

УДК 677.494

Д. В. Прищепенко, Н. Р. Прокопчук, Ж. С. Шашок
Белорусский государственный технологический университет

**ВЛИЯНИЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ
ЭЛЕКТРОФОРМОВАНИЯ НА МОРФОЛОГИЮ И ПЛОТНОСТЬ
НАНЕСЕНИЯ НАНОВОЛОКОН ХИТОЗАНА**

В данной работе рассматривается одно из перспективных направлений получения нановолокон – метод электроформования из растворов полимеров. В качестве волокнообразующего полимера использовали грибной хитозан производства «KitoZyme» с добавлением полиэтиленоксида. Хитозан обладает ранозаживляющим свойством, кроме того, это нетоксичный, биосовместимый и биоразлагаемый полимер. Отличительной особенностью нановолокон на основе хитозана является высокоразвитая поверхность и пористость. Примимая во внимание его ранозаживляющие свойства, хитозан является очень эффективным при создании раневых покрытий для ожогов, незаживающих ран и трофических язв. Нановолокна из хитозана по технологии Nanospider® получали на установке NSLAB 500 S «ELMARCO», Чехия. Максимальное напряжение при работе установки составляло 80 кВ. В работе рассматривается влияние технологических параметров процесса электроформования на средний диаметр нановолокон и плотность нановолоконного покрытия из грибного хитозана при использовании подкладочных нетканых материалов спанлейс и спанбел. Подобраны наиболее приемлемые параметры процесса получения нановолоконного покрытия, которое изучалось с помощью сканирующего микроскопа JSM-5610 LVJEOL. Представлены электронные снимки нановолокон, полученных при электроформовании при наиболее приемлемых параметрах. Результаты данной работы могут быть использованы при производстве изделий медицинского назначения.

Ключевые слова: электроформование, хитозан, нановолокно, формовочный раствор, электрод, сканирующая электронная микроскопия, нановолоконное покрытие.

D. V. Prishchepenko, N. R. Prokopchuk, Zh. S. Shashok
Belarusian State Technological University

**IMPACT OF ELECTROSPINNING TECHNOLOGICAL PARAMETERS
ON CHITOSAN NANOFIBERS COATING MORPHOLOGY
AND SURFACE DENSITY**

Electrospinning from solutions of polymers as a perspective way of nanofibres manufacture in the field of nanotechnologies is reviewed in the paper. Chitosan which possesses a wound-healing effect is used as nanofiber-forming polymer; it is also non-toxic, biocompatible and biodegradable. Nanofibres on its basis manifest a superdeveloped surface, and voids rating. Taking into account curative properties, chitosan is very effective at creation ambustial, long non-healing wound and trophic ulcers. Nanofibres from chitosan were produced according to the Nanospider technology on the NS LAB 500 S (“ELMARCO”, Czech Republic). During process of nanofibres electrospinning potencial difference between electrodes up to 60 kV was created. Impact of electrospinning technological parameters on chitosan nanofibers coating morphology and surface density are described. Most preferred electrospinning process parameters are selected. The structure of a nanofiber layer is analyzed by method of scanning microscopy on JSM-5610 LV JEOL. SEM images of nanofibres are presented. The results of work can be used on medical devices production.

Key words: electrospinning, chitosan, nanofibers, spinning solution, electrode, scanning electron microscopy, nanofiber coating.

Введение. Одним из методов получения химических волокон является формирование волокон из растворов полимеров под действием электростатического поля – электроформование (ЭФ) волокон. Несмотря на сложность понимания и исследования физических процессов электроформования, этот метод отличается аппаратурной простотой, высокой энергетической эффективностью производства нановолокон,

широкой универсальностью к формируемым материалам и гибкостью в управлении параметрами процесса. Все это делает процесс ЭФ привлекательным для промышленного производства нановолокон [1].

Перспективным направлением в области нанотехнологий является технология Nanospider – безкапиллярное электроформование нановолокон из растворов полимеров. Полученные

по этой технологии нановолокна отличаются сверхразвитой структурой, что обуславливает их высокую эффективность в фильтрационных процессах, биомедицинских целях; для обеспечения антимикробных и противовирусных барьерных свойств; регулирования водонепроницаемости и паропроницаемости; создания перевязочных средств при лечении обширных ожоговых поверхностей различного происхождения, незаживающих ран и трофических язв. Особенно перспективны «раневые покрытия» из хитозана, полученные методом электроформования [1].

