

УДК 54.062

DOI: 10.33184/bulletin-bsu-2025.2.3

## ИЗУЧЕНИЕ СВОЙСТВ ПЛЕНОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ НА ОСНОВЕ СМЕСЕЙ ПОЛИЛАКТИДА, ХИТОЗАНА И АНТИБИОТИКА

© Э. Р. Бакирова\*, А. Б. Сунаргулов, Л. Г. Гарипова,  
Е. И. Кулиш

Уфимский университет науки и технологий  
Россия, Республика Башкортостан, 450076 г. Уфа, ул. Заки Валиди, 32.

\*Email: elina\_bakirova@mail.ru

*Работа посвящена исследованию свойств композиций, полученных из полилактида, хитозана и цефтриаксона, материалы на основе которых предназначены для защиты и лечения длительно незаживающих ран. Показано, что, несмотря на то что пленочные композиции получают переработкой расплава при повышенной температуре, они характеризуются высокой микробиологической активностью в отношении *Staphylococcus aureus*. Установлено, что, регулируя содержание цефтриаксона и хитозана в композиции, можно регулировать сорбирующую способность материала, скорость его гидролитической деструкции, скорость выхода антибиотика из пленочного покрытия, а также значения физико-механических параметров, таких как разрывное удлинение, модуль упругости и разрывное напряжение.*

**Ключевые слова:** полилактид, хитозан, биоразлагаемые полимеры, микробиологическая активность, модуль упругости, разрывное напряжение, разрывное удлинение.

### Введение

Современные биоразлагаемые полимерные композиционные материалы широко применяются в клинической практике для поддержки, улучшения или замены травмированных тканей [1–3]. Их основные свойства, определяющие функциональные характеристики материала, зависят от степени кристалличности, молекулярной массы, полидисперсности, скорости деградации и т.д. используемых полимеров [4–7].

В последние несколько десятилетий изучение полимеров, обладающих биосовместимостью, биоразлагаемостью, контролируемыми механическими характеристиками и пр., в таких областях, как тканевая инженерия и регенеративная медицина, постоянно увеличивается. Например, природные полимеры: хитозан (ХТЗ), хитин, коллаген и многие другие – являются отличными биоактивными материалами с минимальным иммунологическим ответом, которые в основном применяются для создания материалов для лечения ран различной этиологии, а также в разработке тканевых конструкций для восстановления кожи, сухожилий, костей, нервных и сосудистых тканей. Материалы на основе этих полимеров обладают высокой биоразлагаемостью, биосовместимостью и гидрофильностью [8–12].

Также в медицине находят свое применение биоразлагаемые и биосовместимые синтетические полимеры, такие как полилактид (ПЛ), полигидроксibuтират, полигликолевая кислота, поликапролактон и др. [12–15]. Поликапролактон и ПЛ являются наиболее часто используемыми синтетическими полимерами в биомедицинской области. Эти полимеры имеют более низкую стоимость по сравнению с природными биоразлагаемыми полимерами, а в организме человека подвергаются гидролитической деструкции [16–20]. Получаемый из возобновляемого сырья ПЛ [20], демонстрирует превосходную термическую стабильность, технологичность и биосовместимость, что обосновывает его применение в качестве материала основы раневых покрытий [21–23]. Однако скорость биодеградации ПЛ невысока, что ограничивает его применение в данной области [24–25]. Также в качестве недостатка ПЛ можно отметить его низкую влагопоглощающую способность [26–27]. Добавление в материал, получаемый на основе ПЛ, такого гидрофильного полимера, как ХТЗ, обладающего прекрасной влагоудерживающей способностью и высокой скоростью биодеградации, может в значительной мере помочь в решении данной проблемы.

Таким образом, разработка композиционных материалов, предназначенных для лечения хронических ран, таких как язвы диабетической стопы, тяжелые ожоги и трофические язвы, на основе ПЛ с добавлением ХТЗ представляется весьма перспективной. В качестве лекарственного вещества в данной работе использовали антибиотик широкого спектра действия цефалоспоринового ряда цефтриаксон (ЦФТ). В работе оценивались влагопоглощающие свойства образцов, микробиологическая активность, их физико-механические свойства, а также скорость высвобождения ЦФТ из полимерного материала.

