1000$; б) $\times 10000$
Figure 2 – Image of the structure of a nanofibrous coating produced of the PA-6 solution (sample 1): a) $\times 1000$; б) $\times 10000$



a



б (b)

Рисунок 3 – Изображение структуры нановолокнистого покрытия, выработанного из раствора ПВС с добавлением глицерина (внешний слой образца 3): а) $\times 1000$; б) $\times 10000$
Figure 3 – Image of the structure of a nanofibrous coating produced of the PVA solution with glycerin adding (upper layer of the sample 3): a) $\times 1000$; б) $\times 10000$

Полученные значения паропроницаемости нетканой подложки и полученных образцов материалов с нановолокнистыми покрытиями по результатам испытаний на анализаторе влажности MAC-50 представлены в таблице 2.

Анализ полученных результатов

В результате проведенного эксперимента установлено, что происходит равномерное испарение воды во всех исследованных образцах. Материалы равномерно

пропускают пары на протяжении всего испытания. Паропроницаемость материала спанлейс, выступавшего в роли подложки, составляет $14,16 \text{ мг/см}^2 \cdot \text{ч}$, что является наибольшим значением для всех испытанных образцов. При нанесении на подложку слоя из биоинертного полимера ПА-6 в течение 15 минут паропроницаемость материала снижается на 5,08 %. Данный факт объясняется тем, что нановолокнистое покрытие представляет собой сетчатую структуру с шириной пор от 0,1 до

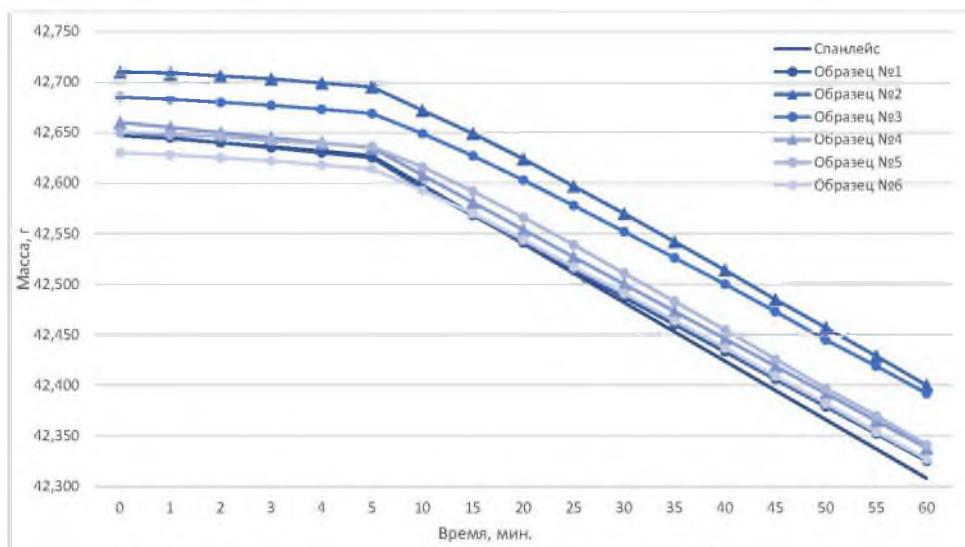


Рисунок 4 – Динамика изменения массы комплекта Sampler 2000 в процессе проведения эксперимента
Figure 4 – Dynamics of the Sampler 2000 mass changes during the experiment

Таблица 2 – Паропроницаемость исследованных образцов материалов
Table 2 – Vapor permeability test results

Исследуемый материал		Паропроницаемость, мг/см ² ·ч
Спанлейс		14,16
Образцы с нановолокнистыми покрытиями	Образец 1	13,44
	Образец 2	12,97
	Образец 3	12,42
	Образец 4	13,85
	Образец 5	13,01
	Образец 6	12,71

1,5 мкм, затрудняющую прохождение водяных паров. При сокращении времени нанесения покрытия в 2,5 раза приблизительно пропорционально уменьшается и падение его паропроницаемости.

При нанесении последующего слоя, содержащего ПВС (образец 2), паропроницаемость нановолокнистого материала снижается на 3,5 % по сравнению с образцом 2, что в первую очередь связано с увеличением толщины покрытия. Кроме того, ПВС, являясь водорастворимым полимером, при контакте с влагой начинает растворяться, постепенно заполняя поры между волокнами из по-

лиаида, что также оказывает влияние на прохождение водяных паров через покрытие.

