



<https://doi.org/10.15407/polymerj.42.02.136>
УДК 678.664:678.665:615.355

К.В. СТАШЕНКО,

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України, 48, Харківське шосе, Київ, 02160, Україна,
e-mail: katuwka2014@gmail.com
ORCID: 0000-0003-1480-1581

Т.В. ВІСЛОГУЗОВА,

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України, 48, Харківське шосе, Київ, 02160, Україна,
ORCID: 0000-0002-4071-4329

Н.А. ГАЛАТЕНКО,

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України, 48, Харківське шосе, Київ, 02160, Україна,
e-mail: politoks@merlin.net.ua,
ORCID: 0000-0002-5961-5750

Р.А. РОЖНОВА,

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України, 48, Харківське шосе, Київ, 02160, Україна,
e-mail: rozhnovarita@gmail.com,
ORCID: 0000-0003-3284-3435

РОЗРОБКА КОМПОЗИЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ НА ОСНОВІ ПОЛІУРЕТАНСЕЧОВИН ІЗ ФРАГМЕНТАМИ КОПОЛІМЕРУ ПОЛІ(ВІНІЛБУТИРАЛЮ, ВІНІЛАЦЕТАТУ І ВІНІЛОВОГО СПИРТУ) ТА ЛІЗОЦИМОМ

Синтезовано ряд ПУС на основі ДФП і ГМДА та кополімеру ПВБ за відсоткового співвідношення ДА:ПВБ = 30:70; 50:50; 70:30 та отримано ряд композиційних матеріалів із лізоцимом (вміст фермента 1 % мас.) на їх основі. Дані ІЧ-спектроскопічних досліджень підтверджують, що іммобілізація лізоциму відбувається за рахунок міжмолекулярних водневих зв'язків (фізична іммобілізація). Встановлено, що зі збільшенням кількості кополімеру ПВБ у структурі полімерних матеріалів спостерігається зростання міцності та відносного подовження при розриві. Показники міцності при розриві ряду ПУС зі збільшенням ПВБ лежать у діапазоні 1,74–2,29 МПа, а показники відносного подовження при розриві – у діапазоні 97–204 %. За результатами фізико-механічних досліджень введення ензиму у склад ПУС приводить до покращення їхніх властивостей. Для композицій з лізоцимом міцність при розриві становить 1,43–2,84 МПа, а відносне подовження при розриві – 104–212 %. Характеристична в'язкість полімерів лежить у межах 0,46–0,97 дл/г. Для ПУС, синтезованих за відсоткового співвідношення ГМДА:ПВБ = 70:30 та 30:70, введення лізоциму приводить до незначного зниження значень температури склування в порівнянні зі зразками без лізоциму. Для ПУС, синтезованих за відсоткового співвідношення ГМДА:ПВБ = 50:50, введення лізоциму приводить до підвищення температури склування. Встановлено, що досліджувані системи однофазні.

Ключові слова: поліуретансечовини, кополімер полі(вінілбутираль, вінілацетат з вініловим спиртом), лізоцим, біологічно активні покриття.

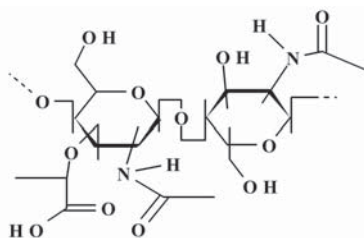
Цитування: Сташенко К.В., Віслогузова Т.В., Галатенко Н.А., Рожнова Р.А. Розробка композиційних матеріалів на основі поліуретансечовин з фрагментами кополімеру полі(вінілбутираль, вінілацетату та вінілового спирту) та лізоцимом. *Полімерний журнал*. 2020. № 2. С. 136—143. <https://doi.org/10.15407/polymerj.42.02.136>

Вступ

Увагу вчених привертають поліуретансечовини (ПУС) як матеріали медичного призначення [1, 2]. Сучасний етап розвитку медицини характеризується інтенсивними пошуками нових композиційних матеріалів для відновлення і забезпечення нормальної життєдіяльності організму, зокрема для лікування ран та опіків [3, 4]. Широке використання ПУС у медицині забезпечують їхні механічна стійкість і висока біосумісність, здатність змінювати свої властивості залежно від складу, умов синтезу та модифікації.