### Экспериментальная часть

В работе использовали образец ПЛ марки bio-101 (Китай) со степенью кристалличности 7% и молекулярной массой 215 000 Да; ХТЗ (ЗАО «Биопрогресс», Щелково) со значением молекулярной массы 116 000 Да, степенью деацелирования 72% и средним размером частиц 0.05 мм; ЦФТ полусинтетический цефалоспорин III поколения (ПАО «Биосинтез», Россия). Температура плавления исходного ПЛ составляла 150 °С.

Получение композиций на основе ПЛ осуществляли на лабораторном пластографе марки «PlastographEC» (Brabender, Германия) при температуре 160 °С, времени смешения 10 мин. и скорости вращения роторов 10 об/мин. После процесса пластикации образцы композитов помещались в автоматический гидравлический пресс марки «AutoMH-NE» (Carver, США) для формирования пленок толщиной 0.3 мм. Температура в прессе составляла 160 °С, давление 1 000 кгс. Выбор параметров переработки обусловлен проведенной ранее оптимизацией процесса [28]. Содержание ХТЗ в пленке не превышало 50% в связи с трудностями переработки композиции с большим количеством неплавящегося наполнителя расплавной технологией [29]. Содержание ЦФТ варьировалось от 2.5 до 10.0% от общей массы полимеров в смеси. Определенное количество ЦФТ равномерно распределялось в навеске ХТЗ, после чего смесь ХТЗ–ЦФТ вводилась в ПЛ.

Испытания получаемых материалов на разрыв проводили на универсальной испытательной машине марки «Shimadzu AGS-X» (Shimadzu, Япония). Погрешность эксперимента при доверительной вероятности 0.97 и количестве параллельных опытов равном 10 не превышает 2%.

Опыты по сорбции воды пленками проводили при 100% влажности в термостатируемых условиях ( $T = 37\text{ °C}$ ). Степень набухания  $\alpha_t$  определяли как отношение массы воды  $m_{\text{воды}}$ , поглощенной пленкой к моменту времени  $t$ , к исходной массе пленки  $m_0$ :

$$\alpha_t = \frac{m_{\text{воды}}}{m_0} * 100\%.$$

Через определенное время достигалась равновесная степень набухания  $\alpha_{\text{max}}$ , при которой пленочный образец переставал дополнительно сорбировать воду. Погрешность эксперимента при доверительной вероятности 0.95 и количестве параллельных опытов равном 5 не превышает 3%. Скорость набухания оценивали как определение

константы набухания по графику зависимости  $\ln \frac{\alpha_{\text{max}}}{\alpha_{\text{max}} - \alpha_t}$  от  $t$  как тангенс угла наклона.

Кинетику высвобождения лекарственных веществ из пленок в водную среду изучали методом УФ-спектrophотометрии на спектрофотометре марки «UV-2600» (Shimadzu, Япония) в области максимума поглощения ЦФТ при температуре 37 °С. Концентрацию ЦФТ в водной среде  $C_{\text{цфт}}$  определяли по калибровочной кривой. Погрешность эксперимента при доверительной вероятности 0.98 и количестве параллельных опытов равном 5 не превышает 2%. Количество ЦФТ  $m_{\text{цфт}}$ , выделившегося из пленки к моменту времени  $t$ , определяли как отношение концентрации  $C_{\text{цфт}}$  к концентрации ЦФТ, введенного в пленку  $C_0$ :

$$m_{\text{цфт}} = \frac{C_{\text{цфт}}}{C_0} * 100\%.$$

Микробиологическая активность оценивалась по подавлению зоны роста штаммов золотистого стафилококка (*Staphylococcus aureus*) образцами исследуемых композиций ПЛ–ХТЗ с диаметром 0.5 мм. Микроорганизмы были посеяны на плотную среду Брайд-Паркер, инкубация составляла 48 ч. при температуре 37 °С.

