

УДК 677.473

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

### **ОСОБЕННОСТИ СВОЙСТВ ФОРМОВОЧНОГО РАСТВОРА И НАНОВОЛОКОН ИЗ БИОПОЛИМЕРА ХИТОЗАНА**

В данной работе рассматривается одно из перспективных направлений получения нановолокон – метод электроформования из растворов полимеров. В качестве полимерной основы для формирующих растворов использовался хитозан, который обладает ранозаживляющим эффектом, кроме того, это нетоксичный, биосовместимый и биоразлагаемый полимер. Отличительной особенностью волокон на основе хитозана является высокоразвитая поверхность, пористость и, принимая во внимание его ранозаживляющие свойства, хитозан является очень эффективным при создании перевязочных материалов для ожогов, незаживающих ран и трофических язв. Нановолокна из хитозана по технологии Nanospider получали на установке NS LAB 500 S ELMARCO, Чехия. При формировании напряжение между электродами составляло 60 кВ. Позитивно заряженные струи отталкиваются друг от друга, двигаются и вибрируют в процессе формирования. В работе описаны особенности свойств разработанного состава формирующего раствора: применяемый растворитель, соотношение компонентов, вязкость и его реологические параметры. Подобраны наиболее приемлемые параметры процесса получения нановолоконного покрытия, который изучался с помощью сканирующего микроскопа JSM-5610 LV JEOL. Таким образом отмечены перспективы использования технологии Nanospider при получении нановолокон из растворов полимеров.

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

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

### **FEATURES OF SPINNING SOLUTION PROPERTIES AND NANOFIBERS FROM CHITOSAN BIOPOLYMER**

Electrospinning from solutions of polymers which is a promising way of nanofibres manufacture in the field of nanotechnologies is reviewed in the paper. Chitosan which possesses wound-healing action was used as polymer, it is also non-toxic, biocompatible and biodegradable. Nanofibres on its basis manifest the superdeveloped surface and voids rating. Taking into account wound healing properties, chitosan is very effective at producing wound textile for burns, long nonhealing wounds, 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 potential difference between electrodes up to 60 kV was created. Positively charged sprays push each other, move and vibrate during electrospinning. Diameter of a spray decreases towards nanosizes because their movement accelerates. The chemical composition, viscosity, and rheological parameters of the solution are developed. The electrospinning technology is optimized; the structure of a nanofiber layer is analyzed by method of scanning microscopy on JSM-5610 LV JEOL. Thus, the prospects of use of Nanospider technology are defined for production of nanofibres based on polymer solutions.

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

**Введение.** Хитозан – активная субстанция хитина, аморфно-кристаллический биополимер. Высокомолекулярный хитозан легко растворяется в растворах как минеральных, так и органических кислот. Некоторые исследователи считают, что лучшим растворителем являются растворы муравьиной кислоты с концентрацией от 0,2 до 100% [1]. Снижение молекулярной массы позволяет хитозану растворяться при нейтральных значениях pH [2, 3].

Натуральный хитозан в природе обнаружен только у маток термитов (в брюшной стенке) и у грибов зигомидетов (в перегородках клеток) [4, 5]. Поэтому хитозан производят из хитина, который, напротив, довольно широко распространен и возобновляем. Сосредоточен в панцирях ракообразных (омары, крабы, креветки, раки), а также в насекомых (мухи, пчелы, жуки).

Лекарственные препараты на основе хитозана находят все более широкое применение

для лечения ожоговых ран различной этиологии [6]. Так, искусственная кожа (мембраны и пленки из высокоочищенного высокомолекулярного хитозана) применяется для лечения ожогов и открытых экссудативных ран [7]. Результаты использования таких пленок показали существенное угнетение роста микрофлоры (стафилококка, протей, синегнойной палочки) и ускоренное заживление ожоговых ран [8]. Универсальный механизм селективного связывания хитозана с рецепторами сахаров на клеточной мембране обеспечивает бактериостатический эффект практически на любом виде микроорганизмов [9, 10].