Хитозан – деацетилированное производное хитина. В отличие от практически нерастворимого хитина, хитозан растворим в кислых растворах как минеральных, так и органических кислот. Снижение молекулярной массы позволяет хитозану растворяться при нейтральных значениях рН [2]. Субстанция на основе хитозана представляет собой порошок от белого до белого с желтоватым оттенком цвета или беловатые, полупрозрачные гранулы.

Хитозан проявляет гемостатические, бактериостатические, фунгистатические свойства. Обнаружены иммуномодулирующий и антиопухольный эффекты, доказаны отсутствие иммунореактивности, способность к биодеградации, полному выводу из организма и биостимуляции регенерационных процессов [3].

Доказано, что хитозан в организме разлагается специфической группой ферментов и достаточно быстро выводится [3]. Конечным продуктом разложения хитозана является 2-аминоглюкан – естественный компонент полисахаридов организма, входящий в состав молекул гиалуроновой кислоты и гепарина [4]. Он хорошо проникает в такие биологические среды, как кровь, лимфа, тканевая и суставная жидкость, и при этом абсолютно не токсичен [5].

Химия и технология нановолокон из хитозана играет особую роль в развитии «лечебных нанотехнологий» [6–7]. Хитозан обладает высокими сорбционными свойствами – способен к адсорбции небольших полярных молекул, пептидных и белковых лекарственных веществ. Хитозан сочетает в себе химическую и радиационную стойкость [8], совместим с различными веществами – антисептиками, антибиотиками, сульфаниламидами, местными анестетиками и др. [9].

Лекарственные препараты на основе хитозана находят все более широкое применение для лечения ожоговых ран различной этиологии. Мембраны и пленки из хитозана применяются для лечения ожогов и открытых экссудативных ран. Результаты использования таких пленок показали существенное угнетение роста

микрофлоры (стафилококка, протей, синегнойной палочки) и ускоренное заживление ожоговых ран [10]. Универсальный механизм селективного связывания хитозана с рецепторами сахаров на клеточной мембране обеспечивает бактериостатический эффект практически на любом виде микроорганизмов [11].

Анализ экспериментальных данных изучения влияния нескольких форм хитозана (раствор, гель, пленка) на процессе заживления кожной раны у крыс и кроликов показал, что применение геля обеспечивает достоверное ускорение процесса репарации кожи и слизистых [12].

Хитозан используется для производства биодеградируемых шовных материалов. Эти шовные материалы остаются в ткани достаточно долго, до заживления, но затем медленно растворяются, следовательно, их не нужно снимать. В отличие от многих других биораспадающихся шовных материалов, эти не вызывают аллергических реакций и не теряют своей прочности [13].

Таким образом, хитозан обладает уникальными свойствами и биологической активностью, что позволяет широко использовать его в медицине и фармации [1].

Технология электроформования заключается в вытягивании раствора (расплава) полимера в тонкие струи под действием электрического напряжения от единиц до ста киловольт. Высокое напряжение индуцирует в растворе полимера одноименные электрические заряды, которые приводят к образованию конусов Тейлора и дальнейшему электростатическому вытягиванию полимерного раствора. В процессе вытягивания полимерная струя может претерпевать ряд последовательных расщеплений на более тонкие струи. Полученные струи отверждаются за счет испарения растворителя или в результате охлаждения, превращаясь в волокна, и под действием электростатических сил дрейфуют к подложке, имеющей противоположное значение электрического потенциала.

Основное влияние на процесс электроформования оказывают свойства формовочного раствора и параметры проведения процесса электроформования. Оптимальный подбор всех рассмотренных выше свойств формовочного раствора и технологических параметров процесса электроформования является исследовательской задачей в каждом конкретном случае [1].

