



Придание волокнистым поликапроамидным материалам ионообменных свойств химически инициированной привитой сополимеризацией

Валерий А. Жуковский ¹	rdd.lintex@gmail.com	 0000-0001-7092-9155
Валентина А. Хохлова ¹	thvikm@yandex.ru	 0000-0002-8148-1517
Татьяна С. Филипенко ¹	tanek-f@rambler.ru	 0000-0001-7878-6371
Татьяна Ю. Анущенко ¹	atu0106@yandex.ru	 0000-0002-9266-0756

¹ Санкт-Петербургский государственный университет промышленных технологий и дизайна, ул. Большая Морская, д. 18, Санкт-Петербург, 191186, Россия

Аннотация. Изучение видов и свойств хирургических нитей, а также опыта производства шовного хирургического материала и его использования показывает, что наиболее перспективными для хирургической практики являются нити с антимикробными свойствами. Из способов закрепления лекарственных соединений химическими связями для шовных материалов наиболее целесообразным является присоединение их по реакции ионообменного взаимодействия. Поскольку поликапроамид (ПКА) практически не содержит функциональных групп, то для придания ПКА волокнистым материалам ионообменных свойств необходима стадия предварительной модификации. Одной из таких стадий модификации является процесс привитой полимеризации метакриловой кислоты (МАК) с целью создания активных групп на волокне, например, пероксидных или гидропероксидных. Модификация химических волокон путем привитой сополимеризации с иногенными мономерами является одним из распространенных способов получения волокнистых ионитов. Разработаны принципы, новые подходы и технологии придания волокнистым поликапроамидным материалам ионообменных свойств химически инициированной привитой сополимеризацией. Выявлены закономерности получения волокнистых ПКА сорбционно активных материалов путем химического инициирования окислительно-восстановительной системой ($\text{Fe}^{2+} + \text{H}_2\text{O}_2$), находящейся в модифицирующей ванне, а также в результате предварительного окисления ПКА волокна с целью создания пероксидных и гидропероксидных групп на волокне.

Ключевые слова: поликапроамидные волокна, ионообменные свойства, привитая сополимеризация, хирургические нити, антимикробные свойства

Imparting ion-exchange properties to fibrous polycapraamide materials by chemically initiated graft copolymerization

Valeriy A. Zhukovskiy ¹	rdd.lintex@gmail.com	 0000-0001-7092-9155
Valentina A. Khokhlova ¹	thvikm@yandex.ru	 0000-0002-8148-1517
Tatyana S. Filipenko ¹	tanek-f@rambler.ru	 0000-0001-7878-6371
Tatyana U. Anuschenko ¹	atu0106@yandex.ru	 0000-0002-9266-0756

¹ Saint-Petersburg State University of Industrial Technologies and Design, Bolshaya Morskaya Street, 18, Saint-Petersburg, 191186, Russia

Abstract. The study of the types and properties of surgical threads, as well as the experience in the production of suture surgical material and its use shows that the most promising for surgical practice are threads with antimicrobial properties. Of the methods for fixing medicinal compounds with chemical bonds for suture materials, the most expedient is their attachment by the reaction of ion-exchange interaction. Since polycapraamide (PCA) practically does not contain functional groups, a preliminary modification stage is required to impart ion-exchange properties to PCA fibrous materials. One of these stages of modification is the process of graft polymerization of methacrylic acid (MAA) in order to create active groups on the fiber, for example, peroxide or hydroperoxide. Modification of chemical fibers by graft copolymerization with inogenic monomers is one of the widespread methods of obtaining fibrous ion exchangers. Principles, new approaches and technologies for imparting ion-exchange properties to fibrous polycapraamide materials by chemically initiated graft copolymerization have been developed. Regularities in the production of fibrous PCA of sorption active materials by chemical initiation by a redox system ($\text{Fe}^{2+} + \text{H}_2\text{O}_2$) located in a modifying bath, as well as by pre-oxidation of fiber PCA in order to create peroxide and hydroperoxide groups on the fiber, are revealed.

