

## ХИМИЧЕСКАЯ ТЕХНОЛОГИЯ

УДК 678.5

DOI 10.55421/3034-4689\_2025\_28\_4\_39

Д. Р. Хисамиева, Р. Ю. Галимзянова, Ю. Н. Хакимуллин

ИЗУЧЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК БИОРЕЗОРБИРУЕМЫХ КОМПОЗИЦИЙ  
НА ОСНОВЕ ПОЛИМОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ И ПОЛИБУТИЛЕНСУКЦИНАТА*Ключевые слова: полимолочная кислота, полибутиленсукцинат, имплантат, биорезорбируемый, деградация.*

Биорезорбируемые (или рассасывающиеся) полимеры обладают уникальной способностью к резорбции в среде организма человека. Эта особенность является особенно ценной для клинических случаев, когда необходима временная поддержка поврежденных тканей (кости, кровеносные сосуды и др.) в период заживления дефекта. Полимолочная кислота (ПМК) широко применяется для изготовления временных имплантатов (костные пластины и винты, стенты и др.). Однако полимолочная кислота является достаточно хрупким материалом, что создает трудности при использовании ее в изделиях, которые требуют пластической деформации при высоких уровнях напряжения. В последние годы возрос интерес к такому биоразлагаемому материалу как полибутиленсукцинат (ПБС). ПБС гибкий и эластичный полимер, у которого деформация при разрыве может достигать до 330%. Благодаря своим механическим характеристикам и биоразлагаемости в настоящее время активно изучаются свойства ПБС для биомедицинского применения. В этой работе исследуются свойства композитов на основе ПМК и ПБС, а также роль ПБС в улучшении деформационных характеристик ПМК и влияние деградации *in vitro* на физико-механические свойства полученных композитов. По результатам физико-механических испытаний установлено, что введение 20 масс.ч. ПБС к полимолочной кислоте значительно увеличило относительное удлинение композита (в 33,5 раза). Ускоренная деградация снижает сопротивляемость полимера к нагрузке, и прочность после деградации становится ниже. По результатам ускоренной деградации введение полибутиленсукцината несколько увеличивает потерю массы композитов, причем, чем больше в составе композита ПБС, тем больше потеря массы композита.

D. R. Khisamieva, R. Yu. Galimzyanova, Yu. N. Khakimullin

STUDY OF CHARACTERISTICS OF BIORESORBABLE COMPOSITIONS BASED  
ON POLYLACTIC ACID AND POLYBUTYLENE SUCCINATE*Keywords: polylactic acid, polybutylene succinate, implant, bioresorbable, degradation.*

Bioresorbable (or resorbable) polymers have a unique ability to be resorbed in the human body. This feature is especially valuable for clinical cases where temporary support of damaged tissues (bones, blood vessels, etc.) is required during the healing period of the defect. Polylactic acid (PLA) is widely used to make temporary implants (bone plates and screws, stents, etc.). However, polylactic acid is a fairly brittle material, which creates difficulties when using it in products that require plastic deformation at high stress levels. In recent years, interest has increased in such a biodegradable material as polybutylene succinate (PBS). PBS is a flexible and elastic polymer, whose deformation at break can reach up to 330%. Due to its mechanical characteristics and biodegradability, the properties of PBS for biomedical applications are currently being actively studied. This paper studies the properties of PLA and PBS-based composites, as well as the role of PBS in improving the deformation characteristics of PLA and the effect of *in vitro* degradation on the physical and mechanical properties of the resulting composites. Based on the results of physical and mechanical tests, it was found that the introduction of 20 parts by weight of PBS to polylactic acid significantly increased the relative elongation of the composite (by 33.5 times). Accelerated degradation reduces the resistance of the polymer to load, and the strength after degradation becomes lower. Based on the results of accelerated degradation, the introduction of polybutylene succinate slightly increases the mass loss of the composites, and the more PBS in the composite, the greater the mass loss of the composite.

**Введение**

В настоящее время в полимерной науке особое внимание уделяется биорезорбируемым полимерным материалам. Биорезорбируемые (или рассасывающиеся) полимеры обладают уникальной способностью к резорбции в среде организма человека, что является особенно ценным для клинических случаев, где необходимо применение временных имплантатов. Функция биорезорбируемых имплантатов заключается во временном поддержании поврежденных тканей (кости, кровеносные сосуды и др.) в период заживления дефекта. Постепенно рассасываясь в организме человека, имплантат теряет свои эксплуатационные характеристики, а продукты распада выводятся из организма естественным путем (дыхательная и мочевыделительная системы).