В последние годы широко осваивается производство материалов из нано/ультратонких волокон, используемых для изготовления медицинских изделий, в частности раневых покрытий, клеточных субстратов, медицинских масок, назальных фильтров, а также фильтров для воздушной и жидкостной фильтрации, сорбентов радионуклидов. Данный материал состоит из нескольких слоев: внутренний слой выполнен из хитозановых нано/ультратонких волокон, а наружные слои играют роль подложки для электроформования и осуществляют защитную функцию [11–13].

Существуют различные методы формования нановолокон, однако любой процесс получения волокон включает три обязательные стадии: перевод материала в вязко-текучее состояние, формование и отверждение [14]. Вязко-текучее состояние определяет способность материала к волокнообразованию и характеризуется определенными значениями вязкости и поверхностного натяжения. Способность к волокнообразованию проявляют растворы или расплавы полимеров и смол [15, 16]. В разных методах формования волокон значения вязкости и поверхностного натяжения этих материалов варьируются по-разному: за счет изменения температуры (при формовании термопластов), или концентрации (при формовании растворов полимеров или смол), или введением поверхностно-активных веществ. Соответственно проводится и процесс отверждения: или за счет охлаждения ниже температуры стеклования полимера, или за счет удаления растворителя (путем его испарения или замещения) [17].

По своему аппаратурному оформлению и характеру технологический процесс электроформования волокон относится к сухому безфильерному методу, в котором деформация исходного полимерного раствора, последующий транспорт отверждаемых при испарении растворителя волокон и формирование волокнистого слоя осуществляются исключительно электрическими силами и в едином рабочем пространстве [18].

Прядильный полимерный раствор, к которому через помещенный в него металлический электрод от источника подведено регулируемое постоянное, обычно отрицательное, высокое электрическое напряжение, из емкости под собственным весом или при избыточном давлении газа, жидкости или поршня, вытекает с заданным объемным расходом через инжектирующее капиллярное сопло. Далее под действием электрических сил образует исходную непрерывную, стационарную, ускоряющуюся и утончающуюся свободную струю, ось которой совпадает с генеральным направлением электрического поля. В результате струя формируется в виде конуса, который в зарубежной литературе называют «конусом Тэйлора» [19–21]. Это первая, сравнительно легко регулируемая, стадия процесса электроформования, от стабильности и результатов которой зависят все последующие стадии.

Вторая стадия состоит из нескольких процессов, протекающих одновременно: пространственно-временные флуктуации объемной плотности электрических зарядов вызывают колебания напряженности электрического поля по величине и направлению, приводящие к отклонению зарядов от направления струи. При этом из-за значительной инерции струи возникает гидродинамический момент сил, действующих на струю со стороны вязкой (при высоких скоростях струи) газовой среды, увеличивая это отклонение [22–24]. В результате струя разворачивается поперек направления поля и под тормаживается возрастающей при этом силой сопротивления среды, образуя расталкиваемое одноименными электрическими зарядами облако в виде расширяющегося книзу конуса.

Одновременно резко интенсифицируется начавшееся еще на первой стадии процесса испарение растворителя, струя отверждается и образовавшееся волокнистое облако дрейфует во внешнем электрическом поле на осадительный электрод [25].

На этой стадии процесса возможны еще и последовательные расщепления струи на пары дочерних струй, каждая из которых может претерпеть еще последующие расщепления. Этот процесс зависит от баланса вязкости, поверхностного натяжения и плотности электрического заряда в объеме струи [25, 26].

Следует отметить, что кроме этих двух неустойчивостей наблюдается еще один вид неустойчивости – поверхностная капиллярная неустойчивость струи, возникающая в результате конкуренции сил поверхностного натяжения и электростатических сил и приводящая к изменению морфологии поверхности струи

и нарушению ее цилиндричности. В результате этого диаметр струи становится переменным, образуются перетяжки, утолщения, скручивания, а в сечении струя приобретает форму эллипсоида или гантели, или более сложную форму. По некоторым теоретическим моделям именно поверхностная неустойчивость приводит к расщеплению струи [25].