Keywords: polycapraamide fibers, ion exchange properties, graft copolymerization, surgical sutures, antimicrobial properties

Введение

Создание новых полимерных материалов и изделий медицинского назначения на их основе с использованием технологий придания им специальных свойств в значительной мере определяет дальнейший прогресс практической хирургии. Так, качество, химический состав

и структура шовных материалов, сетчатых эндопротезов и других имплантатов, а также реакция на них окружающих тканей в существенной степени влияют на исход оперативных вмешательств. Следовательно, хирургические полимерные имплантаты должны отвечать медико-техническим требованиям в отношении

Для цитирования

Жуковский В.А., Хохлова В.А., Филипенко Т.С., Анущенко Т.Ю. Придание волокнистым поликапроамидным материалам ионообменных свойств химически инициированной привитой сополимеризацией // Вестник ВГУИТ. 2022. Т. 84. № 1. С. 232–237. doi:10.20914/2310-1202-2022-1-232-237

For citation

Zhukovskiy V.A., Khokhlova V.A., Filipenko T.S., Anuschenko T.U. Imparting ion-exchange properties to fibrous polycapraamide materials by chemically initiated graft copolymerization. *Vestnik VGUIT* [Proceedings of VSUET]. 2022. vol. 84. no. 1. pp. 232–237. (in Russian). doi:10.20914/2310-1202-2022-1-232-237

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License

прочностных и манипуляционных характеристик, минимальной материалоемкости с учетом условий функционирования в организме, биологической инертности, а в ряде случаев биологической активности для целенаправленного воздействия на окружающую микрофлору. Имплантированные в организм полимерные материалы (хирургические нити, сетчатые эндопротезы для пластики опорных мягких тканей и др.) достаточно быстро колонизируются микрофлорой, образующей на поверхности изделия биопленку, защищающую их от воздействия как факторов иммунной защиты организма, так и антимикробных препаратов. С учетом этой ситуации целесообразно воздействие на микроорганизмы изнутри, т. е. непосредственно с поверхности имплантата, содержащего соответствующие лекарственные препараты, что позволяет снизить их концентрацию в организме и локализовать воздействие [1–8].

Поскольку поликапроамид (ПКА) практически не содержит функциональных групп, то для придания ПКА волокнистым материалам ионообменных свойств необходима стадия предварительной модификации ПКА волокон. Модификация включает процесс привитой полимеризации метакриловой кислоты с целью введения в волокна карбоксильных групп. Привитая полимеризация является наиболее эффективным методом модификации волокон с целью придания им ионообменных свойств [9].

Цель работы – выявление закономерностей процесса привитой полимеризации метакриловой кислоты (МАК) к поликапроамидным (ПКА) волокнам.

Материалы и методы

В качестве исследуемых объектов были использованы ПКА крученые нити с линейной плотностью 15,6 текс. Контроль за процессом привитой сополимеризации производили по статистической обменной емкости (СОЕ) нити, а за конкурирующим процессом гомополимеризации – по количеству полиметакриловой кислоты (ПМАК), осаждаемой ацетоном из модифицирующей ванны.

Результаты и обсуждение

Присоединение мономера к полимерной матрице осуществляют по механизму радикальной или ионной полимеризации, а также поликонденсации. Наибольшее применение для синтеза волокон с привитыми полимерами находит радикальная полимеризация, в основу которой положен принцип создания в макромолекуле «активного центра», начинающего реакцию привитой сополимеризации.

Синтез привитых сополимеров состоит в прививке к реакционноспособным группам основного полимера боковых звеньев сополимера, обладающего иными свойствами. В результате таких модификаций волокна приобретают свойства, характерные как для основного полимера, так и для дополнительного полимера, например, улучшение окрашивания, повышение эластичности, упругости, гигроскопичности, износостойкости, огнестойкости, бактерицидности и т. д. [10, 11].

Как правило, чем больше эффективность прививки, тем выше коэффициент прививки, когда используемый мономер является постоянным. В этом случае более высокая производительность может быть достигнута. По этой причине некоторые исследования оплачивались очень дорого.

Повысить эффективность привитой полимеризации возможно за счет поиска подходящих инициаторов [12].

Привитая сополимеризация МАК к ПКА волокнам возможна с использованием окислительно-восстановительной системы $\text{Fe}^{2+} + \text{H}_2\text{O}_2$, оба компонента которой находятся в модифицирующей ванне, либо в результате предварительного создания пероксидных и гидропероксидных групп на волокне [13–15] (рисунок 1).