Среди биорезорбируемых полимеров широко известна полимолочная кислота (ПМК), или Poly(lactic acid) (PLA). За рубежом временные имплантаты (костные пластины и винты, стенты и др.) на основе полимолочной кислоты активно используются уже около полувека, в России в последние десятилетия также существенно возрос интерес к подобным изделиям [1-4].

Тем не менее полимолочная кислота является очень хрупким материалом с удлинением при разрыве менее 10%. Прочность на разрыв и модуль упругости полимолочной кислоты сопоставимы со свойствами традиционных полимеров на основе нефтехимии (например, полиэтилентерефталат). Но низкая ударная вязкость затрудняет его использование для изделий,

требующих пластической деформации при более высоких уровнях напряжения (например, винты и пластины для фиксации перелома) [5-7].

Для улучшения деформационных свойств ПМК используются различные методы: сополимеризация с другими полиэфирами (поликонденсационная, сополимеризация с раскрытием кольца), и смешение в расплаве с пластификаторами и полимерами (не биоразлагаемые/биоразлагаемые) [8-11]. Смешение в расплаве является наиболее используемым методом благодаря своей простоте и экономической эффективности. Однако стоит отметить, что повышение гибкости ПМК зачастую происходит за счет снижения других его положительных характеристик, таких как прочность на разрыв и модуль упругости [8].

В последние годы среди известных алифатических полиэфиров для биомедицинского применения все большее внимание привлекает полибутиленисукцинат (ПБС). Мономерами для синтеза полибутиленисукцината служат янтарная кислота и 1,4-бутандиол, которые могут быть получены как из нефтехимического сырья, так и из возобновляемых источников, например, путем ферментации. В последние годы различные микроорганизмы были протестированы на предмет производства янтарной кислоты с помощью биотехнологических процессов. Полученная таким образом янтарная кислота затем может быть преобразована в 1,4-бутандиол путем гидрирования. Таким образом, получается продукт, который полностью основан на биологических компонентах [12].

Предел текучести при растяжении ПБС может достигать 30-35 МПа, что сопоставимо с пределом текучести полипропилена (среднее значение составляет около 32,7 МПа) [13].

ПБС характеризуется прочностью на разрыв между полиэтиленом и полипропиленом, и жесткостью между полиэтиленом низкой плотности и полиэтиленом высокой плотности [14, 15].

ПБС гибкий и эластичный полимер, модуль Юнга которого может варьироваться в широком диапазоне 300-500 МПа, в зависимости от степени кристалличности, а деформация при разрыве достигать до 330% [14, 16]. Благодаря своим механическим характеристикам и биоразлагаемости в настоящее время активно изучаются свойства ПБС для биомедицинского применения [17, 18].

В этой работе исследуются свойства композитов на основе ПМК и ПБС, а также роль ПБС в улучшении деформационных характеристик ПМК и влияние деградации *in vitro* на механические свойства полученных композитов.

## Материалы и методы исследования

Полимолочная кислота марки Ingeo Biopolymer 4043D производство NatureWorks (США). Плотность материала – 1.24 г/см<sup>3</sup>, относительное удлинение – 6%; прочность при разрыве – 53 МПа. Температура плавления – 180 °С.

Полибутиленисукцинат марки PBS - TH803S - Bio (Китай). Плотность материала – 1.27 г/см<sup>3</sup>, относительное удлинение – 290%; прочность при разрыве – 41 МПа. Температура плавления – 115 °С.

В работе приготовили композиты ПМК/ПБС с соотношениями (80/20, 70/30, 60/40, 50/50, 40/60, 30/70, 20/80). Перед смешением композитов проводили сушку компонентов: в сушильном вакуумном шкафу Labdevices-52D для удаления избыточной влаги в течение 4 часов при 80 °С. Контроль уровня влажности (полимолочная кислота (0,02%), полибутиленисукцинат (0,05%)) осуществляли с помощью термогравиметрического анализатора влажности Radwag MA 50.R2.