Для изучения гидролиза полимерных композиций исследуемые образцы известной массы  $m_0$  помещали в физиологический раствор (0.9% стерильный водный раствор NaCl) и выдерживали в течение длительного времени при комнатной температуре. Погрешность эксперимента при доверительной вероятности 0.96 и количестве параллельных опытов равном 5 не превышает 2%. Степень гидролиза  $H_t$  определяли гравиметрическим методом, измеряя через определенные промежутки времени массу образцов  $m_t$  ( $m_0$  – исходная масса пленок):

$$H_t = \frac{m_t}{m_0} * 100\%.$$

Пленки индивидуального ХТЗ (толщиной 0.3 мм) получали методом полива на стеклянную поверхность уксуснокислого (2%) раствора ХТЗ.

### Обсуждение результатов

Первым этапом работы стало изучение микробиологической активности полученных пленочных материалов. Несмотря на то, что композиции ПЛ–ХТЗ–ЦФТ были получены переработкой расплава ПЛ при высокой температуре (160 °С), все сформированные образцы проявляли микробиологическую активность в отношении штаммов *Staphylococcus aureus*. При этом диаметр зоны задержки роста увеличивался с увеличением количества ХТЗ в композиции (табл. 1).

Таблица 1

Размеры зоны задержки роста штаммов *Staphylococcus aureus*.  
Содержание ЦФТ в композиции 5.0%

| Состав         | Диаметр зоны задержки роста, мм |
|----------------|---------------------------------|
| ПЛ 100%        | 14                              |
| ПЛ 90%–ХТЗ 10% | 16                              |
| ПЛ 80%–ХТЗ 20% | 19                              |
| ПЛ 70%–ХТЗ 30% | 22                              |
| ПЛ 60%–ХТЗ 40% | 24                              |
| ПЛ 50%–ХТЗ 50% | 26                              |
| ХТЗ 100%       | 30                              |

Следовательно, ЦФТ, находящийся в защитных пленочных покрытиях, полученных путем совместной переработки расплавов ПЛ и ХТЗ при температуре 160 °С, сохраняет свою исходную активность в отношении штаммов изучаемых микроорганизмов.

Одним из основных требований к защитному раневому покрытию является его хорошая способность сорбировать ранеотделяемую жидкость. Хотя сам ПЛ является гидрофильным полимером, его сорбирующая способность невелика. Действительно, как видно из *рис. 1а*, равновесная степень набухания ПЛ составляет всего 1.9–2.2%. Однако добавление в композицию ХТЗ приводит к существенному увеличению влагопоглощающей способности.

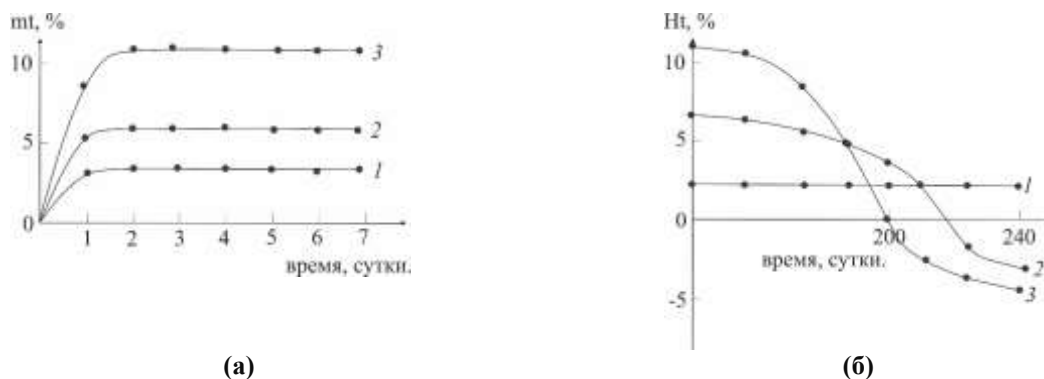


Рис. 1. Зависимость степени водопоглощения (а) и потери массы (б) от времени выдержки образцов ПЛ (1), композиции ПЛ–ХТЗ (2,3) состава 80%–20% (2) и 50%–50% (3) в парах воды (а) и физиологическом растворе (б).