В первом случае прививку проводили путем обработки ПКА нити 5–20% растворами МАК в течение 15–120 минут при температуре 40–100 °С и модуле ванны (МВ) 100. Учитывая негативное влияние кислой среды, создаваемой МАК, на прочностные показатели ПКА нитей (снижение до 20%), pH ванны регулировали в пределах 2,2–10,0 добавлением едкого натра.

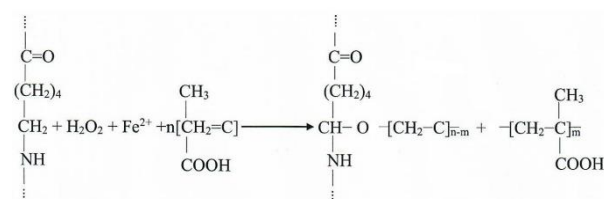


Рисунок 1. Прививка МАК к поликапроамидной нити с использованием окислительно-восстановительной системы $\text{Fe}^{2+} + \text{H}_2\text{O}_2$, оба компонента которой находятся в модифицирующей ванне

Figure 1. Grafting of MAA to polycaprolactam yarn using a redox system $\text{Fe}^{2+} + \text{H}_2\text{O}_2$, both components of which are in a modifying bath.

Концентрация пероксида водорода составляла 0,1%, а содержание в ванне ионов двухвалентного железа (в пересчете на соль Мора) варьировалась от 0,01 до 0,2%. После обработки нить отмывали от гомополимера 5%

раствором едкого натра, а следов железа – 5% раствором щавелевой кислоты и затем дистиллированной водой.

Полученные данные показывают, что с увеличением концентрации МАК модифицирующей ванне и продолжительности процесса, закономерно увеличивается количество привитого полимера.

Однако, при концентрациях МАК выше 15% резко возрастает содержание гомополимера в ванне. Нецелесообразно также увеличивать длительность процесса более 60 минут, т. к. при этом не происходит заметного повышения выхода привитого сополимера, а гомополимеризация продолжается.

Увеличение температуры до 40–60 °С приводит к росту СОЕ модифицированных нитей. При дальнейшем повышении температуры до 80–100 °С выход привитого сополимера несколько снижается и одновременно увеличивается количество образующегося гомополимера.

Присутствие ионов двухвалентного железа оказывает существенное влияние на реакцию привитой сополимеризации, но в значительно большей степени на гомополимеризацию МАК, способствуя снижению количества образующегося гомополимера в 2,0–2,5 раза. При концентрации соли Мора в растворе более 0,05% наблюдается определенное снижение количества привитой МАК, что может быть обусловлено увеличением скорости рекомбинации радикалов и макрорадикалов.

По результатам приведенных исследований можно предложить следующий режим прививки МАК к ПКА [16,17]: концентрация мономера 15%, температура 60 °С; продолжительность обработки 60 мин; pH раствора – 4,5; концентрация Fe^{2+} – 0,05%; концентрация H_2O_2 – 0,1%; МВ – 100. В данных условиях СОЕ нити достигает значений 2,1–2,3 ммоль/г.

Основным недостатком рассмотренного процесса является образование значительного количества гомополимера в растворе даже в присутствии ионов двухвалентного железа. Существенным образом уменьшить скорость реакции гомополимеризации можно в случае введения одного из компонентов окислительно-восстановительной системы непосредственно в полимер нити.

С этой целью привитую сополимеризацию МАК к ПКА нитям инициировали пероксидными и гидропероксидными группами, которые предварительно вводили в полимер окислением системой $\text{Fe}^{3+} + \text{H}_2\text{O}_2$ (рисунок 2). Преимуществом данного метода, с одной стороны, является

существенное уменьшение вероятности образования гомополимера, а с другой – сохранение физико-механических свойств нитей [13, 16].