Основная часть. На свойства получаемого нановолоконного покрытия непосредственно влияют такие технологические параметры, как напряжение, межэлектродное расстояние,

скорость вращения волокнообразующего электрода. Цель работы – исследовать влияния данных параметров на средний диаметр нановолокон и плотность нанесения нановолоконного покрытия из хитозана. Для приготовления формовочного раствора использовался хитозан производства «KitoZyme» с молекулярной массой 30–50 кДа. Концентрация хитозана в формовочном растворе составляла 7 мас. %, в качестве растворителя использовали уксусную кислоту (70%). В качестве технологической добавки использовали полиэтиленоксид с молекулярной массой 400 кДа в количестве 0,3 мас. %. Формование проводили в день приготовления раствора. В качестве подкладочного материала использовали нетканые материалы спанлейс и спанбел. Формование проводили на установке NS LAB 500S.

Полученный материал исследовали на сканирующем электронном микроскопе JEOL JSM-5610 LV. Средний диаметр нановолоконного покрытия рассчитывали по полученным изображениям поверхности с помощью программы ImageJ. Плотность нановолоконного покрытия измеряли гравиметрическим методом на образцах размером 10×10 см.

В таблице приведена зависимость среднего диаметра нановолокон из грибного хитозана от напряжения, межэлектродного расстояния, скорости вращения волокнообразующего электрода при использовании в качестве подложки материала спанбел.

Анализ полученных расчетных данных показал, что при электроформовании нановолоконного покрытия из формовочных растворов на основе грибного хитозана при различных значениях напряжения не наблюдается значительного отличия величины среднего диаметра нановолокон. Максимальное значение среднего диаметра нановолокон составляет 280 нм (при межэлектродном напряжении 65 кВ), а при увеличении напряжения до 70 кВ средний диаметр нановолокон изменяется незначительно – 270 нм. В тоже время дальнейшее увеличение напряжения (75, 80 кВ) приводит к уменьшению значения среднего диаметра нановолокон до 220 нм, что, вероятно, может быть обусловлено большей вытяжкой струи формовочного раствора из-за увеличения напряженности электрического поля и, следовательно, увеличения кулоновских сил.

Экспериментальные данные свидетельствуют о росте плотности нанесения нановолоконного покрытия с увеличением напряжения при использовании в качестве подкладочных материалов спанлейса и спанбела. При напряжении 60 кВ плотность нанесения составила для спанбела и спанлейса соответственно 0,15

и 0,18 г/м², а при 80 кВ – 0,38 и 0,45 г/м². Для получения наибольшей плотности нановолоконного покрытия из хитозана необходимо использовать максимальное напряжение.

Но из-за того что увеличение напряжения способствует уменьшению времени формования, возможно недосыхание волокон до укладки на подложку и появление дефектов [14, 15, 16, 17]. Также не рекомендуется использовать значения напряжения, близкие к максимальному для источника высокого напряжения [16, 17]. Увеличение напряжения в большинстве случаев приводит к большей вытяжке струи формовочного раствора из-за увеличения кулоновских сил и напряженности электрического поля. При этом наблюдается уменьшение среднего диаметра волокон [19, 20, 15], а также ускоряется испарение растворителя из струи [16]. Однако увеличение напряжения снижает время полета струи. При большем времени полета у струи больше времени на вытяжку и ориентацию, что может способствовать получению более тонких волокон [21]. При высоких значениях напряжения возможно образования дефектов. Форма дефектов может варьироваться от веретенообразных до сферических [17]. В некоторых случаях [18] наблюдается уменьшение количества дефектов при повышении напряжения из-за более сильного вытягивания струи формовочного раствора. При использовании низковязких формовочных растворов более высокие значения напряжения способствуют расщеплению струи на более мелкие, что способствует уменьшению среднего диаметра получаемого волокна [22].

Исходя из представленных данных наиболее приемлемым значением напряжения для получения нановолоконного покрытия является 70 кВ, поскольку при данных условиях наблюдается относительно высокая производительность работы оборудования в нормальном режиме и получение нановолоконного покрытия с высокой плотностью. Полученные данные в целом согласуются с литературными.

Межэлектродное расстояние является важным технологическим параметром, так как оказывается непосредственное влияние на время полета струи и на напряженность электрического поля.