Таблица 2

Значения некоторых физико-химических и физико-механических показателей композиций на основе ПЛ и ХТЗ

| Состав         | Сод-е ЛВ, % масс. | Скорость набух-я, мин <sup>-1</sup> | $\alpha_{\text{max}}$ , % | Скорость выхода ЛВ, %/мин. | t, час, соот-е 100% выходу ЛВ | E, МПа | $\sigma$ , МПа | l, %* |
|----------------|-------------------|-------------------------------------|---------------------------|----------------------------|-------------------------------|--------|----------------|-------|
| ПЛ             | 0                 | 0.0016                              | 1.89                      | -                          | -                             | 2 799  | 50.2           | 4.50  |
|                | 2.5               | 0.0017                              | 1.95                      | 0.02                       | 180                           | 2 876  | 48.3           | 4.40  |
|                | 5.0               | 0.0018                              | 2.07                      | 0.05                       | 100                           | 2 822  | 46.1           | 4.30  |
|                | 10.0              | 0.0019                              | 2.11                      | 0.10                       | 25                            | 2 772  | 44.2           | 4.10  |
| ПЛ 80%–ХТЗ 20% | 0                 | 0.0046                              | 5.66                      | -                          | -                             | 3 143  | 36.5           | 4.00  |
|                | 2.5               | 0.0047                              | 5.89                      | 0.05                       | 100                           | 3 200  | 35.1           | 3.90  |
|                | 5.0               | 0.0048                              | 6.22                      | 0.12                       | 44                            | 3 096  | 34.0           | 3.80  |
|                | 10.0              | 0.0050                              | 6.89                      | 0.27                       | 15                            | 3 167  | 33.5           | 3.50  |
| ПЛ 50%–ХТЗ 50% | 0                 | 0.0103                              | 13.00                     | -                          | -                             | 2 998  | 25.1           | 2.30  |
|                | 2.5               | 0.0107                              | 13.12                     | 0.11                       | 85                            | 2 903  | 24.5           | 2.15  |
|                | 5.0               | 0.0108                              | 13.34                     | 0.28                       | 17                            | 2 840  | 23.7           | 2.06  |
|                | 10.0              | 0.0109                              | 13.87                     | 0.55                       | 3.5                           | 2 752  | 20.2           | 1.98  |

\*  $\alpha_{\text{max}}$ , % – равновесная степень набухания;

E, МПа – модуль упругости;

$\sigma$ , МПа – разрывное напряжение;

l, % – разрывное удлинение.

Так, для композиции, содержащей 50% ХТЗ, значение равновесной степени набухания  $\alpha_{\text{max}}$  составляет уже 14%. При этом наличие ХТЗ в композиции увеличивает как скорость, так и степень набухания (табл. 2). Присутствие в композиции ЦФТ практически не сказывается на сорбционной способности пленочной композиции. Таким образом, можно констатировать, что по сравнению с пленкой индивидуального ПЛ, наполнение композиций на основе ПЛ 50% ХТЗ приводит к увеличению сорбционной способности в 7 раз.

Следует отметить ускорение процесса гидролиза пленочных покрытий в присутствии ХТЗ (рис. 1б). Хорошо видно, что за исследуемый период (один год) масса образца ПЛ практически не изменилась, в то время как пленочные композиции, содержащие ХТЗ, активно подвергались гидролизу. При этом можно отметить, что в присутствии ХТЗ гидролизовался не только сам ХТЗ, но и ПЛ, выступающий в качестве матрицы-основы.

Как следствие изменения водопоглощающей способности композитов, наблюдаются изменения в выходе ЦФТ из пленочного материала (рис. 2).