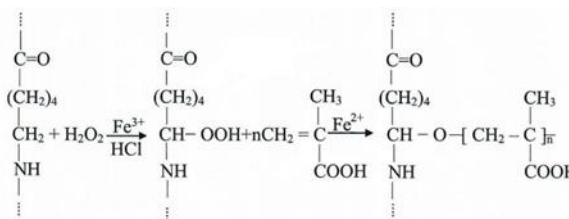


Рисунок 2. Прививка МАК к ПКА нити с использованием окислительно-восстановительной системы $\text{Fe}^{3+} + \text{H}_2\text{O}_2$, один компонент которой окисляет полимер нити

Figure 2. Grafting of MAA to PCA filament using the $\text{Fe}^{3+} + \text{H}_2\text{O}_2$ redox system, one component of which oxidizes the filament polymer

Для введения пероксидных и гидропероксидных групп ПКА нить последовательно обрабатывали раствором хлорного железа в разбавленной соляной кислоте и водным раствором пероксида водорода. Контроль за процессом окисления осуществляли по содержанию активного кислорода в образцах [9, 18].

Как видно, на рисунке 3, кислая среда способствует набуханию ПКА, в результате чего увеличивается число пероксидных и гидропероксидных групп, образующихся в более глубоких слоях элементарных нитей.

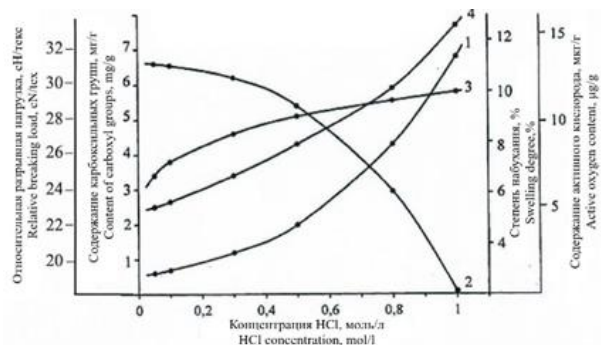


Рисунок 3. Зависимости степени набухания (1), относительной разрывной нагрузки (2), содержания карбоксильных групп (3) и активного кислорода (4) в окисленной поликапроамидной нити от концентрации соляной кислоты в ванне

Figure 3. Dependences of the degree of swelling (1), relative breaking load (2), the content of carboxyl groups (3) and active oxygen (4) in the oxidized polycapraamide thread on the concentration of hydrochloric acid in the bath

Повышение концентрации кислоты более 0,3 моль/л нецелесообразно, т. к. при этом усиливается гидролитическая деструкция поликапроамида, на что указывает увеличение

количества концевых карбоксильных групп в полимере, рассчитанное по СОЕ, и, как следствие, резкое падение прочности ПКА нитей [19, 20].

При изучении условий окисления ПКА нити установлено, что содержание в ней активного кислорода, ответственного за инициирование привитой сополимеризации, непрерывно возрастает с увеличением концентрации хлорного железа (рисунок 4).

Однако, при концентрациях хлорного железа выше 5% наблюдается интенсивное образование гидрата окиси железа. Поэтому последующие обработки осуществляли при концентрации хлорного железа в ванне 5%. За оптимальную температуру и продолжительность обработок по данным полученных зависимостей приняты соответственно 60 °С и 40 мин, поскольку дальнейшее повышение этих параметров не приводит к существенному увеличению количества пероксидных и гидропероксидных групп в ПКА.

ПКА нитей пероксида водорода, то повышение его концентрации более 10% и температуры обработки свыше 40 °С фактически не влияет на количество активного кислорода в полимере. Реакция в этих условиях практически заканчивается за 20–30 минут. Содержание активного кислорода при обработке нитей в данном режиме 6,4–6,7 мкг/г (рисунок 5).

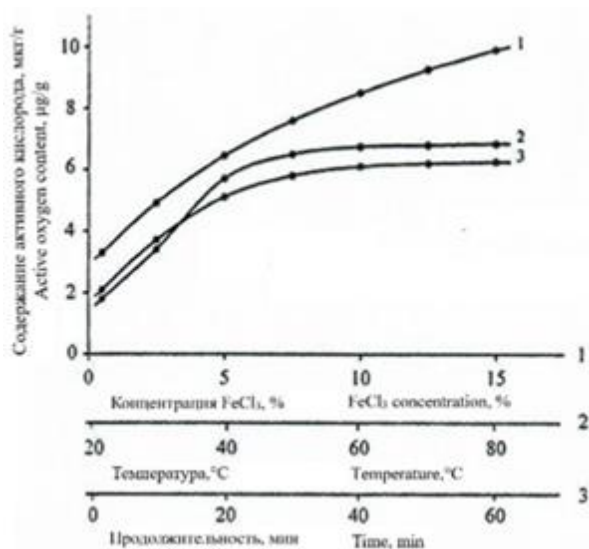


Рисунок 4. Зависимость содержания активного кислорода в ПКА нити от концентрации (1), температуры (2) и продолжительности (3) при обработках растворами хлорного железа