Смешение композитов осуществляли на роторном смесителе фирмы Brabender «Plasti – Corder® Lab-Station» при температуре 180 °С в течение 5 минут. Для получения опытных образцов осуществляли экструзию полученных композитов на лабораторном одношнековом экструдере фирмы Brabender «Plasti-Corder® Lab-Station» (температуры нагрева по зонам экструдера: T1=160 °С, T2=165 °С, T3=175 °С, T4=180 °С). Из полученных экструзионных лент осуществляли вырубку образцов штанцевым ножом согласно ГОСТ 11262-2017 (ISO 527-2:2012) «Пластмасса. Метод испытания на растяжение».

Измерение прочностных характеристик при растяжении проводили согласно ГОСТ 11262-2017 «Пластмасса. Метод испытания на растяжение» на универсальной испытательной машине ТРМ-П 50 С1 (1 С1) (Россия), скорость движения зажимов – 20 мм/мин.

Измерение показателя текучести расплава проводили согласно ГОСТ 11645-2021 «Пластмасса. Методы определения показателя текучести расплава (пластометр) СМАРТЕСТ MFI при температуре 190 °С и массе груза 2,16 кг.

Измерение твердости композитов были проведены согласно ГОСТ 24621-2015 «Пластмасса и эбонит. Определение твердости при вдавливании с помощью дюрометра (твердость по Шору)». Использовали твердомер типа D.

Тестирование полученных композитов на деградацию проводили согласно ГОСТ Р ИСО 13781-2011 «Смолы и отформованные элементы на основе поли(L-лактида) для хирургических имплантатов. Исследование деградации методом *in vitro*».

Для исследования был приготовлен пропитывающий фосфатно-буферный раствор Соренсена состоящий из дигидрофосфата калия и динатрия фосфата в дистиллированной воде.

Первый раствор – 1/15 моль/л КН<sub>2</sub>Р<sub>0</sub><sub>4</sub>, приготовленный путем растворения 9,078 г КН<sub>2</sub>Р<sub>0</sub><sub>4</sub> в 1 л воды. Второй раствор – 1/15 моль/л Na<sub>2</sub>НР<sub>0</sub><sub>4</sub>, приготовленный путем растворения 11,876 г Na<sub>2</sub>НР<sub>0</sub><sub>4</sub>·2Н<sub>2</sub>О в 1 л воды. Буфер включает смесь объемной доли 18,2 % первого раствора и объемной доли 81,8 % второго раствора. Никакие другие добавки не использовались. Показатель кислотности буферного раствора равен 7,4.

Тест проводили по методу ускоренной деградации. Перед испытанием все образцы были высушены до постоянной массы. Далее они были взвешены и помещены в стеклянную банку объемом 1 литр и полностью залиты пропитывающим фосфатно-бу-

ферным раствором. Далее банки с образцами герметично закрывали крышкой и загружали в термостат. Образцы в растворе находились ровно 24 часа при температуре 70°C.

Через 24 часа образцы вынимали из раствора и проводили их испытание на прочность при растяжении. После проведения механических испытаний образцы загружали в вакуумный сушильный шкаф и высушивали до постоянной массы, с целью определения потери массы в результате деградации.

### Обсуждение результатов

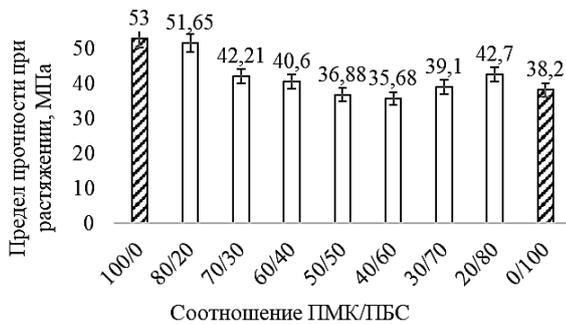


Рис. 1 – Предел прочности при растяжении композитов ПМК/ПБС

Fig. 1 – Tensile strength of PLA/PBS composites

На рисунке 1 представлена зависимость предела прочности при растяжении от состава полученных композиций. Предел прочности при растяжении чистой полимолочной кислоты составил 53 МПа. При увеличении содержания ПБС до 60 масс.ч. происходит линейное снижение прочности при растяжении, что обусловлено влиянием менее прочного ПБС. При более высоком содержании ПБС (т.е. 70-80 масс.ч.) предел прочности становится выше по сравнению с чистой ПБС (38 МПа). В данном случае ПБС становится основным компонентом, а ПМК в виде жестких частиц, по-видимому, выполняет роль дисперсного наполнителя, оказывая упрочняющее действие.