Наименьшей паропроницаемостью обладает двухслойный образец 3, первый слой которого получен из ПА-6, а второй из – раствора ПВС с добавлением глицерина. Гигроскопичность глицерина, включенного в нановолокно ПВС, снижает паропроницаемость полученного образца на 4,2 % по сравнению с двухслойным материалом (образец 2), наработанным без данного компонента.

Так же сокращение времени нанесения растворимого слоя и, как следствие, его толщины, непосредственно

влияет и на показатели паропроницаемости. Так, для сравнения, показатель паропроницаемости у образца б оказался выше на 2,34 % по сравнению с образцом 3 того же состава.

Как уже было упомянуто ранее, паропроницаемость раневых повязок должна быть не менее 0,6 мг/см²·ч – для всех исследованных нановолокнистых материалов данный показатель существенно превышает необходимые значения, что свидетельствует о том, что данные нановолокнистые материалы обеспечивают благоприятную для лечения среду на раневой поверхности. Включенный в нановолокно из ПВС активный компонент глицерин при попадании на рану начинает высвобождаться согласно принципу трансдермальной доставки, а установленная в ходе исследований паропроницаемость материала позволяет обеспечить свободный влагообмен с окружающей средой.

Выводы

В результате проведенных исследований установлено, что паропроницаемость материалов зависит от состава и толщины нановолокнистого покрытия. Увеличение толщины покрытия и введение в его состав гидрофобных компонентов сопровождается снижением паропроницаемости. Однако изменение данного показателя несущественно.

Полученные результаты могут быть использованы при проектировании раневых повязок с нановолокнистыми покрытиями, выборе основы для нанесения материала, состава прядильного раствора и режимов процесса электроформования.

Разработанный двухслойный нановолокнистый материал из ПА-6 и ПВС с добавлением глицерина обладает достаточной паропроницаемостью и может быть использован для создания раневых повязок и пластырей с механизмом трансдермальной доставки лекарств для применения в медицине и косметологии.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- Бонцевич, Д. Н. (2005). Хирургический шовный материал. *Проблемы здоровья и экологии*, том № 3(5), с. 43–48.
- Демидова, М. А. и Рыклин, Д. Б. (2022). Технология получения наноструктурных изделий из электроформованных нетканых материалов. *Вестник Витебского государственного технологического университета*, том № 2 (43), с. 19–32.
- Шулятникова, О. А., Рогожников, Г. И., Леонова, Л. Е. и Рогожников, А. Г. (2012). Биомеханическое обоснование возможности использования полиамидного конструкционного материала для изготовления сложночелюстных протезов. *Проблемы стоматологии*, том № 13(3), с. 85–88.
- Agawal, S., Wendorff, H. and Greiner, A. (2008). Use of electrospinning technique for biomedical applications. *Polymer*, vol. 49, pp. 5603–5621.
- Bryant, R. (1992). *Acute and chronic wounds: nursing management*. St. Louis: Mosby, Year Book Inc., USA.
- Chagas, P. A. M., Schneider, R., Santos, D. M., Otuka, A. J. G., Mendoca, C. R. and Correa, D. S. (2021). Bilayered electrospun membranes composed of poly(lactic-acid)/natural rubber: A strategy against curcumin photodegradation for wound dressing application. *Reactive and Functional Polymers*, vol. 163, art. 104889.
- Chen, K., Hu, H., Zeng, Y., Pan, H., Wang, S., Zhang, Y., Shi, L., Tan, G., Pan, W. and Liu, H. (2022). Recent advances in electrospun nanofibers for wound dressing. *European Polymer Journal*, vol. 178, art. 111490.
- Gao, Z., Su, C., Wang, C., Zhang, Y., Wang, C., Yan, H. and Hou, G. (2021). Antibacterial and hemostatic bilayered electrospun nanofibrous wound dressings based on quaternized silicone and quaternized chitosan for wound healing. *European Polymer Journal*, vol. 159, art. 110733.
- Haider, A., Haider, S. and Kang, I. K. (2018). A comprehensive review summarizing the effect of electrospinning parameters and potential applications of nanofibers in biomedical and biotechnology. *Arabian Journal of Chemistry*, vol. 11, pp. 1165–1188.
- Hermenegildo, B., Ribeiro, C., Perinka, N., Martins, P., Trchova, M., Hajna, M., Stejskal, J. and Lanceros-Mendez, S. (2022). Electroactive poly(vinylidene fluoride) electrospun fiber mats coated with polyaniline and polypyrrole for tissue regeneration

applications. *Reactive and Functional Polymers*, vol. 170, art. 105118.