Figure 4. Dependence of the content of active oxygen in the PCA filament on the concentration (1), temperature (2) and duration (3) during treatment with ferric chloride solutions

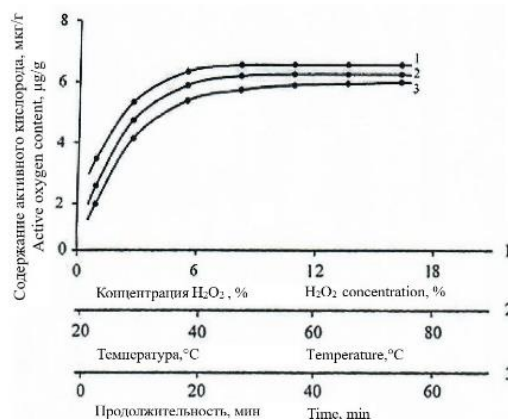


Рисунок 5. Зависимость содержания активного кислорода в ПКА нити от концентрации (1), температуры (2) и продолжительности (3) при обработке раствором пероксида водорода

Figure 5. Dependence of the content of active oxygen in the PCA thread on the concentration (1), temperature (2) and duration (3) when treated with a solution of hydrogen peroxide

К обработанным таким образом нитям после тщательной промывки прививали МАК, осуществляя реакцию в 5–10% водных растворах мономера при pH 4,2–4,5 в присутствии промотора – ионов двухвалентного железа.

Как известно, разложение гидропероксидных групп, инициирующих реакцию полимеризации, начинается уже при 40 °С. Однако скорость их разложения при этой температуре относительно невелика даже в присутствии промотора. В связи с этим представляло интерес выяснить влияние температуры и продолжительности реакции на СОЕ модифицированной нити. С этой целью реакцию осуществляли в интервале температур от 50 до 60 °С и MB 30.

Результаты исследований, приведенные на рисунке 5 показывают, что наиболее интенсивно реакция протекает в течение первых 30–60 мин. Наблюдаемое снижение СОЕ при повышении температуры до 60 °С связано с ускорением распада гидроперекисных групп в ПКА нити и реакцией передачи цепи на мономер.

Заключение

Разработаны принципы, новые подходы и технологии придания волокнистым полиакпроамидным материалам ионообменных свойств химически инициированной привитой сополимеризацией.

Выявлены закономерности получения волокнистых ПКА сорбционно активных материалов путем химического инициирования окислительно-восстановительной системой ($\text{Fe}^{2+} + \text{H}_2\text{O}_2$), находящейся в модифицирующей ванне, а также в результате предварительного окисления ПКА волокна с целью создания пероксидных и гидропероксидных групп на волокне.