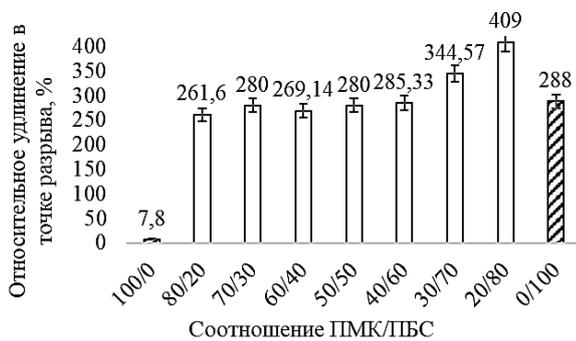


Рис. 2 – Относительное удлинение в точке разрыва композитов ПМК/ПБС

Fig. 2 – Relative elongation at the breaking point of PLA/PBS composites

Относительное удлинение значительно увеличивается при введении ПБС (рисунок 2). Добавление лишь 20 масс.ч. ПБС увеличивает относительное удлинение в 33,5 раза по сравнению с чистой ПМК

(7,8%). В области, где содержание ПБС <50 масс.ч., удлинение увеличилось с 7,8 до 269%. В этом диапазоне ПБС был второстепенным компонентом, а хрупкость ПМК была нейтрализована добавлением гибкого ПБС. Следовательно, ПБС увеличивает пластичность композиций, и такие составы выдерживают деформацию при более высоких уровнях напряжения.

При содержании ПБС >50 масс.ч. он стал основным компонентом, а ПМК перешла в дисперсную фазу. При содержании ПБС от 60 до 80 масс.ч. относительное удлинение увеличилось с 285 до 409%. При этом чистый ПБС имеет удлинение при разрыве 288%. В данном диапазоне (ПБС >50 масс.ч.) для обсуждения результатов можем рассматривать ПМК как второстепенный компонент. При содержании ПМК 20 масс.ч., она действовала как жесткий наполнитель, прочность композитов была усилена, что способствовало выдержке деформации еще на более высоких уровнях напряжения. Тем не менее, когда содержание ПМК превышало 20 масс.ч. в смеси (т. е. 30–40 масс.ч.), удлинение при разрыве уменьшалось, а затем выравнивалось. Подобные результаты физико-механических свойств композиций ПМК/ПБС были описаны в работе [19]. X. Zhang и др. предполагают, что жесткие частицы ПМК могли изменить поведение ПБС при кристаллизации, и такая композиция демонстрирует более пластичные свойства при достаточном количестве жестких частиц. Уменьшение удлинения при разрыве при содержании 30-40 масс.ч. ПМК может быть связано с уменьшением расстояния между жесткими частицами ПМК, и, следовательно, эффект упрочнения был менее выражен [19].

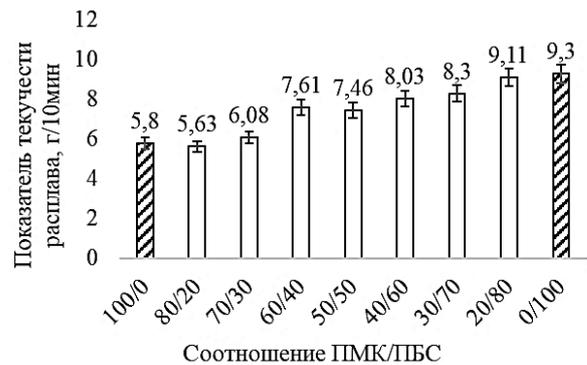


Рис. 3 – Показатель текучести расплава композитов ПМК/ПБС

Fig. 3 – Melt flow index of PLA/PBS composites

Показатель текучести расплава (ПТР) чистого ПМК составляет 5,8 г/10 мин, а ПТР чистого ПБС 9,3 г/10 мин. На графике (рисунок 3) видно, что ПТР линейно растет с увеличением содержания ПБС до 80 масс.ч. в составе смеси, что обусловлено преобладанием более текучего ПБС в составе композита.

На рисунке 4 представлены результаты изменения предела прочности при растяжении после ускоренной деградации композитов ПМК/ПБС. Прочности чистой полимолочной кислоты и чистого полибутиленсукцината незначительно снижаются и со-

составляют 51 Мпа и 36,01 Мпа соответственно. Прочности композитов ПМК/ПБС после деградации также снижаются, но не существенно.