На основании полученных расчетов диаметров нановолокон выявлено, что при электроформовании при межэлектродном расстоянии 100 мм значение среднего диаметра нановолокон составляет 390–410 нм, а при расстоянии 200 мм – 201 и 280 нм для подкладочных материалов спанлейс и спанбел соответственно.

Зависимость среднего диаметра нановолокон, плотности нанесения нановолоконного покрытия от напряжения, межэлектродного расстояния и скорости вращения волокнообразующего электрода для нетканого материала спанбел и спанлейс

Показатели	Спанбел					Спанлейс				
	60	65	70	75	80	60	65	70	75	80
При напряжении, кВ	60	65	70	75	80	60	65	70	75	80
средний диаметр, нм	280	280	240	240	200	310	320	280	250	220
плотность покрытия (ρ), г/м ²	0,15	0,23	0,31	0,34	0,38	0,18	0,27	0,37	0,41	0,45
При межэлектродном расстоянии, мм	100	125	150	175	200	100	125	150	175	200
средний диаметр, нм	390	260	240	230	200	410	280	250	190	280
плотность покрытия (ρ), г/м ²	1,16	0,31	0,20	0,15	0,10	1,31	0,37	0,30	0,15	0,10
При скорости вращения волокнообразующего электрода, об/мин	4	7	10	13	16	4	7	10	13	16
средний диаметр, нм	270	250	240	260	290	260	250	280	250	280
плотность покрытия (ρ), г/м ²	0,20	0,26	0,31	0,23	0,24	0,27	0,32	0,37	0,31	0,34

Самое значительное уменьшение диаметра волокон наблюдается при увеличении межэлектродного расстояния со 100 до 125 мм и с 390 до 260 нм для подкладочного материала спанбел и с 410 до 280 для спанлейс. Из представленных результатов установлено, что плотность нановолоконного покрытия с увеличением межэлектродного расстояния уменьшается, что не позволит получать изделия с удовлетворительным комплексом свойств. Увеличение межэлектродного расстояния может приводить к уменьшению среднего диаметра получаемых волокон [20]. Это связано с тем, что при большем межэлектродном расстоянии у струи больше времени на вытяжку. Однако возможно и увеличение среднего диаметра волокон при увеличении межэлектродного расстояния из-за снижения напряженности электрического поля [15]. Полученные данные согласуются с литературными.

Для формирования одиночных волокон время полета струи должно быть достаточным для того, чтобы большая часть растворителя успела испариться из струи. При уменьшении межэлектродного расстояния струе нужно будет пройти меньшее расстояние, чтобы попасть на подложку. Однако при уменьшении межэлектродного расстояния также увеличивается действующая на струю сила электрического поля, что приводит к увеличению ее ускорения. В результате струе может не хватить времени для испарения растворителя до ее укладки на подложку [18]. При недостаточном межэлектродном расстоянии волокна могут склеиваться между собой из-за высокого содержания растворителя [23]. Низкие значения межэлектродного расстояния могут приводить к образованию дефектов в виде бусин [19]. Это происходит потому, что уменьшение межэлектродного расстояния оказывает схожий эффект с увеличением напряжения между электродами, увеличивая напряженность электрического поля, при этом

возрастает нестабильность струи. Это способствует образованию дефектов в виде бусин.

Полученные данные изменения плотности нанесения нановолоконного покрытия от скорости вращения волокнообразующего электрода свидетельствуют о росте плотности с увеличением числа оборотов волокнообразующего электрода до определенного значения, затем наблюдается ее снижение. Максимальная плотность наблюдается при скоростях вращения волокнообразующего электрода 10 об/мин, что, вероятно, обусловлено созданием наиболее приемлемых условий для формирования нановолоконного покрытия, поскольку при низких значениях скорости вращения волокнообразующего электрода наблюдается нехватка формовочного раствора на его поверхности, что снижает производительность процесса, а при высоких значениях скорости вращения волокнообразующего электрода формовочный раствор не успевает полностью сформироваться с его поверхности. Поэтому происходит избыточное иницирование новых конусов Тейлора при том, что формование еще было возможно из имевшихся конусов. Это отрицательно сказывается на производительности. Средний диаметр меняется при этом незначительно и остается в пределах 250–280 нм для подкладочных материалов спанлейс и спанбел.