Литература

- 1 Li H., Wang Z., Robledo-Lara J.A. et al. Antimicrobial Surgical Sutures: Fabrication and Application of Infection Prevention and Wound Healing // *Fibers Polym.* 2021. V. 22. P. 2355–2367.
- 2 Jones R.D., Jampani H.B., Newman J.L., Lee A.S. Triclosan: a review of effectiveness and safety in health care settings // *Am J Infect Control.* 2000. V. 28. № 2. P. 184–96.
- 3 Malone D.L., Genuit T., Tracy J.K., Gannon C. et al. Surgical site infections: reanalysis of risk factors // *J Surg Res.* 2002. V. 103. № 1. P. 89–95.
- 4 Berríos-Torres S.I., Umscheid C.A., Bratzler D.W., Leas B. et al. Centers for disease control and prevention guideline for the prevention of surgical site infection, 2017 // *JAMA surgery.* 2017. V. 152. №. 8. P. 784-791. doi: 10.1001/jamasurg.2017.0904
- 5 Matz D., Teuteberg S., Wiencierz A. et al. Do antibacterial skin sutures reduce surgical site infections after elective open abdominal surgery? Study protocol of a prospective, randomized controlled single center trial // *Trials.* 2019. V. 20. №. 1. P. 1-8. doi: 10.1186/s13063-019-3492-3
- 6 James B., Ramakrishnan R., Aprem A.S. Development of environmentally safe biodegradable, antibacterial surgical sutures using nanosilver particles // *Journal of Polymers and the Environment.* 2021. V. 29. №. 7. P. 2282-2288. doi: 10.1007/s10924-021-02048-y
- 7 Попов Д.А., Анучина Н.М. Оценка Антимикробной Активности Шовного Материала, Импрегнированного Триклозаном // *Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. Сердечно-сосудистые заболевания.* 2010. Т. 11. № S3. С. 152.
- 8 Мохов Е.М., Хомулло Г.В., Сергеев А.Н., Александров И.В. Экспериментальная разработка новых хирургических шовных материалов с комплексной биологической активностью // *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины.* 2012. Т. 153. № 3. С. 391–396.
- 9 Ершов И.П., Сергеева Е.А., Зенитова Л.А., Абдуллин И.Ш. Модификация синтетических волокон и нитей. Обзор // *Вестник Казанского технологического университета.* 2012. Т. 15. №. 18. С. 136-143.
- 10 Котоменкова О.Г. Биодеструкция материалов специального назначения в процессе хранения // *Проблемы экономики и управления в торговле и промышленности.* 2013. №. 2. С. 73-81.
- 11 Закирова Ж.Э. Особенности промышленности химических волокон // *Вестник магистратуры.* 2016. №. 12-4 (63). С. 49-50.
- 12 Li M., Zhu Z., Jin E. Graft copolymerization of granular allyl starch with carboxyl-containing vinyl monomers for enhancing grafting efficiency // *Fibers and polymers.* 2010. V. 11. №. 5. P. 683-688. doi: 10.1007/s12221-010-0683-7
- 13 Жуковский В.А. Проблемы и перспективы разработки и производства хирургических шовных материалов // *Химические волокна.* 2008. № 3. С. 31–38.
- 14 Жуковский В.А., Хохлова В.А., Коровичева С.Ю. Хирургические шовные материалы с антимикробными свойствами // *Химические волокна.* 2007. № 2. С. 37–43.
- 15 Пат. № 1231663, RU, A61L 17/00. Хирургический шовный материал (его варианты) и способ его получения (его варианты) / Вольф Л.А., Заикин Ю.Я., Трапезников Н.Н., Юшков С.Ф., Клименков А.А., Гаврилова Т.Н., Искандеров Ф.И., Смолянская А.З. № 82 3438591; Заявл. 14.05.1982.
- 16 Мохов Е.М., Хомулло Г.В., Сергеев А.Н., Александров И.В. Экспериментальная разработка новых хирургических шовных материалов с комплексной биологической активностью // *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины.* 2012. Т. 153. №. 3. С. 391-396.
- 17 Yu X., Biedrzycki A.H., Khalil A.S., Hess D. et al. Nanostructured mineral coatings stabilize proteins for therapeutic delivery // *Advanced materials.* 2017. V. 29. №. 33. P. 1701255. doi: 10.1002/adma.201701255
- 18 Baygar T., Sarac N., Ugur A., Karaca I.R. Antimicrobial characteristics and biocompatibility of the surgical sutures coated with biosynthesized silver nanoparticles // *Bioorganic Chemistry.* 2019. V. 86. P. 254-258. doi: 10.1016/j.bioorg.2018.12.034
- 19 Fan L., Cai Z., Zhang K., Han F. et al. Green electrospun pantothenic acid/silk fibroin composite nanofibers: Fabrication, characterization and biological activity // *Colloids and surfaces b: biointerfaces.* 2014. V. 117. P. 14-20. doi: 10.1016/j.colsurfb.2013.12.030
- 20 Scaffaro R., Botta L., Sanfilippo M., Gallo G. et al. Combining in the melt physical and biological properties of poly (caprolactone) and chlorhexidine to obtain antimicrobial surgical monofilaments // *Applied microbiology and biotechnology.* 2013. V. 97. №. 1. P. 99-109. doi: 10.1007/s00253-012-4283-x