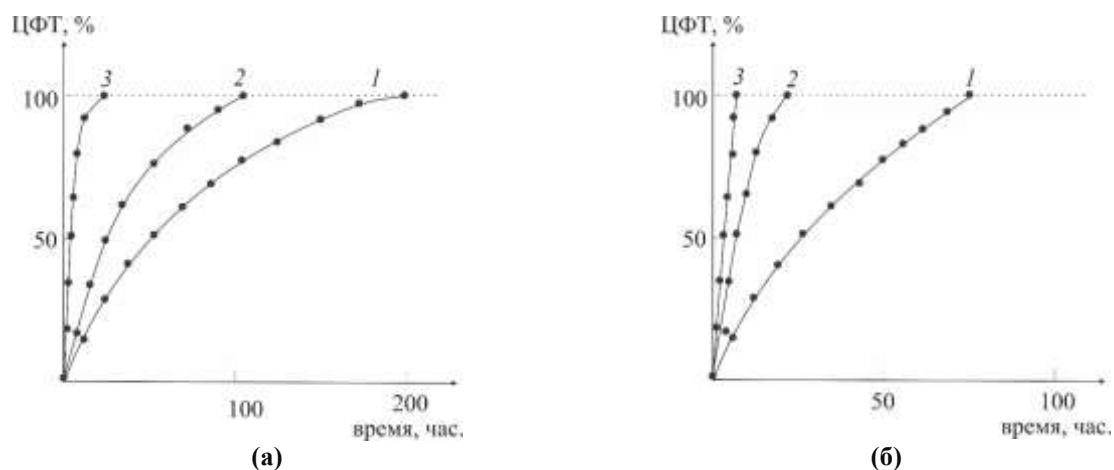


Рис. 2. Зависимость выхода ЦФТ от времени выдержки пленочных образцов в воде ПЛ (а) и композиции ПЛ–ХТЗ 50% (б), содержащих 2.5 (1), 5.0 (2) и 10.0 (3) % масс. ЦФТ в пленке.

Из рис. 2 видно, что чем больше содержание ХТЗ в композиции, тем быстрее осуществляется выход ЦФТ. При этом можно отметить, что с увеличением содержания ЦФТ в композиции скорость выхода также увеличивается. Значения скорости выхода ЦФТ на начальном линейном участке (в процентах от введенного количества в минуту), а также значения времени, соответствующего 100% выходу ЦФТ, представлены в табл. 2. Следовательно, было обнаружено, что добавление ХТЗ в композицию ПЛ–ЦФТ сопровождается увеличением водопоглощающей способности материала, скорости его гидролиза и скорости высвобождения ЦФТ.

Изучение физико-механических свойств пленочных композиций показало, что наличие ХТЗ и ЦФТ в композиции сопровождается некоторым изменением ее физико-механических свойств. Так, как видно из рис. 3 с увеличением содержания ХТЗ в пленочном материале происходит незначительное уменьшение значений разрывного напряжения и разрывного удлинения. Значения модуля упругости для композиций на основе ПЛ незначительно увеличиваются с увеличением количества введенного ХТЗ.

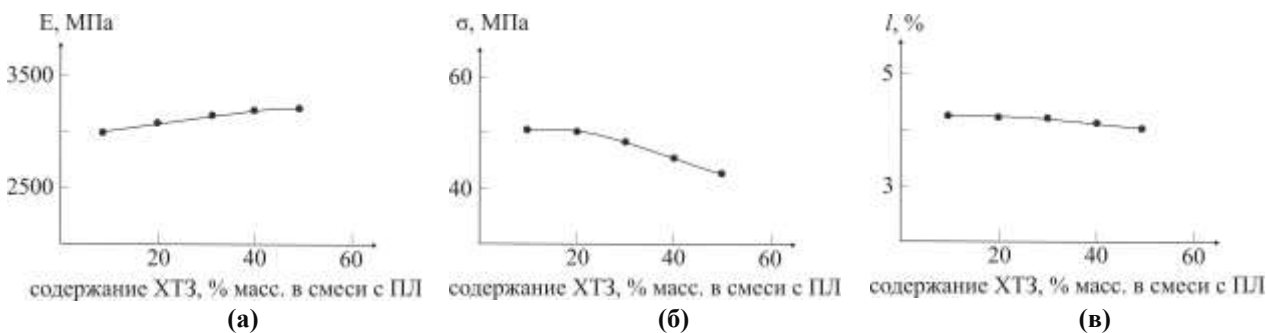


Рис. 3. Зависимость значений модуля упругости (а), разрывного напряжения (б) и разрывного удлинения (в) композиций на основе ПЛ–ЦФТ от содержания ХТЗ в смеси. Содержание ЦФТ составляло 5.0% масс. по отношению к суммарному количеству полимеров в пленке.