Mehnath, S., Chitra, K., Karthikeyan, K. and Jeyaraj, M. (2020). Localized delivery of active targeting micelles from nanofibers patch for effective breast cancer therapy. *International Journal of Pharmaceutics*, vol. 584, art. 119412.

Mouseli, S., Natouri, O., Seghinsara, A. M. and Ghorbani, M. (2024). Physicochemical and biological characterization of propolis-loaded composite polyamide-6/soybean protein nanofibers for wound healing applications. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, vol. 694, art. 134172.

Pillai, M. M., Dandia, H., Checker, R., Rokade, S., Sharma, D. and Tayalia, P. (2021). Novel combination of bioactive agents in bilayered dermal patches provides superior wound healing. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, art. 102495.

Ren, Y., Huang, L., Wang, Y., Mei, L., Fan, R., He, M., Wang, C., Tong, A., Chen, H. and Guo, G. (2020). Stereocomplexed electrospun nanofibers containing poly (lactic acid) modified quaternized chitosan for wound healing. *Carbohydrate Polymers*, vol. 247, art. 116754.

Stace, E. T., Mouthuy, P. A., Carr, A. J. and Ye H. C. (2019). Biomaterials: Electrospinning. *Comprehensive Biotechnology (Third Edition)*, vol. 5, pp. 424–441.

Su, S., Bedir, T., Kalkandelen, C., Başar, A. O., Şaşmazel, H. T., Ustundag, C. B., Sengor, M. and Gunduz, O. (2021). Coaxial and emulsion electrospinning of extracted hyaluronic acid and keratin based nanofibers for wound healing applications. *European Polymer Journal*, vol. 142, art. 110158.

Surinchac, J. S. (1985) Skin wound healing determined by water loss. *J. Surg. Res*, vol. 38, № 4, pp. 258–262.

REFERENCES

Boncevich, D. N. (2005). Surgical suture material [Hirurgicheskij shovnyj material]. *Problemy zdorov'ya i ekologii = Problems of health and ecology*, vol. 5, № 3, pp. 43–48 (In Russian).

Demidova, M. A. and Ryklin, D. B. (2022). Technology for producing nanostructured products of electrospun nonwovens [Tekhnologiya polucheniya nanostrukturnyh izdelij iz elektroformovannyh netkanyh materialov]. *Vestnik Vitebskogo gosudarstvennogo tekhnologicheskogo universiteta = Vestnik of Vitebsk State technological University*, vol. 43, № 2, pp. 19–32 (In Russian).

Shulyatnikova, O. A., Rogozhnikov, G. I., Leonova, L. E. and Rogozhnikov A. G. (2012). Biomechanical substantiation of the possibility of using polyamide structural material for the manufacture of complex jaw prostheses [Biomekhanicheskoe obosnovanie vozmozhnosti ispol'zovaniya poliamidnogo konstrukcionnogo materiala dlya izgotovleniya slozhnochelyustnyh protezov]. *Problemy stomatologii = Problems of dentistry*, vol. 13, № 3, pp. 85–88 (In Russian).

Agawal, S., Wendorff, H. and Greiner, A. (2008). Use of electrospinning technique for biomedical applications. *Polymer*, vol. 49, pp. 5603–5621.

Bryant, R. (1992). *Acute and chronic wounds: nursing management*. St. Louis: Mosby, Year Book Inc., USA.

Chagas, P. A. M., Schneider, R., Santos, D. M., Otuka, A. J. G., Mendoca, C. R. and Correa, D. S. (2021). Bilayered electrospun membranes composed of poly(lactic-acid)/natural rubber: A strategy against curcumin photodegradation for wound dressing application. *Reactive and Functional Polymers*, vol. 163, art. 104889.