References

- 1 Li H., Wang Z., Robledo-Lara J.A. et al. Antimicrobial Surgical Sutures: Fabrication and Application of Infection Prevention and Wound Healing. *Fibers Polym.* 2021. vol. 22. pp. 2355–2367.
- 2 Jones R.D., Jampani H.B., Newman J.L., Lee A.S. Triclosan: a review of effectiveness and safety in health care settings. *Am J Infect Control.* 2000. vol. 28. no. 2. pp. 184–96.
- 3 Malone D.L., Genuit T., Tracy J.K., Gannon C. et al. Surgical site infections: reanalysis of risk factors. *J Surg Res.* 2002. vol. 103. no. 1. pp. 89–95.
- 4 Berríos-Torres S.I., Umscheid C.A., Bratzler D.W., Leas B. et al. Centers for disease control and prevention guideline for the prevention of surgical site infection, 2017. *JAMA surgery.* 2017. vol. 152. no. 8. pp. 784-791. doi: 10.1001/jamasurg.2017.0904
- 5 Matz D., Teuteberg S., Wiencierz A. et al. Do antibacterial skin sutures reduce surgical site infections after elective open abdominal surgery? Study protocol of a prospective, randomized controlled single center trial. *Trials.* 2019. vol. 20. no. 1. pp. 1-8. doi: 10.1186/s13063-019-3492-3
- 6 James B., Ramakrishnan R., Aprem A.S. Development of environmentally safe biodegradable, antibacterial surgical sutures using nanosilver particles. *Journal of Polymers and the Environment.* 2021. vol. 29. no. 7. pp. 2282-2288. doi: 10.1007/s10924-021-02048-y

- 7 Popov D.A., Anuchina N.M. Evaluation of the Antimicrobial Activity of Triclosan-Impregnated Suture Material. A.N. Bakuleva RAMS. Cardiovascular diseases. 2010. vol. 11. no. S3. pp. 152. (in Russian).
- 8 Mokhov E.M., Khomullo G.V., Sergeev A.N., Alexandrov I.V. Experimental development of new surgical suture materials with complex biological activity. Bulletin of Experimental Biology and Medicine. 2012. vol. 153. no. 3. pp. 391–396. (in Russian).
- 9 Ershov I.P., Sergeeva E.A., Zenitova L.A., Abdullin I.Sh. Modification of synthetic fibers and threads. Overview. Bulletin of the Kazan Technological University. 2012. vol. 15. no. 18. pp. 136–143. (in Russian).
- 10 Kotomenkova O.G. Biodegradation of special-purpose materials during storage. Problems of economics and management in trade and industry. 2013. no. 2. pp. 73–81. (in Russian).
- 11 Zakirova Zh.E. Features of the industry of chemical fibers. Bulletin of the Magistracy. 2016. no. 12-4 (63). pp. 49–50. (in Russian).
- 12 Li M., Zhu Z., Jin E. Graft copolymerization of granular allyl starch with carboxyl-containing vinyl monomers for enhancing grafting efficiency. Fibers and polymers. 2010. vol. 11. no. 5. pp. 683–688. doi: 10.1007/s12221-010-0683-7
- 13 Zhukovsky V.A. Problems and prospects for the development and production of surgical suture materials. Chemical fibers. 2008. no. 3. pp. 31–38. (in Russian).
- 14 Zhukovsky V.A., Khokhlova V.A., Korovicheva S.Yu. Surgical suture materials with antimicrobial properties. Chemical fibers. 2007. no. 2. pp. 37–43. (in Russian).
- 15 Wolf L.A., Zaikin Yu.Ya., Trapeznikov N.N., Yushkov S.F. et al. Surgical suture material (its variants) and method of its production (its variants). Patent RF, no. 1231663, 1982.
- 16 Mokhov E.M., Khomullo G.V., Sergeev A.N., Aleksandrov I.V. Experimental development of new surgical suture materials with complex biological activity. Bulletin of Experimental Biology and Medicine. 2012. vol. 153. no. 3. pp. 391–396. (in Russian).
- 17 Yu X., Biedrzycki A.H., Khalil A.S., Hess D. et al. Nanostructured mineral coatings stabilize proteins for therapeutic delivery. Advanced materials. 2017. vol. 29. no. 33. pp. 1701255. doi: 10.1002/adma.201701255
- 18 Baygar T., Sarac N., Ugur A., Karaca I.R. Antimicrobial characteristics and biocompatibility of the surgical sutures coated with biosynthesized silver nanoparticles. Bioorganic Chemistry. 2019. vol. 86. pp. 254–258. doi: 10.1016/j.bioorg.2018.12.034
- 19 Fan L., Cai Z., Zhang K., Han F. et al. Green electrospun pantothenic acid/silk fibroin composite nanofibers: Fabrication, characterization and biological activity. Colloids and surfaces b: biointerfaces. 2014. vol. 117. pp. 14–20. doi: 10.1016/j.colsurfb.2013.12.030
- 20 Scaffaro R., Botta L., Sanfilippo M., Gallo G. et al. Combining in the melt physical and biological properties of poly (caprolactone) and chlorhexidine to obtain antimicrobial surgical monofilaments. Applied microbiology and biotechnology. 2013. vol. 97. no. 1. pp. 99–109. doi: 10.1007/s00253-012-4283-x