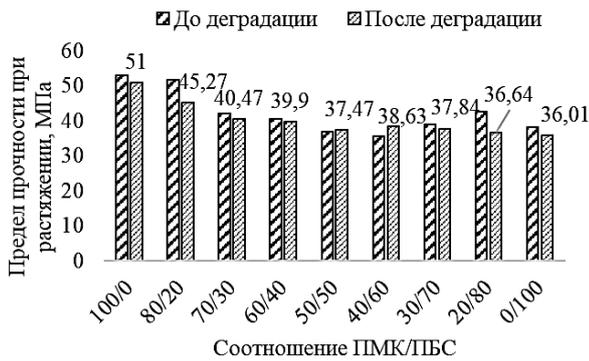


Рис. 4 – Предел прочности при растяжении композитов ПМК/ПБС после ускоренной деградации

Fig. 4 - Tensile strength of PLA/PBS composites after accelerated degradation

Процесс деградации приводит к структурным изменениям полимерной матрицы, снижению молекулярной массы и разрыву межмолекулярных связей. Это ослабляет полимерную цепь и снижает ее способность выдерживать нагрузки. Кроме того, деградация приводит к образованию микротрещин и дефектов в полимерном композите, в результате чего сопротивляемость полимера к нагрузке снижается и прочность после деградации становится ниже.

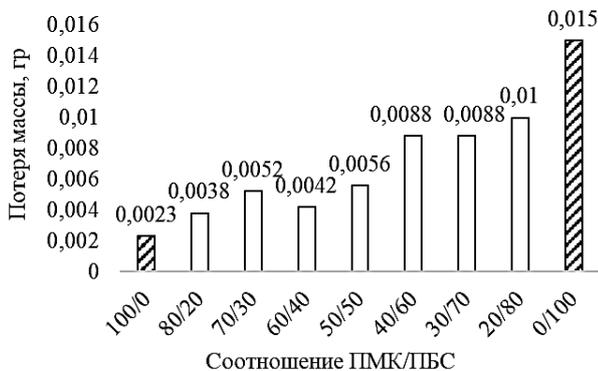


Рис. 5 – Потеря массы композитов ПМК/ПБС после ускоренной деградации

Fig. 5 – Mass loss of composites PLA/PBS after accelerated degradation

На рисунке 5 представлены результаты снижения массы композитов после деградации в течение 24 часов. Потеря массы чистой полимолочной кислоты очень низкая и составляет лишь 0,0023 грамм. Чистый полибутиленсукцинат также характеризуется невысокой потерей массы в результате деградации и составляет 0,015 грамм, однако величина потери массы несколько выше по сравнению с чистой полимолочной кислотой. С увеличением содержания ПБС в составе композита потеря массы увеличивается от 0,0038 до 0,01 грамм. Предположительно, ПБС подвержен процессам деструкции больше, чем ПМК, в связи с чем потеря массы ПБС немного превышает

потерю массы ПМК. Тем не менее потеря массы композитов находится в диапазоне сотых и тысячных долей грамма, что подтверждает факт о гидрофобности ПМК и ПБС, и их низкой способности к гидролитической деградации.

### Заключение

По результатам механических испытаний выявлено, что полибутиленсукцинат может оказывать существенное влияние на пластическую деформацию полимерных композитов. Введение лишь 20 масс.ч. ПБС к полимолочной кислоте значительно увеличило относительное удлинение композита (в 33,5 раза). Также подтверждено, что повышение гибкости полимолочной кислоты происходит за счет снижения других ее положительных характеристик, например, таких как предел прочности при растяжении. Ускоренная деградация снижает сопротивляемость композиций к нагрузке и прочность после деградации становится ниже. По результатам ускоренной деградации введение полибутиленсукцината несколько увеличивает потерю массы композитов, причем чем больше в составе композита ПБС, тем больше потеря массы (от 0,0038 грамм при содержании ПБС 20 масс.ч. до 0,01 грамм при содержании ПБС 80 масс.ч.). Тем не менее потеря массы композитов незначительна (сотые и тысячные доли грамма), что подтверждает низкую способность ПМК, ПБС, а также их бинарных композиций к гидролитической деградации.