Целью данной работы было определение влияния технологических параметров формовочного раствора из биополимера хитозана на структуру нановолокон, получаемых электроформованием. В качестве растворителя использовалась 70%-ная уксусная кислота. Для приготовления формовочного раствора использовался животный хитозан производства «БелРосБиоТех» с молекулярной массой 100–200 кДа.

**Основная часть.** Одним из важнейших свойств формовочного раствора является его динамическая вязкость. С точки зрения энергетики, вязкость выступает как нежелательный фактор, увеличивающий потери энергии на преодоление внутреннего трения в жидкой струе, однако с других позиций – это не только положительный, но, в ряде случаев, существенный и даже решающий фактор для достижения желаемого результата [27, 28]. Большой вязкости соответствует более высокая концентрация полимера и, следовательно, большая весовая производительность процесса. Так же вязкость гасит капиллярные волны, разрушающие жидкую струю, и повышает ее устойчивость. Исследование динамической вязкости проводилось с помощью ротационного вискозиметра по методу Брукфильда на приборе Brookfield DV-II+ PRO с измерительной ячейкой типа цилиндр/цилиндр для образцов малых объемов.

На рис. 1 представлена зависимость динамической вязкости формовочного раствора хитозана в 70%-ной уксусной кислоте от его концентрации при 20°C.

Из литературных данных известно [28], что при процессе электроформования обычно используют растворы полимеров с молекулярной массой последних порядка нескольких десятков или сотен тысяч, весовой концентрацией до 20% и соответствующей динамической вязкостью от 0,05 до 1,0 Па · с.

Из графика видно, что вязкость при концентрации хитозана 1,5% мас. составляет 65 мПа · с (0,065 Па · с), а при максимальной концентрации 3,5% мас. – 885 мПа · с (0,885 Па · с), т. е. вязкость формовочного раствора при концентрациях 1,5–3,5% мас. находится в рекомендованном диапазоне для осуществления процесса электроформования.

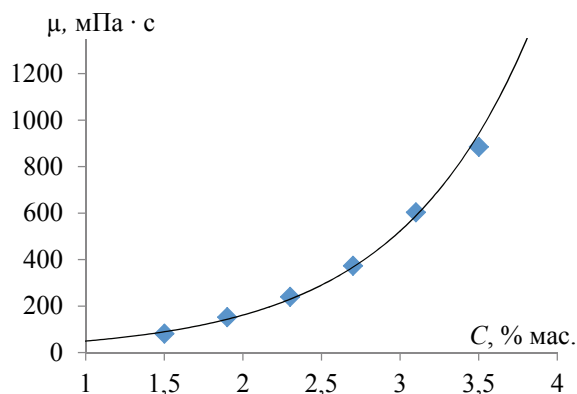


Рис. 1. Зависимость динамической вязкости формовочного раствора от концентрации хитозана

На рис. 2 представлена зависимость динамической вязкости формовочного раствора хитозана в 70%-ной уксусной кислоте в оптимальных пределах его концентрации при 20°C.

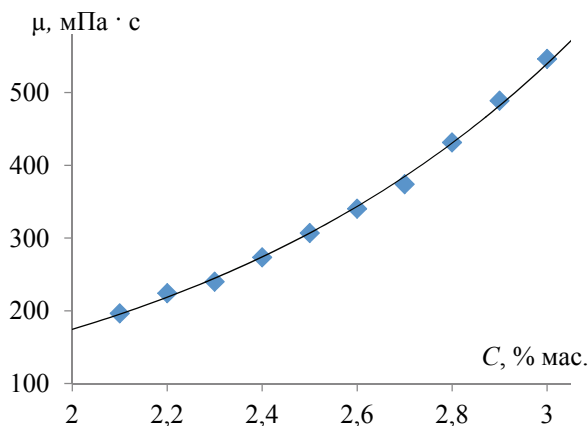


Рис. 2. Зависимость динамической вязкости от концентрации хитозана

Из полученных данных видно, что динамическая вязкость при концентрации хитозана 2,1% мас. составляет 196 мПа · с (0,196 Па · с), а при максимальной концентрации 3,1% мас. – 604 мПа · с (0,604 Па · с). При этом зависимость вязкости от концентрации носит не прямолинейный характер, а описывается параболой.