Таким образом, для получения наибольшего значения плотности нанесения нановолоконного покрытия из хитозана на нетканые подкладочные материалы спанлейс и спанбел следует проводить формование при скорости вращения волокнообразующего электрода 10 об/мин.

На рис. 1 и 2 приведены снимки поверхности нановолоконного покрытия из хитозана на нетканых материалах спанлейс и спанбел в наиболее приемлемом режиме: напряжение 70 кВ, межэлектродное расстояние 125 мм, скорость вращения волокнообразующего электрода 10 об/мин.

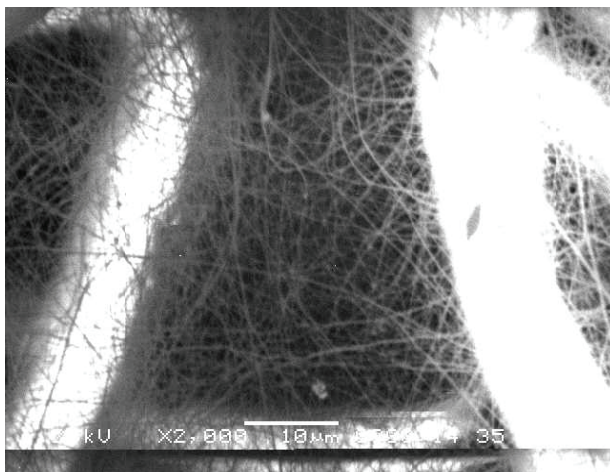


Рис. 1. Электронный снимок поверхности нановолоконного покрытия из хитозана на нетканом материале спанлейс

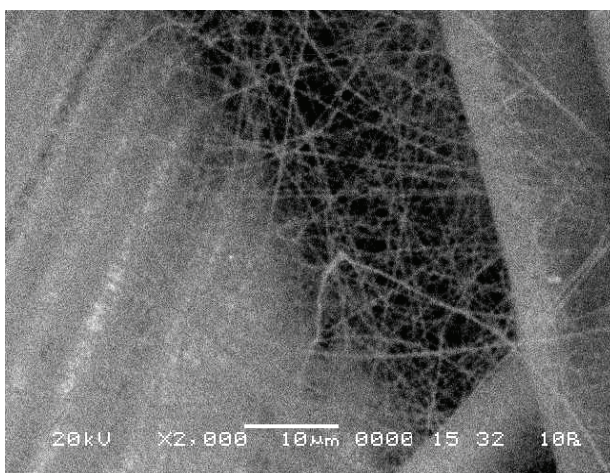


Рис. 2. Электронный снимок поверхности нановолоконного покрытия из хитозана на нетканом материале спанбел

Заключение. Исследования влияния технологических параметров на процесс электроформования показали, что наибольшая плотность покрытия нановолокнами из хитозана достигается при минимальном значении межэлектродного расстояния 100 мм. Однако анализ структуры нановолоконного покрытия выявил, что при этом наблюдается резкий рост среднего диаметра волокон до 390–410 нм. Наиболее приемлемое межэлектродное расстояние находится в пределах 125–150 мм, при котором наблюдается средний диаметр волокон 240–280 нм и плотность нановолоконного покрытия 0,2–0,4 г/м². С ростом напряжения происходит снижение среднего диаметра нановолокон и увеличение плотности нановолоконного покрытия. Поскольку эксплуатация источника высокого напряжения на максимальной мощности не рекомендуется, то наиболее приемлемым является напряжение 70 кВ, при котором диаметр нановолокон составляет 240–280 нм, а плотность нановолоконного покрытия 0,31–0,37 г/м². Скорость вращения волокнообразующего электрода не оказывает существенного влияния на диаметр получаемого нановолоконного покрытия. Максимальная плотность покрытия наблюдается при скорости 10 об/мин.

Полученные данные могут быть использованы на ОАО «Завод горного воска» при организации производства медицинских изделий с нановолокнами хитозана. Доклинические испытания на лабораторных животных показали их большую эффективность по сравнению с традиционными средствами. Предварительная калькуляция себестоимости показала, что изделие, полученное методом электроформования, будет в 2–3 раза дешевле зарубежных аналогов.