Таким образом, можно утверждать, что, варьируя содержание ХТЗ и ЦФТ в композиции, можно регулировать влагопоглощающую способность материала и его физико-механические свойства, а также скорость выхода лекарственного вещества.

### Заключение

1. Доказано, что пленочные материалы, полученные переработкой расплава при температуре 160 °С, на основе полилактида, хитозана и цефтриаксона характеризуются микробиологической активностью в отношении *Staphylococcus aureus* на уровне исходной активности цефтриаксона.

2. Установлено, что наличие хитозана в композиции приводит к усилению сорбирующей способности материала и ускорению гидролитической деструкции. Введение 50% хитозана сопровождается увеличением степени набухания композитов в 7 раз по сравнению с пленками индивидуального полилактида и приводит к ускоренному гидролизу не только всей композиции в целом, но и непосредственно полилактида в ней.

3. Доказано, что можно регулировать скорость выхода цефтриаксона из пленочного покрытия на основе полилактида, регулируя содержание цефтриаксона и хитозана в материале. Чем больше хитозана и цефтриаксона находится в композиции, тем быстрее выходит антибиотик из образцов.

4. Показано, что наличие хитозана в смесях сопровождается изменением модуля упругости, уменьшением прочности и уменьшением значений разрывного удлинения по сравнению с пленками индивидуального полилактида.