### Литература

1. M. D. Mizera, J. M. Dodda, X. Liu, M. Knitter, R. N. Oosterbeek, P. Salinas, E. Pozo, A. M. Ferreira, E. R. Sadiku, *Adv. Healthc. Mater.*, 13, 27, 89-109 (2024). DOI: 10.1002/adhm.202401674.
2. J. Kurowiak, T. Klekiel, R. Będzinski, *Int. J. Mol. Sci.*, 24, 23, Article 16952 (2023). DOI: 10.3390/ijms242316952.
3. Н. Тагандурдыева, В. Е. Юдин, *Рос. Нанотехнол.*, 15, 4, 418-434 (2020). DOI: 10.1134/S1992722320040159.
4. L. Rocher, J. Cameron, J. Barr, B. Dillon, A. B. Lennon, G. H. Menary, *Eur. Polym. J.*, 195, Article 112205 (2023). DOI: 10.1016/j.eurpolymj.2023.112205.
5. B. L. Shafer, P. T. Simonian, *Arthroscopy.*, 18, 7, 1-4 (2002). DOI: 10.1053/jars.2002.32197.
6. K. Igarashi, A. Kuge, H. Homma, T. Yamaki, R. Kondo, S. Saito, Y. Sonoda, *Int. J. Emerg. Med.*, 7, 29-34 (2021). DOI: 10.1186/s12245-021-00401-5.
7. D. A. McGuire, F. A. Barber, B. F. Elrod, L. E. Paulos, *Arthroscopy.*, 15, 5, 463-473 (1999). DOI: 10.1053/ar.1999.v15.015046001.
8. R. M. Rasal, A. V. Janorkar, D. E. Hirt, *Prog. Polym. Sci.*, 35, 3, 338-356 (2010). DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2009.12.003.
9. G. Zhao, F. P. C. Gomes, H. Marway, M. R. Thompson, Z. Zhu, *Macromol. Chem. Phys.*, 221, 3, Article 1900475 (2020). DOI: 10.1002/macp.201900475.
10. D. Shahdan, N. A. Rosli, R. S. Chen, S. Ahmad, S. Gan, *Int. J. Biol. Macromol.*, 251, Article 126214 (2023). DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2023.126214.
11. A. Srivastava, P. Bhati, S. Singh, M. Agrawal, N. Kumari, P. Vashisth, P. Chauhan, N. Bhatnagar, *Polym. Eng. Sci.*, 64, 10, 1003-1044 (2024). DOI: 10.1002/pen.26626.
12. K. Shen, *Col. Intern. Conf. on Mater. Eng., N. Ener. and Chem. (MENECS)*, 386, Article 01005 (2023). DOI: 10.1051/mateconf/202338601005.