Важным и однозначно влияющим на процесс электроформования свойством прядильного раствора является его удельная электропроводность. Из литературных данных [26, 27] известно, что в процессе электроформования нановолокон удельная электропроводность имеет довольно широкий диапазон – от  $10^{-6}$  до  $10^{-2}$  См/см, где нижний предел ограничен порогом возникновения газового разряда со струи, нарушающего ее устойчивость. С ростом удельной электропроводности увеличивается

вероятность и число последовательных расщеплений дрейфующей, но еще не полностью отвержденной струи, и, соответственно, эффективная скорость волокнообразования, т. е., в конечном счете, производительность процесса электроформования.

На рис. 3 представлена зависимость удельной электропроводности  $\chi$  формовочного раствора хитозана в 70%-ной уксусной кислоте от его концентрации.

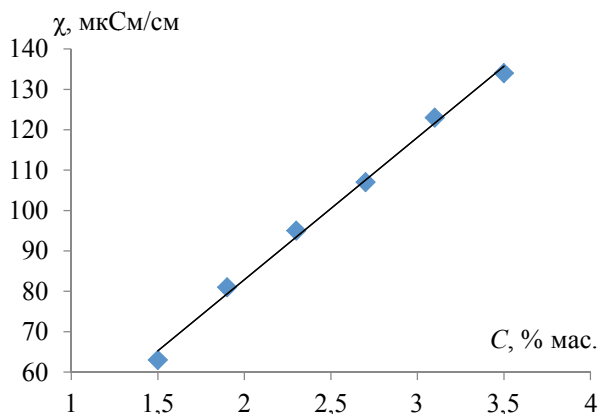
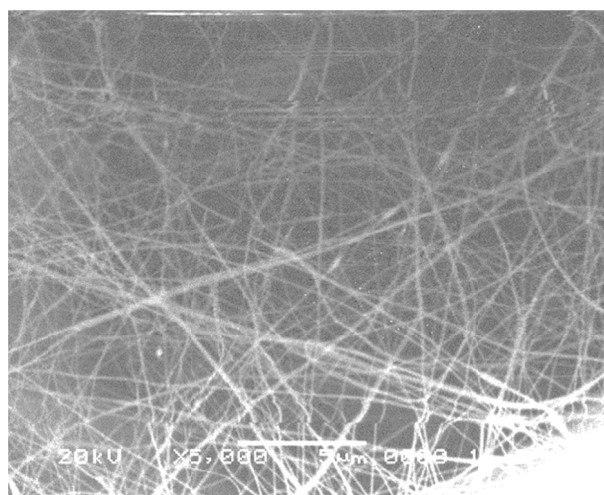


Рис. 3. Зависимость удельной электропроводности от концентрации хитозана

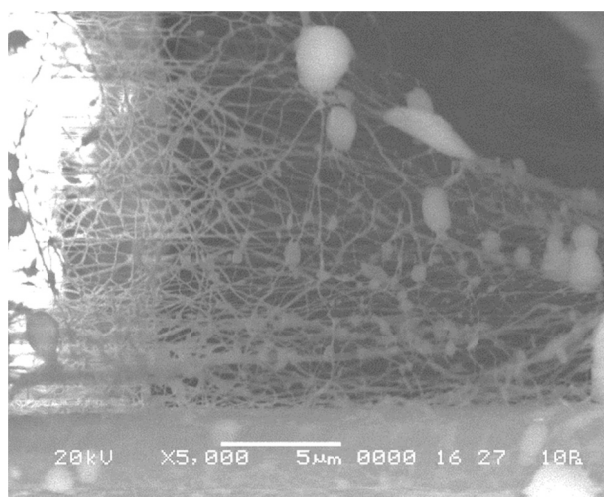
Из данной зависимости видно, что при минимальной концентрации хитозана 1,5% мас. электропроводность составляет 63 мкСм/см, а при максимальном значении концентрации хитозана 3,5% мас. – 134 мкСм/см. Данные значения находятся в диапазоне, пригодном для осуществления процесса электроформования нановолокон.