### ЛИТЕРАТУРА

- Nasari E., Ahmadi A. A review on wound dressings: Antimicrobial agents, biomaterials, fabrication techniques and stimuli-responsive drug release // *European Polymer Journal*, 2022. Vol. 173. P. 111293.
- Pugliese R., Beltrami B., Regondi S., Lunetta Ch. Polymeric Biomaterials for 3D Printing in Medicine: An Overview // *Annals of 3D Printed Medicine*, 2021. Vol. 2. P. 100011.
- Lih E., Jee W. J., Yoon K. J., Dong J. A., Dong K. H. Synergistic effect of anti-platelet and anti-inflammation of drug-coated Co–Cr substrates for prevention of initial in-stent restenosis // *Colloids Surfaces*, 2016. Vol. 140. P. 353–360.
- Terzopoulou Z., Zamboulis A., Koumentakou I., Noordam M. J., Bikiaris D. N. Biocompatible synthetic polymers for tissue engineering purposes // *Biomacromolecules*, 2022. Vol. 23. No. 5. P. 1841–1863.
- Biswal T. Biopolymers for tissue engineering applications: A review // *Materials Today: Proceedings*, 2021. Vol. 41. №2. P. 397–402.
- Pérez Puyana V., Jiménez Rosado M., Romero. A. Guerrero A. Polymer-Based Scaffolds for Soft-Tissue Engineering // *Polymers*. 2020. Vol. 12. P. 1566.
- Socci M., Rodríguez G., Oliva E., Fushimi S., Takabatake K., Nagatsuka H., Felice C., Rodríguez A. Polymeric Materials. Advances and Applications in Tissue Engineering: A Review // *Bioengineering*, 2023. Vol. 10. P. 218.
- Satchanska G., Davidova S., Petrov P. D. Natural and Synthetic Polymers for Biomedical and Environmental Applications // *Polymers*. 2024. Vol. 16. P. 1159.
- Dardeer H. M., Taha A. G., Abouzeid R. E. et al. Novel chitosan-acetyl isatin polymer derivatives: synthesis. Characterization, and applications in bone tissue engineering // *Biomass Conv. Bioref.*, 2024. Vol. 14. P. 12427–12440.
- Zhao L., Zhou Y., Zhang J. et al. Natural Polymer-Based Hydrogels: From Polymer to Biomedical Applications // *Pharmaceutics*. 2023. Vol. 15. P. 2514.
- Liu S., Yu J. M., Gan Y. C. et al. Biomimetic natural biomaterials for tissue engineering and regenerative medicine: new biosynthesis methods, recent advances and emerging applications // *Military Med Research*. 2023. Vol. 10. P. 16.
- Hasirci V., Hasirci N. Tissue Engineering and Regenerative Medicine // *Fundamentals of Biomaterials*, 2024. P. 313–334.
- Yang B., Cui T., Guo L. et al. Advanced Smart Biomaterials for Regenerative Medicine and Drug Delivery Based on Phosphoramidite Chemistry: From Oligonucleotides to Precision Polymers // *Biomacromolecules*, 2024. Vol. 25. No. 5. P. 2701–2714.
- Davoodi Sh., Al-Shargabi M., Wood D. A., Rukavishnikov V. S., Minaev K. M. Synthetic polymers: A review of applications in drilling fluids // *Petroleum Science*, 2024. Vol. 21. No. 1. P. 475–518.
- Zhang A., Zhao S., Tyson J. et al. Applications of synthetic polymers directed toward living cells // *Nat. Synth*, 2024. Vol. 3. P. 943–957.
- Patel R., Trivedi R., Raj M. et al. A brief review of polymeric blends based on natural polymers and synthetic thermoplastics polymers // *Chemical Papers*, 2024. Vol. 78. P. 665–697.
- Nath P. Ch., Sharma R., Debnat Sh. et al. Recent advances in production of sustainable and biodegradable polymers from agro-food waste: Applications in tissue engineering and regenerative medicines // *International journal of biological macromolecules*, 2024. Vol. 259. P. 129129.
- Raj A., Yousfi M., Prashantha K., Samuel C. Morphologies. Compatibilization and Properties of Immiscible PLA-Based Blends with Engineering Polymers: An Overview of Recent Works // *Polymers*, 2024. Vol. 16. P. 1776.
- Valle L., Maddalena L., Damonte G. et al. Biodegradable and gas barrier polylactic acid/star-shaped polycaprolactone blend films functionalized with a bio-sourced polyelectrolyte coating // *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2024. Vol. 236. P. 113806.
- Ilyas R. A., Zuhri M. Y. M., Norrahim M. N. F. et al. Natural Fiber-Reinforced Polycaprolactone Green and Hybrid Biocomposites for Various Advanced Applications // *Polymers*, 2022. Vol. 14. P. 182.
- Shan L., Qin Sh., He M. et al. Current applications of poly(lactic acid) composites in tissue engineering and drug delivery // *Composites Part B: Engineering*. 2020. Vol. 199. P. 108238.
- Li G., Zhao M., Xu F. et al. Synthesis and Biological Application of Polylactic Acid // *Molecules*, 2020. Vol. 25. P. 5023.
- Cunha B. L. C., Bahú J. O., Xavier L. F. et al. Lactide: Production Routes. Properties and Applications // *Bioengineering*, 2022. Vol. 9. P. 164.
- Ebrahimi F., Ramezani Dana H. Poly lactic acid (PLA) polymers: from properties to biomedical applications // *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*, 2021. Vol. 71. P. 1–14.
- De França J. O. C., Da Silva Valadares D., Paiva M. F. et al. Polymers Based on PLA from Synthesis Using D,L-Lactic Acid (or Racemic Lactide) and Some Biomedical Applications: A Short Review // *Polymers*, 2022. Vol. 14. No. 12. P. 2317.
- Zhao X., Liu J., Li J. et al. Strategies and techniques for improving heat resistance and mechanical performances of poly(lactic acid) (PLA) biodegradable materials // *International journal of biological macromolecules*, 2022. Vol. 218. P. 115–134.
- De Stefano V., Khan S., Tabada A. Applications of PLA in modern medicine // *Engineered regeneration*, 2020. Vol. 1. P. 76–87.
- Бакирова Э. Р., Лаздин Р. Ю., Чернова В. В., Кулиш Е. И. Влияние условий переработки на некоторые характеристики полилактида // *Бутлеровские сообщения*, 2022. Т. 69. №4. С. 59–64.
- Бакирова Э. Р., Сунаргулов А. Б., Лаздин Р. Ю., Кулиш Е. И. Реологические подходы к получению материалов на основе композиций полилактид-хитозан/хитин // *Физика и технология перспективных материалов*, 2023. С. 37–39.