13. F. Xiao, G. Fontaine, S. Bourbigot, Polym. Degrad. Stab., 183, Article 109466 (2021). DOI: 10.1016/j.polyimdeggrad-stab.2020.109466.
14. S. Kato, T. Ueda, T. Aoshima, N. Kosaka, S. Nitta, Adv. Polym. Sci., 293, 269-304 (2024). DOI: 10.1007/12\_2023\_159.
15. L. Liu, J. Yu, L. Cheng, W. Qu, Compos. - A: Appl. Sci. Manuf., 40, 5, 669-674 (2009). DOI: 10.1016/j.compositesa.2009.03.002.
16. S. Shaikh, M. Yaqub, P. Aggarwal, Curr. Res. Food Sci., 183, Article 109466 (2021). DOI: 10.1016/j.crfs.2021.07.005.
17. A. Mtibe, S. Muniyasamy, T. C. Mokhena, O. Ofosu, V. Ojijo, M. John, EXPRESS Polym. Lett., 17, 1, 2-28 (2023). DOI: 10.3144/expresspolymlett.2023.2.
18. M. Gigli, M. Fabbri, N. Lotti, R. Gamberini, B. Rimini, A. Munari, Eur. Polym. J., 75, 431-460 (2016). DOI: 10.1016/j.eurpolymj.2016.01.016 .
19. X. Zhang, Q. Liu, J. Shi, H. Ye, Q. Zhou, J. Polym. Environ., 26, 1737-1744 (2018). DOI: 10.1007/s10924-017-1064-8.
- 7.D. A. McGuire, F. A. Barber, B. F. Elrod, L. E. Paulos, Arthroscopy., 15, 5, 463-473 (1999). DOI: 10.1053/ar.1999.v15.015046001.
- 8.R. M. Rasal, A. V. Janorkar, D. E. Hirt, Prog. Polym. Sci., 35, 3, 338-356 (2010). DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2009.12.003.
- 9.G. Zhao, F. P. C. Gomes, H. Marway, M. R. Thompson, Z. Zhu, Macromol. Chem. Phys., 221, 3, Article 1900475 (2020). DOI: 10.1002/macp.201900475 .
10. D. Shahdan, N. A. Rosli, R. S. Chen, S. Ahmad, S. Gan, Int. J. Biol. Macromol., 251, Article 126214 (2023). DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2023.126214.
11. A. Srivastava, P. Bhati, S. Singh, M. Agrawal, N. Kumari, P. Vashisth, P. Chauhan, N. Bhatnagar, Polym. Eng. Sci., 64, 10, 1003-1044 (2024). DOI: 10.1002/pen.26626.
12. K. Shen, Col. Intern. Conf. on Mater. Eng., N. Ener. and Chem. (MENECC), 386, Article 01005 (2023). DOI: 10.1051/mateconf/202338601005.
13. F. Xiao, G. Fontaine, S. Bourbigot, Polym. Degrad. Stab., 183, Article 109466 (2021). DOI: 10.1016/j.polyimdeggrad-stab.2020.109466.
14. S. Kato, T. Ueda, T. Aoshima, N. Kosaka, S. Nitta, Adv. Polym. Sci., 293, 269-304 (2024). DOI: 10.1007/12\_2023\_159 .
15. L. Liu, J. Yu, L. Cheng, W. Qu, Compos. - A: Appl. Sci. Manuf., 40, 5, 669-674 (2009). DOI: 10.1016/j.compositesa.2009.03.002.
16. S. Shaikh, M. Yaqub, P. Aggarwal, Curr. Res. Food Sci., 183, Article 109466 (2021). DOI: 10.1016/j.crfs.2021.07.005.
17. A. Mtibe, S. Muniyasamy, T. C. Mokhena, O. Ofosu, V. Ojijo, M. John, EXPRESS Polym. Lett., 17, 1, 2-28 (2023). DOI: 10.3144/expresspolymlett.2023.2 .
18. M. Gigli, M. Fabbri, N. Lotti, R. Gamberini, B. Rimini, A. Munari, Eur. Polym. J., 75, 431-460 (2016). DOI: 10.1016/j.eurpolymj.2016.01.016.
19. X. Zhang, Q. Liu, J. Shi, H. Ye, Q. Zhou, J. Polym. Environ., 26, 1737-1744 (2018). DOI: 10.1007/s10924-017-1064-8.