Chen, K., Hu, H., Zeng, Y., Pan, H., Wang, S., Zhang, Y., Shi, L., Tan, G., Pan, W. and Liu, H. (2022). Recent advances in electrospun nanofibers for wound dressing. *European Polymer Journal*, vol. 178, art. 111490.

Gao, Z., Su, C., Wang, C., Zhang, Y., Wang, C., Yan, H. and Hou, G. (2021). Antibacterial and hemostatic bilayered electrospun nanofibrous wound dressings based on quaternized silicone and quaternized chitosan for wound healing. *European Polymer Journal*, vol. 159, art. 110733.

Haider, A., Haider, S. and Kang, I. K. (2018). A comprehensive review summarizing the effect of electrospinning parameters and potential applications of nanofibers in biomedical and biotechnology. *Arabian Journal of Chemistry*, vol. 11, pp. 1165–1188.

Hermenegildo, B., Ribeiro, C., Perinka, N., Martins, P., Trchova, M., Hajna, M., Stejskal, J. and Lanceros-Mendez, S. (2022). Electroactive poly(vinylidene fluoride) electrospun fiber mats coated with polyaniline and polypyrrole for tissue regeneration applications. *Reactive and Functional Polymers*, vol. 170, art. 105118.

Mehnath, S., Chitra, K., Karthikeyan, K. and Jeyaraj, M. (2020). Localized delivery of active targeting micelles from nanofibers patch for effective breast cancer therapy. *International Journal of Pharmaceutics*, vol. 584, art. 119412.

Mouseli, S., Natouri, O., Seghinsara, A. M. and Ghorbani, M. (2024). Physicochemical and biological characterization of propolis-loaded composite polyamide-6/soybean protein nanofibers for wound healing applications. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, vol. 694, art 134172.

Pillai, M. M., Dandia, H., Checker, R., Rokade, S., Sharma, D. and Tayalia, P. (2021). Novel combination of bioactive agents in bilayered dermal patches provides superior wound healing. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, art. 102495.

Ren, Y., Huang, L., Wang, Y., Mei, L., Fan, R., He, M., Wang, C., Tong, A., Chen, H. and Guo, G. (2020). Stereocomplexed electrospun nanofibers containing poly (lactic acid) modified quaternized chitosan for wound healing. *Carbohydrate Polymers*, vol. 247, art. 116754.

Stace, E. T., Mouthuy, P. A., Carr, A. J. and Ye H. C. (2019). Biomaterials: Electrospinning. *Comprehensive Biotechnology (Third Edition)*, vol. 5, pp. 424–441.

Su, S., Bedir, T., Kalkandelen, C., Başar, A. O., Şaşmazel, H. T., Ustundag, C. B., Sengor, M. and Gunduz, O. (2021). Coaxial and emulsion electrospinning of extracted hyaluronic acid and keratin based nanofibers for wound healing applications. *European Polymer Journal*, vol. 142, art. 110158.

Surinchac, J. S. (1985). Skin wound healing determined by water loss. *J. Surg. Res*, vol. 38, № 4, pp. 258–262.

Информация об авторах

Information about the authors

Рыклин Дмитрий Борисович

Доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Техническое регулирование и товароведение», Витебский государственный технологический университет, Республика Беларусь.

E-mail: ryklin-db@mail.ru

Демидова Мария Александровна

Кандидат технических наук, ассистент кафедры «Маркетинг и финансы», Витебский государственный технологический университет, Республика Беларусь.

E-mail: demidova.mariya00@gmail.com

Карнилов Михаил Сергеевич

Аспирант кафедры «Техническое регулирование и товароведение», Витебский государственный технологический университет, Республика Беларусь.

E-mail: alphamiha@mail.ru

Dzmitry B. Ryklin

Doctor of Science (in Engineering), Professor, Chair of the Department "Technical Regulation and Commodity Science", Vitebsk State Technological University, Republic of Belarus.

E-mail: ryklin-db@mail.ru

Mariya A. Demidova

Candidate of Science (in Engineering), Assistant of the Department "Marketing and Finance", Vitebsk State Technological University, Republic of Belarus.

E-mail: demidova.mariya00@gmail.com

Mikhail S. Karnilau

Postgraduate Student of the Department "Technical Regulation and Commodity Science", Vitebsk State Technological University, Republic of Belarus.

E-mail: alphamiha@mail.ru