21

Сведения об авторах

Валерий А. Жуковский д.т.н., профессор, кафедра наноструктурных, волокнистых и композиционных материалов им. А.И. Меоса, Санкт-Петербургский государственный университет промышленных технологий и дизайна, ул. Большая Морская, д. 18, Санкт-Петербург, 191186, Россия, rdd.lintex@gmail.com

<https://orcid.org/0000-0001-7092-9155>

Валентина А. Хохлова к.т.н., доцент, кафедра наноструктурных, волокнистых и композиционных материалов им. А.И. Меоса, Санкт-Петербургский государственный университет промышленных технологий и дизайна, ул. Большая Морская, д. 18, Санкт-Петербург, 191186, Россия, thvikm@yandex.ru

<https://orcid.org/0000-0002-8148-1517>

Татьяна С. Филипенко к.т.н., директор Центра сопровождения научных разработок, НИИ Спецматериалов, Санкт-Петербургский государственный университет промышленных технологий и дизайна, ул. Большая Морская, д. 18, Санкт-Петербург, 191186, Россия, tanek-f@rambler.ru

<https://orcid.org/0000-0001-7878-6371>

Татьяна Ю. Анущенко ведущий инженер, НИИ Спецматериалов, Санкт-Петербургский государственный университет промышленных технологий и дизайна, ул. Большая Морская, д. 18, Санкт-Петербург, 191186, Россия, atu0106@yandex.ru

<https://orcid.org/0000-0002-9266-0756>

Вклад авторов

Все авторы в равной степени принимали участие в написании рукописи и несут ответственность за плагиат

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Information about authors

Valeriy A. Zhukovskiy Cand. Sci. (Engin.), professor, nanostructured, fiber and composite materials. A.I. Meosa department, Saint-Petersburg State University of Industrial Technologies and Design, Bolshaya Morskaya Street, 18, Saint-Petersburg, 191186, Russia, rdd.lintex@gmail.com

<https://orcid.org/0000-0001-7092-9155>

Valentina A. Khokhlova Cand. Sci. (Engin.), associate professor, nanostructured, fiber and composite materials. A.I. Meosa department, Saint-Petersburg State University of Industrial Technologies and Design, Bolshaya Morskaya Street, 18, Saint-Petersburg, 191186, Russia, thvikm@yandex.ru

<https://orcid.org/0000-0002-8148-1517>

Tatyana S. Filipenko Cand. Sci. (Engin.), director of the Center for Support of Scientific Developments, Research Institute of Special Materials, Saint-Petersburg State University of Industrial Technologies and Design, Bolshaya Morskaya Street, 18, Saint-Petersburg, 191186, Russia, tanek-f@rambler.ru

<https://orcid.org/0000-0001-7878-6371>

Tatyana U. Anuschenko leading engineer, Research Institute of Special Materials, Saint-Petersburg State University of Industrial Technologies and Design, Bolshaya Morskaya Street, 18, Saint-Petersburg, 191186, Russia, atu0106@yandex.ru

<https://orcid.org/0000-0002-9266-0756>

Contribution

All authors are equally involved in the writing of the manuscript and are responsible for plagiarism

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Поступила 19/01/2022	После редакции 08/02/2022	Принята в печать 02/03/2022
Received 19/01/2022	Accepted in revised 08/02/2022	Accepted 02/03/2022