## References

- 1.M. D. Mizera, J. M. Dodda, X. Liu, M. Knitter, R. N. Oosterbeek, P. Salinas, E. Pozo, A. M. Ferreira, E. R. Sadiku, Adv. Healthc. Mater., 13, 27, 89-109 (2024). DOI: 10.1002/adhm.202401674.
- 2.J. Kurowiak, T. Klekiel, R. Będzinski, Int. J. Mol. Sci., 24, 23, Article 16952 (2023). DOI: 10.3390/ijms242316952.
- 3.N. Tagandurdyeva, V. E. Yudin, Ros. Nanotechnol., 15, 4, 418-434 (2020). DOI: 10.1134/S199272232320040159.
- 4.L. Rocher, J. Cameron, J. Barr, B. Dillon, A. B. Lennon, G. H. Menary, Eur. Polym. J., 195, Article 112205 (2023). DOI: 10.1016/j.eurpolymj.2023.112205.
- 5.B. L. Shafer, P. T. Simonian, Arthroscopy., 18, 7, 1-4 (2002). DOI: 10.1053/jars.2002.32197.
- 6.K. Igarashi, A. Kuge, H. Homma, T. Yamaki, R. Kondo, S. Saito, Y. Sonoda, Int. J. Emerg. Med., 7, 29-34 (2021). DOI: 10.1186/s12245-021-00401-5.
- 1.M. D. Mizera, J. M. Dodda, X. Liu, M. Knitter, R. N. Oosterbeek, P. Salinas, E. Pozo, A. M. Ferreira, E. R. Sadiku, Adv. Healthc. Mater., 13, 27, 89-109 (2024). DOI: 10.1002/adhm.202401674.
- 2.J. Kurowiak, T. Klekiel, R. Będzinski, Int. J. Mol. Sci., 24, 23, Article 16952 (2023). DOI: 10.3390/ijms242316952.
- 3.N. Tagandurdyeva, V. E. Yudin, Ros. Nanotechnol., 15, 4, 418-434 (2020). DOI: 10.1134/S199272232320040159.
- 4.L. Rocher, J. Cameron, J. Barr, B. Dillon, A. B. Lennon, G. H. Menary, Eur. Polym. J., 195, Article 112205 (2023). DOI: 10.1016/j.eurpolymj.2023.112205.
- 5.B. L. Shafer, P. T. Simonian, Arthroscopy., 18, 7, 1-4 (2002). DOI: 10.1053/jars.2002.32197.
- 6.K. Igarashi, A. Kuge, H. Homma, T. Yamaki, R. Kondo, S. Saito, Y. Sonoda, Int. J. Emerg. Med., 7, 29-34 (2021). DOI: 10.1186/s12245-021-00401-5.
- 7.D. A. McGuire, F. A. Barber, B. F. Elrod, L. E. Paulos, Arthroscopy., 15, 5, 463-473 (1999). DOI: 10.1053/ar.1999.v15.015046001.
- 8.R. M. Rasal, A. V. Janorkar, D. E. Hirt, Prog. Polym. Sci., 35, 3, 338-356 (2010). DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2009.12.003.
- 9.G. Zhao, F. P. C. Gomes, H. Marway, M. R. Thompson, Z. Zhu, Macromol. Chem. Phys., 221, 3, Article 1900475 (2020). DOI: 10.1002/macp.201900475 .
10. D. Shahdan, N. A. Rosli, R. S. Chen, S. Ahmad, S. Gan, Int. J. Biol. Macromol., 251, Article 126214 (2023). DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2023.126214.
11. A. Srivastava, P. Bhati, S. Singh, M. Agrawal, N. Kumari, P. Vashisth, P. Chauhan, N. Bhatnagar, Polym. Eng. Sci., 64, 10, 1003-1044 (2024). DOI: 10.1002/pen.26626.
12. K. Shen, Col. Intern. Conf. on Mater. Eng., N. Ener. and Chem. (MENECC), 386, Article 01005 (2023). DOI: 10.1051/mateconf/202338601005.
13. F. Xiao, G. Fontaine, S. Bourbigot, Polym. Degrad. Stab., 183, Article 109466 (2021). DOI: 10.1016/j.polyimdeggrad-stab.2020.109466.
14. S. Kato, T. Ueda, T. Aoshima, N. Kosaka, S. Nitta, Adv. Polym. Sci., 293, 269-304 (2024). DOI: 10.1007/12\_2023\_159 .
15. L. Liu, J. Yu, L. Cheng, W. Qu, Compos. - A: Appl. Sci. Manuf., 40, 5, 669-674 (2009). DOI: 10.1016/j.compositesa.2009.03.002.
16. S. Shaikh, M. Yaqub, P. Aggarwal, Curr. Res. Food Sci., 183, Article 109466 (2021). DOI: 10.1016/j.crfs.2021.07.005.
17. A. Mtibe, S. Muniyasamy, T. C. Mokhena, O. Ofosu, V. Ojijo, M. John, EXPRESS Polym. Lett., 17, 1, 2-28 (2023). DOI: 10.3144/expresspolymlett.2023.2 .
18. M. Gigli, M. Fabbri, N. Lotti, R. Gamberini, B. Rimini, A. Munari, Eur. Polym. J., 75, 431-460 (2016). DOI: 10.1016/j.eurpolymj.2016.01.016.
19. X. Zhang, Q. Liu, J. Shi, H. Ye, Q. Zhou, J. Polym. Environ., 26, 1737-1744 (2018). DOI: 10.1007/s10924-017-1064-8.

© Д. Р. Хисамиева – аспирант кафедры Медицинская инженерия (МИ), Казанский национальный исследовательский технологический университет (КНИТУ), Казань, Россия, osenzima1811@gmail.com, Р. Ю. Галимзянова – канд. техн. наук, доцент кафедры МИ, КНИТУ, galimzyanovar@gmail.com, Ю. Н. Хакимуллин – д-р техн. наук, проф. кафедры МИ, КНИТУ, hakim123@rambler.ru.

© D. R. Khisamieva – PhD-student of the Department of Medical Engineering (ME), Kazan National Research Technological University (KNRTU), Kazan, Russia, osenzima1811@gmail.com, R. Yu. Galimzyanova – PhD (Technical Sci.), Associate professor of the ME department, KNRTU, galimzyanovar@gmail.com, Yu. N. Khakimullin – Doctore of Sciences (Technical Sci.), Professor of the ME department, KNRTU, hakim123@rambler.ru.

Дата поступления рукописи в редакцию – 25.03.25.

Дата принятия рукописи в печать – 01.04.25.