Литература

1. Прокопчук Н. Р., Шашок Ж. С., Прищепенко Д. В. Электроформование нановолокон из растворов хитозана (обзор) // Полимерные материалы и технологии. 2015. Т. 1, № 2. С. 36–56.
2. Вихорева Г. А., Роговина С. З., Пчелко О. М. Фазовое состояние и реологические свойства системы хитозан – уксусная кислота – вода // ВМС. 2001. Т. 43, № 6. С. 1079–1084.
3. Боброва Л. В., Большаков И. Н., Михальков Р. В. Энтеросорбция хитозаном у детей при воспалительных заболеваниях нервной системы (энцефаломиелополирадикулоневритах) // Сибирское медицинское обозрение. 2001. № 1. С. 21–25.
4. Некоторые аспекты химической и ферментативной модификации хитозана / В. П. Варламов [и др.] // Научные основы производства ветеринарных биологических препаратов: тез. докл. Всерос. науч.-практ. конф. М., 2000. С. 377.
5. Riccardo A. A. Chitin and chitosans for the repair of wounded skin, nerve, cartilage and bone // Carbohydrate Polymers. 2009. Vol. 76. P. 167–182.
6. Получение низкомолекулярного хитозана и изучение его антимикробных свойств / Е. В. Крыжановская [и др.] // Достиж. науки и техн. АПК. 2008. № 11. С. 45–46.
7. Agawal, S., Wendorff H., Greiner A. Use of electrospinning technique for biomedical applications // Polymer. 2008. Vol. 49. P. 5603–5621.
8. Kumar G., Smith P. J., Payne G. F. Enzymatic grafting of a natural product onto chitosan to confer water solubility under basic conditions // G. Kumar, P. J. Smith, G. F. Payne // Biotechnol Bioeng. 1999. No. 2. P. 154–165.

9. Оценка антибактериального действия разномолекулярного хитозана дисковым методом / Т. М. Сафронова [и др.]: материалы 4-го съезда общества биотехнологов России им. Ю. А. Овчинникова. М., 2006. С. 228.
10. Хунафин С. Н., Байков Д. А., Муниров Р. Р. Опыт применения пленчатых раневых покрытий на основе ПВС и хитозина в лечении пострадавших с ожоговой травмой: материалы Респ. науч.-практ. конф. «Новые медицинские технологии в хирургической и терапевтической практике в Республике Башкортостан». Уфа: Здравоохранение Башкортостана, 2000. С. 51.
11. Chen C. S., Liao W. Y., Tsai G. J. Antibacterial effects of N-sulfonated and N-sulfobenzoyl chitosan and application to Oyster preservation // *J. Food Protection*. 1998. Vol. 61, No. 9. P. 1124–1128
12. Свойства пленок, полученных из смесей целлюлозы и хитозана / С. З. Роговина [и др.] // *ВМС*. 1999. Т. 41, № 11. С. 1839–1842.
13. Исследование природного полимера на основе хитозана на стойкость к биодеструкции / В. М. Елинсон [и др.]: материалы 18-й Междунар. науч.-техн. конф. «Высокие технологии в промышленности России (Материалы и устройства функциональной электроники и микрофотоники)». М., 2012. С. 10.
14. Wang H. Preparation of electrospinning nanofibers composite chitosan, polylactic acid and the study of their properties // *Polym Mater. Sci. Technol. Eng*. 2013. No. 1. P. 162–165.
15. Role of molecular weight of atactic poly(vinyl alcohol) (PVA) in the structure and properties of PVA nanofabric prepared by electrospinning / J. S. Lee [et al.] // *J. Appl. Polym. Sci*. 2004. Vol. 93. P. 1638–1646.
16. Electrospinning of a micro-air vehicle wing skin / K. J. Pawlowski [et al.] // *Polymer*. 2003. Vol. 44. P. 1309–1314.
17. Structure and process relationship of Electrospun bioabsorbable nanofiber membranes / X. H. Zhong // *Polymer*. 2002. Vol. 43. P. 4403–4412.
18. Ramakrishna S., Fujihara K., Zuwei M. An introduction to Electrospinning and nanofibers. Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2005. 382 p.
19. Processing and microstructural characterization of porous biocompatible protein polymer thin films / C. J. Buchko [et al.] // *Polymer*. 1999. Vol. 40. P. 7397–7407.
20. Micro- and nanostructured surface morphology on electrospun polymer fibers / S. Megelski [et al.] // *Macromolecules*. 2002. Vol. 35. P. 8456–8466.
21. Zhao S. L. Electrospinning of ethyl-cyanoethyl cellulose/tetrahydrofuran solutions // *J. Appl. Polym. Sci*. 2004. Vol. 91. P. 242–246.
22. Electrospinning of polyurethane fibers / M. M. Demir [et al.] // *Polymer*. 2002. Vol. 43. P. 3303–3309.