Установление структуры получаемых методом электроформирования нановолокон из хитозана проводилось с использованием электронного микроскопа JSM-5610 LV JEOL (Япония). Полученные данные позволили проанализировать структуру формируемого нановолокна и определить наиболее приемлемые технологические параметры формовочного раствора. На рис. 4 приведены снимки поверхности материала с нановолокном при различных концентрациях хитозана в формовочном растворе.

Из представленных данных видно, что при более высокой концентрации хитозана (3,5% мас.) в формовочном растворе наблюдается появление большого количества дефектов. Ухудшение свойств нановолоконного покрытия, вероятно, обусловлено избытком хитозана, что приводит к затруднению расщепления образующихся при электроформовании полимерных струй на более тонкие.



а



б

Рис. 4. Поверхность материала с нановолокном, полученным из формовочного раствора с концентрацией хитозана: а – 2,0% мас.; б – 3,5% мас.

**Заключение.** Исследования свойств формовочного раствора из животного биополимера хитозана показали, что значения динамической вязкости и электропроводности формовочного раствора при концентрациях 1,5–3,5% мас. находится в рекомендованном диапазоне для осуществления процесса электроформования. Однако анализ структуры нановолоконного покрытия выявил следующие особенности свойств формовочного раствора, а именно увеличение концентрации хитозана до 3,5% мас. может приводить к появлению дефектов в виде капель, что ухудшает равномерность покрытия нановолокнами используемой подложки. Следует отметить, что появление дефектов нановолоконного покрытия при данной концентрации хитозана может быть также связано с технологическими параметрами процесса электроформования.