Поступила в редакцию 05.12.2024 г.

DOI: 10.33184/bulletin-bsu-2025.2.3

**STUDYING THE PROPERTIES OF FILM MATERIALS BASED ON MIXTURES OF POLYLACTIDE, CHITOSAN AND ANTIBIOTIC**

© E. R. Bakirova, A. B. Sunargulov, L. G. Garipova, E. I. Kulish

*Ufa University of Science and Technology  
32. ZakiValidi Street. Ufa. Republic of Bashkortostan. 450076. Russia.  
\*Email: elina\_bakirova@mail.ru*

The work is devoted to the study of the properties of compositions obtained on the basis of polylactide, chitosan and ceftriaxone. materials on the basis of which are intended for the protection and treatment of long-term non-healing wounds. It is shown that despite the fact that film compositions are obtained by melt processing at elevated temperatures, they are characterized by high microbiological activity against *Staphylococcus aureus*. It has been established that by adjusting the content of ceftriaxone and chitosan in the composition, it is possible to regulate the absorbing capacity of the material, the rate of its hydrolytic destruction, the rate of antibiotic release from the film coating, as well as the values of physical and mechanical parameters such as breaking elongation, elastic modulus and breaking stress.

**Keywords:** polylactide, chitosan, biodegradable polymers, microbiological activity, elastic modulus, tensile stress, tensile elongation.

*Received 05.12.2024.*

**Об авторах/About the authors****БАКИРОВА Элина Руслановна**

Институт химии и защиты в ЧС.  
Уфимский университет науки и технологий. Россия.  
Ассистент кафедры высокомолекулярных соединений  
и общей химической технологии.  
Email: elina\_bakirova@mail.ru

**BAKIROVA Elina Ruslanovna**

Institute of Chemistry and Protection in Emergency Situations.  
Ufa University of Science and Technology. Russia.  
Assistant of the Department of High Molecular Compounds  
and General Chemical Technology.  
Email: elina\_bakirova@mail.ru  
ORCID ID 0000-0002-0421-3789

**СУНАРГУЛОВ Артур Булатович**

Институт химии и защиты в ЧС.  
Уфимский университет науки и технологий. Россия.  
Магистрант 2 года обучения  
кафедры высокомолекулярных соединений  
и общей химической технологии.  
Email: artur.sunargulov.ufa@mail.ru

**SUNARGULOV Artur Bulatovich**

Institute of Chemistry and Protection in Emergency Situations.  
Ufa University of Science and Technology. Russia.  
3rd year student of the Department of High Molecular Com-  
pounds and General Chemical Technology.  
Email: artur.sunargulov.ufa@mail.ru  
ORCID 0009-0003-1136-3253

**ГАРИПОВА Лиана Галимулловна**

Институт химии и защиты в ЧС.  
Уфимский университет науки и технологий. Россия.  
Магистрант 2 года обучения высокомолекулярных  
соединений и общей химической технологии.  
Email: lianagaripova3@gmail.com

**GARIPOVA Liana Galimullovna**

Institute of Chemistry and Protection in Emergency Situations.  
Ufa University of Science and Technology. Russia.  
2nd year undergraduate of the Department of High Molecular  
Compounds and General Chemical Technology.  
Email: lianagaripova3@gmail.com  
ORCID 0009-0001-6796-7852

**КУЛИШ Елена Ивановна**

Институт химии и защиты в ЧС.  
Уфимский университет науки и технологий. Россия.  
Заведующая кафедрой высокомолекулярных соединений  
и общей химической технологии, профессор. доктор хим. наук.  
Email: onlyalena@mail.ru

**KULISH Elena Ivanovna**

Institute of Chemistry and Protection in Emergency Situations.  
Ufa University of Science and Technology. Russia.  
Head of the Department of High Molecular Compounds and  
General Chemical Technology. Professor. Dr. of Chemical Sciences.  
onlyalena@mail.ru  
ORCID: 0000-0002-6240-0718