References

1. Prokopchuk N. R., Prishchepenko D. V., Shashok Zh. S. Electrospinning of nanofibres from solutions of chitosan (review). *Polimernye materialy i tekhnologii* [Polymer materials and technologies], 2015, vol. 1, no. 2, pp. 36–56 (In Russian)
2. Vihoreva G. A., Rogovina S. Z., Pchelko O. M. Phase state and rheological properties of chitosan – acetic acid – water system. *VMS* [Polymer science], 2001, vol. 43, no. 6, pp. 1079–1084 (In Russian).
3. Bobrova L. V., Bol'shakov I. N., Mikhail'kov R. V. Enterosorption chitosan in children with inflammatory diseases of the nervous system (encephalomyeloradiculitis). *Sibirskoe meditsinskoe obozrenie* [Siberian medical review], 2001, no. 1, pp. 21–25 (In Russian).
4. Varlamov V. P. Some aspects of chemical and enzymatic modification of chitosan. *Nauchnye osnovy proizvodstva veterinarnykh biologicheskikh preparatov: tez. dokl. Vseros. nauch.-prakt. konf.* [Scientific basis for the production of veterinary biologicals: abstracts of the All-Russian scientific-practical conference], Moscow, 2000, p. 377 (In Russian).
5. Riccardo A. A. Chitin and chitosans for the repair of wounded skin, nerve, cartilage and bone. *Carbohydrate Polymers*, 2009, vol. 76, pp. 167–182.
6. Kryzhanovskaya E. V. Preparation of the low molecular weight chitosan and the study of its antimicrobial properties. *Dostizh. nauki i tekhn. APK*. [Advances in science and technology AIC], 2008, no. 11, pp. 45–46 (In Russian)
7. Agawal S., Wendorff H., Greiner A. Use of elektrospinning technique for biomedical applications. *Polymer*, 2008, vol. 49, pp. 5603–5621.
8. Kumar G., Smith P. J., Payne G. F. Enzymatic grafting of a natural product onto chitosan to confer water solubility under basic conditions. *Biotechnol Bioeng*, 1999, no. 2, pp. 154–165.
9. Safronova T. M. Evaluation of the antibacterial action of intermolecular chitosan disk method. *Materialy 4-go s'ezda obshchestva biotekhnologov Rossii im. Yu. A. Ovchinnikova* [Materials of 4th congress russian biotechnology society Yu. A. Ovchinnikov]. Moscow, 2006, p. 228 (In Russian).