### Литература

1. Кривошеев С. А. Кровоостанавливающее самофиксируемое лекарственное средство // Хим.-фарм. журнал. 2003. Т. 37, № 6. С. 50–53.
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. Preparation of acid-free water-soluble chitosan / A. V. Nyina [et al.] // Process Biochemistry. 2000. Vol. 35, no. 6. P. 563–568.
4. Обнаружение хитинолитической активности в пищеварительных органах гидробионтов Баренцева моря / К. С. Рысакова [и др.] // Вестн. МГТУ. 2006. Т. 9, № 5. С. 786–791.
5. Hartl L., Zach S., Seidl-Seiboth V. Fungally chitinases: diversity, mechanistic properties and biotechnological potential // Appl. Microbiol. and Biotechnol. 2012. Vol. 93, no 2. P. 533–543.
6. Хунафин С. Н., Байков Д. А., Муниров Р. Р. Опыт применения пленчатых раневых покрытий на основе ПВС и хитозана в лечении пострадавших с ожоговой травмой: материалы респ. научн.-практ. конф. «Новые медицинские технологии в хирургической и терапевтической практике в Республике Башкортостан», Уфа, 16–17 нояб. 2000 г. Уфа: Здравоохранение Башкортостана, 2000. С. 51.
7. Любарский М. С., Шевела А. И., Смагин А. А. Применение хитозанового геля и ультратонотерапии в составе комплексной консервативной терапии у больных с лимфедемой нижних конечностей: материалы междунар. симпоз. «Проблемы лимфологии и эндозекологии», Новосибирск, 19–20 нояб. 1998 г. Новосибирск, 1998. С. 175–176.
8. Sudarshan N. R., Hoover D. G., Knorr D. Antibacterial action of chitosan // Food Biotechnol. 1992. Vol. 6. P. 257–272.
9. 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.
10. Muzarelli R. Chitin. Oxford : Pergamon Press. 1977. P. 548.
11. Раствор для получения материала на основе хитозана, способ получения гемостатического материала из этого раствора (варианты) и медицинское изделие с использованием волокон на основе хитозана: пат. 2487701 Рос. Федерация. № 2011131959/15; заявл 26.07.2011; опубл. 20.07.2013. Бюл. № 20. 42 с.
12. Способ получения хитозансодержащего волокна: пат. 2258103 Рос. Федерация. № 2004116364/04; заявл 01.04.2004; опубл. 10.08.2005. Бюл. № 22. 6 с.
13. Многослойный материал с хитозановым слоем из нано- и ультратонких волокон: пат. 2522216 Рос. Федерация. 2013121353/15; заявл 13.05.2013; опубл. 10.07.2014. Бюл. № 19. 14 с.
14. Перепелкин К. Е. Физико-химические основы процессов формирования химических волокон. М.: Химия, 1976. 320 с.
15. Aragwal S., Wendorff J. H., Greiner A. Use of electrospinning technique for biomedical applications // Polymer. 2008. Vol. 49. P. 5603–5621.
16. Liao S., Chan C. K., Ramakrishna S. Electrospun nanofibers: Work for medicine? // Front. Mater. Sci. China. 2010. Vol. 4. P. 29–33.
17. Папков С. П. Физико-химические основы переработки растворов полимеров. М.: Химия, 1971. 346 с.
18. Сони́на А. Н. Получение нановолокнистых материалов на основе хитозана методом электроформования // Химические волокна. 2010. № 6. С. 11–17.
19. Sangsanoh P., Supaphol P. Stability improvement of electrospun chitosan nano-fibrous membranes in neutral or weak basic aqueous solutions // Biomacromolecules. 2006. Vol. 25. P. 5221–5235.
20. Geng X. Electrospinning of chitosan dissolved in concentrated acetic acid solution // Biomaterials. 2005. Vol. 26. P. 5427–5432.
21. Penchev H. Novel Electrospun nanofibers composed of polyelectrolyte complexes // Macromol. Rapid Commun. 2008. Vol. 29. P. 677–681.
22. Ma G. Preparation and characterization of composite fibers from organic-soluble chitosan and poly-vinylpyrrolidone by electrospinning // Front. Mater. Sci. China. 2010. Vol. 4. P. 64–69.
23. Spasova M. Electrospun Chitosan-Coated Fibers of Poly(L-lactide) and Poly(L-lactide)/Poly(ethylene glycol): Preparation and Characterization // Macromol. Biosci. 2008. Vol. 8. P. 153–162.
24. Дмитриев Ю. А. Технология электроформования волокнистых материалов на основе хитозана: дис. ... канд. техн. наук: 05.16.06. М., 2011. 143 л.
25. Шутов А. А. Формирование и зарядка струй, капель и пленок слабопроводящих жидкостей в электрическом поле: автореферат дис... док. физ.-мат. наук: 02.00.04. М., 2008. 46 с.

26. Филатов Ю. Н. Электроформование волокнистых материалов (ЭФВ-процесс). М.: Нефть и Газ, 1997. 297 с.
27. Дмитриев Ю. А. Технология электроформования волокнистых материалов на основе хитозана: автореф. дис. ... канд. техн. наук: 05.16.06 Москва, 2011. 23 с.
28. Матвеев А. Т., Афанасов И. М. Получение нановолокон методом электроформования. М.: Химия, 2010. 83 с.

### References

1. Krivosheev S. A. Hemostatic self latching drug. *Him.-farm. zhurnal* [Chemical and pharmaceutical journal], 2003, vol. 37, no. 6, pp. 50–53 (in Russian).
2. Vihoreva G. A., Rogovina S. Z., Pchelko O. M. Phase state and rheological properties of chitosan – acetic acid – water system. *VMS* [Macromolecular compounds], 2001, vol. 43, no. 6, pp. 1079–1084 (in Russian).
3. Hyina A. V., Tikhonov V. E., Albulov A. I., Varlamov V. P. Enzymic preparation of acid free water-soluble chitosan. *Process Biochemistry*, 2000, vol. 35, no. 6, pp. 563–568.
4. Rysakova K. S., Novikov V. Yu., Mukhin V. A., Ovchinnikova S. I. Detection of chitinolytic activity in the digestive organs of aquatic organisms in the Barents Sea. *Vestn. MGTU* [Bulletin of Murmansk State Technical University], 2006, vol. 9, no. 5, pp. 786–791 (in Russian).
5. Hartl L., Zach S., Seidl-Seiboth V. Fungally chitinases: diversity, mechanistic properties and biotechnological potential. *Appl. Microbiol. and Biotechnol.*, 2012, vol. 93, no. 2, pp. 533–543.
6. Khunafin S. N., Baykov D. A., Munirov R. R. [Experience of using filmy wound coverings based on PVA and chitozina in the treatment of patients with burn injury]. *Materialy resp. nauchn.-prakt. konf. "Novyye meditsinskiye tekhnologii v khirurgicheskoy 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).
7. Lyubarskiy M. S., Shevela A. I., Smagin A. A. [The use of chitosan gel and ultrathinotherapy in complex conservative treatment of patients with lymphedema of the lower extremities]. *Materialy mezhdunar. simpoz. "Problemy limfologii i endoekologii"* [Materials of the international symposium "Problems of Lymphology and Endoecology"]. Novosibirsk, 1998, pp. 175–176 (in Russian).
8. Sudarshan N. R., Hoover D. G., Knorr D. Antibacterial action of chitosan. *Food Biotechnol.*, 1992, vol. 6, pp. 257–272.
9. 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.
10. Muzarelli R. Chitin. Oxford, Pergamon Press, 1977. 548 p.
11. Vnuchkin A. V., Nasibulina E. R., Zabivalova N. M. *Rastvor dlya polucheniya materiala na osnove khitozana, sposob polucheniya gemostaticheskogo materiala iz etogo rastvora (varianty) i meditsinskoye izdelie s ispol'zovaniem volokon na osnove khitozana* [Solution to obtain a chitosan-based material, a process for preparing a hemostatic material from the solution (variants) and the medical device using a fiber based on chitosan]. Patent RF, no. 2487701, 2006.
12. Kirilenko Yu. K., Frolov V. G., Nagapetyan R. A. *Sposob polucheniya khitozansoderzhashchego volokna* [The method for producing chitosan-containing fibers]. Patent RF, no. 2258103, 2005.
13. Yudanova T. N., Afanasov I. M., Perminov D. V. *Mnogosloynnyy material s khitozanovym sloem iz nano- i ul'tratonkikh volokon* [Laminate with a layer of chitosan nanoparticles and ultrafine fibers]. Patent RF, no. 2522216, 2006.
14. Perepelkin K. E. *Fiziko-khimicheskiye osnovy protsessov formovaniya khimicheskikh volokon* [Physico-chemical basics of spinning processes]. Moscow, Khimiya Publ., 1976. 320 p.
15. Aragwal S., Wendorff J. H., Greiner A. Use of electrospinning technique for biomedical applications. *Polymer*, 2008, vol. 49, pp. 5603–5621.
16. Liao S., Chan C. K., Ramakrishna S. Electrospun nanofibers: Work for medicine? *Front. Mater. Sci.*, China, 2010, vol. 4, pp. 29–33.
17. Papkov S. P. *Fiziko-khimicheskiye osnovy pererabotki rastvorov polimerov* [Physico-chemical basics of polymer solutions processing]. Moscow, Khimiya Publ., 1971. 346 p.
18. Sonina A. N. Preparation of nanofibrous materials based on chitosan by the electrospinning method. *Khimicheskie volokna* [Chemical fibers], 2010, no. 6, pp. 11–17 (in Russian).
19. Sangsanoh P., Supaphol P. Stability improvement of electrospun chitosan nano-fibrous membranes in neutral or weak basic aqueous solutions. *Biomacromolecules*, 2006, vol. 25, pp. 5221–5235.
20. Geng X. Electrospinning of chitosan dissolved in concentrated acetic acid solution. *Biomaterials*, 2005, vol. 26, pp. 5427–5432.