10. Hunafin S. N., Bajkov D. A., Munirov R. R. Experience of using filmy wound coverings based on PVA and chitozin in the treatment of patients with burn injury. *Materialy Resp. nauchn.-prakt. konf. "Novye medicinskie tehnologii v hirurgicheskoy i terapevticheskoy praktike v Respublike Bashkortostan"* [Materials of the republic scientific and practical conference "New medical technologies in surgical and therapeutic practice in the Republic of Bashkortostan"]. Ufa, 2000, p. 51 (in Russian).
11. Chen C. S., Liao W. Y., Tsai G. J. Antibacterial effects of N-sulfonated and N-sulfobenzoyl chitosan and application to Oyster preservation. *J. Food Protection.*, 1998, vol. 61, no. 9, pp. 1124–1128.
12. Rogovina S. Z. Properties of films derived from mixtures of chitosan and cellulose. *VMS* [Polymer science], 1999, vol. 41, no. 11, pp. 1839–1842 (in Russian).
13. Elinson V. M. Investigation of the natural polymer chitosan-based resistance to biodegradation. *Materialy 18 Mezhdunar. nauch.-tekhn. konf. "Vysokie tehnologii v promyshlennosti Rossii (Materialy i ustroystva funktsional'noy elek-troniki i mikro-fotoniki)"* [Materials of the International scientific conference "High technologies in Russian industry (materials and devices of functional electronics and micro-photonics)"]. Moscow, 2012, p. 10 (in Russian).
14. Wang H. Preparation of electrospinning nanofibers composite chitosan, polylactic acid and the study of their properties. *Polym Mater. Sci. Technol. Eng*, 2013, 29, no. 1, pp. 162–165.
15. Lee J. S., Choi K. H., Ghim H. D., Kim S. S., Chun D. H., Kim H. Y., Lyoo W. S. Role of molecular weight of atactic poly(vinyl alcohol) (PVA) in the structure and properties of PVA nanofabric prepared by electrospinning. *J. Appl. Polym. Sci.*, 2004, vol. 93, pp. 1638–1646.
16. Pawlowski K. J., Belvin H. L., Raney D. L., Su J., Harrison J. S., Siochi E. J. Electrospinning of a micro-air vehicle wing skin. *Polymer*, 2003, vol. 44, pp. 1309–1314.
17. Zhong X. H. Structure and process relationship of Electrospun bioabsorbable nanofiber membranes. *Polymer*, 2002, vol. 43, pp. 4403–4412.
18. Ramakrishna S., Fujihara K., Zuwei M. An introduction to Electrospinning and nanofibers. Singapore, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2005. 382 p.
19. Buchko C. J., Chen L. C., Shen Yu, Martin D. C. Processing and microstructural characterization of porous biocompatible protein polymer thin films. *Polymer*, 1999, vol. 40, pp. 7397–7407.
20. Megelski S., Stephens J. S., Chase D. B., Rabolt J. F. Micro- and nanostructured surface morphology on electrospun polymer fibers. *Macromolecules*, 2002, vol. 35, pp. 8456–8466.
21. Zhao S. L. Electrospinning of Ethyl-Cyanoethyl Cellulose/Tetrahydrofuran Solutions. *J. Appl. Polym. Sci.*, 2004, vol. 91, pp. 242–246.
22. Demir M. M., Yilgor I., Yilgor E., Erman B. Electrospinning of polyurethane fibers. *Polymer*, 2002, vol. 43, pp. 3303–3309.

Информация об авторах

Прищепенко Дмитрий Викторович – аспирант кафедры технологии нефтехимического синтеза и переработки полимерных материалов. Белорусский государственный технологический университет (220006, г. Минск, ул. Свердлова, 13а, Республика Беларусь). E-mail: bdv91@list.ru

Прокопчук Николай Романович – член-корреспондент Национальной академии наук Беларуси, доктор химических наук, профессор, профессор кафедры технологии нефтехимического синтеза и переработки полимерных материалов. Белорусский государственный технологический университет (220006, г. Минск, ул. Свердлова, 13а, Республика Беларусь). E-mail: n.r.prok@gmail.com

Шашок Жанна Станиславовна – кандидат технических наук, доцент кафедры технологии нефтехимического синтеза и переработки полимерных материалов. Белорусский государственный технологический университет (220006, г. Минск, ул. Свердлова 13а, Республика Беларусь). E-mail: shashok@belstu.by

Information about the authors

Prishchepenko Dmitriy Viktorovich – PhD student, Department of Technology of Petrochemical Synthesis and Polymer Materials Processing. Belarusian State Technological University (13a, Sverdlova str., 220006, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: bdv91@list.ru

Prokopchuk Nikolaj Romanovich – Corresponding Member of the National Academy of Sciences of Belarus, DSc (Chemistry), Professor, Professor, Department of Technology of Petrochemical Synthesis and Polymer Materials Processing. Belarusian State Technological University (13a, Sverdlova str., 220006, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: n.r.prok@gmail.com

Shashok Zhanna Stanislavovna – PhD (Engineering), Assistant Professor, Department of Technology of Petrochemical Synthesis and Polymer Materials Processing. Belarusian State Technological University (13a, Sverdlova str., 220006, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: shashok@belstu.by

Поступила 23.02.2016