21. Penchev H. Novel Electrospun nanofibers composed of polyelectrolyte complexes. *Macromol. Rapid Commun.*, 2008, vol. 29, pp. 677–681.

22. Ma G. Preparation and characterization of composite fibers from organic-soluble chitosan and polyvinylpyrrolidone by electrospinning. *Front. Mater. Sci. China*, 2010, vol. 4, pp. 64–69.

23. Spasova M. Electrospun Chitosan-coated fibers of poly(L-lactide) and poly(L-lactide)/poly(ethylene glycol): Preparation and Characterization. *Macromol. Biosci.*, 2008, vol. 8, pp. 153–162.

24. Dmitriev Yu. A. *Tekhnologiya elektroformovaniya voloknistykh materialov na osnove khitozana: Dis. kand. tekhn. nauk* [Electrospinning fibers technology based on chitosan fibrous materials. Cand. Dis.]. Moscow, 2011, 143 p.

25. Shutov A. A. *Formirovaniye i zaryadka struy, kapel' i plenok slaboprovodyashchikh zhidkostey v elektricheskoy pole: Avtoreferat dis. dok. fiz.-mat. nauk* [The formation of jets and charging drops, films, and low conductive fluids in electric field. Abstract of thesis doct. of phis. and math. sci.]. Moscow, 2008, 46 p.

26. Filatov Yu. N. *Elektroformovaniye voloknistykh materialov (EFV-process)* [Electrospinning of fibrous materials]. Moscow, Neft' i Gaz Publ., 1997. 297 p.

27. Dmitriev Yu. A. *Tekhnologiya elektroformovaniya voloknistykh materialov na osnove khitozana: Avtoref. dis. kand. tekhn. nauk* [Electrospinning technology of based on chitosan fibrous materials. Abstract of thesis cand. of tech. sci.]. Moscow, 2011, 23 p.

28. Matveev A. T., Afanasov I. M. *Polucheniye nanovolokon metodom elektroformovaniya* [Preparation of nanofibers by electrospinning]. Moscow, Khimiya Publ., 2010. 83 p.

### Информация об авторах

**Прокопчук Николай Романович** – член-корреспондент НАН Беларуси, доктор химических наук, профессор, заведующий кафедрой технологии нефтехимического синтеза и переработки полимерных материалов. Белорусский государственный технологический университет (220006, г. Минск, ул. Свердлова, 13а, Республика Беларусь). E-mail: tnsippm@belstu.by

**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

**Вишневицкий Константин Викторович** – кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры технологии нефтехимического синтеза и переработки полимерных материалов. Белорусский государственный технологический университет (220006, г. Минск, ул. Свердлова, 13а, Республика Беларусь). E-mail: vik@belstu.by

**Прищепенко Дмитрий Викторович** – магистрант 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

### Information about the authors

**Prokopchuk Nikolay Romanovich** – corresponding member of the National Academy of Sciences, D. Sc. Chemistry, professor, Head of the Department of Technology of Petrochemical Synthesis and Polymer Materials Processing. Belarusian State Technological University (13a, Sverdlova str., 220006, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: tnsippm@belstu.by

**Shashok Zhanna Stanislavovna** – Ph. D. Engineering, associate 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

**Vishnevskiy Konstantin Viktorovich** – Ph. D. Engineering, senior lecturer, Department of Technology of Petrochemical Synthesis and Polymer Materials Processing. Belarusian State Technological University (13a, Sverdlova str., 220006, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: vik@belstu.by

**Prishchepenko Dmitriy Viktorovich** – Master's degree 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

Поступила 19.02.2015