Плівкотвірні ПУС запропоновані як біологічно активні покриття для лікування ран та опіків [5]. Розроблені нові плівкотвірні фолатовмісні ПУС, які з успіхом можуть використовуватися як біологічно активні полімерні покриття медичного призначення [6]. Полімерний матеріал з декаметоксином авторами [7] запропонований для створення дренажів з пролонгованою біологічною дією в абдомінальній хірургії. Плівкові матеріали з циклосерином на основі діаміновмісних поліуретансечовин із фрагментами кополімеру ВП-ВС запропоновані для лікування туберкульозу шкіри [8].

Незважаючи на значну кількість робіт, пов'язаних з розробкою та дослідженнями в області створення гідрофільних полімерних матеріалів медичного призначення, на сьогодні актуальне створення біологічно активних гідрофільних композиційних матеріалів з пролонгованою гідролітичною активністю як засобів лікування некротичних ран. Останнім часом, у зв'язку зі зростанням числа резистентних до антибіотиків бактерій, такі ферменти все частіше розглядають як альтернативу традиційним антибіотикам [9]. Одним з білків-ферментів є лізоцим, який руйнує клітинну стінку багатьох бактерій шляхом гідролізу в них пептидоглікану [10]:



Його застосовують при лікуванні опіків, гнійних процесів, обморожування, кон'юнктивітів, ерозії рогівки ока, афтозних стоматитів та інших інфекційних захворювань [11].

Враховуючи вищевказане, метою роботи є розробка ряду біосумісних композиційних матеріалів на основі ПУС із фрагментами кополімеру полі(вінілбутиралю, вінілацетату з вініловим спиртом) і подовжувачем макроланцюга ГМДА та лізоцимом, дослідження їхніх структури та властивостей.

Експериментальна частина

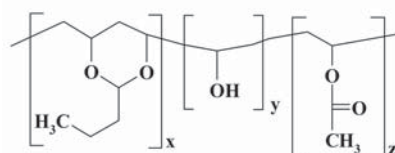
Матеріали. Поліоксипропіленгліколь (ПОПГ) („Рокорол” Польща) ММ 1052 сушили за залишкового тиску 1–3 мм рт. ст. і температури 80 ± 5 °С у потоці сухого аргону протягом 8 год. безпосередньо перед синтезом. Вміст вологи за Фішером не перевищував 0,01–0,02 %.

2,4-;2,6-толуїлендііоціанат (ТДІ, 80/20) $C_9H_6N_2O_2$ (Merck, Німеччина) (ММ = 174,16; $\rho = 1,22$ г/см³; $T_{кип} = 133 \pm 1$ °С; $n_D^{20} = 1,5678$) – суміш ізомерів 2,4- та 2,6- за співвідношення 80/20, очищували перегонкою в вакуумі за залишкового тиску 0,67 кПа, $T_{кип} = 100 \pm 1$ °С. Використовували свіжоперегнаним.

1,6-гексаметилендіамін (ГМДА) $C_6H_{16}N_2$ (Fluka, 99,9 %) (ММ = 116,21; $T_{пл} = 39$ – 42 °С) застосовували без додаткового очищення.

N,N'-диметилацетамід (ДМАА) (Merck, Німеччина) (ММ = 87,12; $\rho = 0,940$ – $0,942$ г/см³; 99,7 %) переганяли з сумішшю бензол-вода у вакуумі ($T_{кип} = 52 \pm 1$ °С/ 14 мм рт.ст.) [12].

Кополімер полівінілбутираль, вінілацетат з вініловим спиртом (ПВБ) (ММ = 170000–250000; $T_c = 72$ – 78 °С; ОН = 18,3 % мас., $\rho = 1,083$ г/мл за $T = 25$ °С) (Хімлаборреактив, Україна) застосовували без додаткового очищення:



Лізоцим – мукопептид N-ацетилмурамоїлгідролази, фермент класу гідролаз (Merck, Німеччина) із яєчного білка, активність 50000 од/мг, використовували без додаткового очищення.

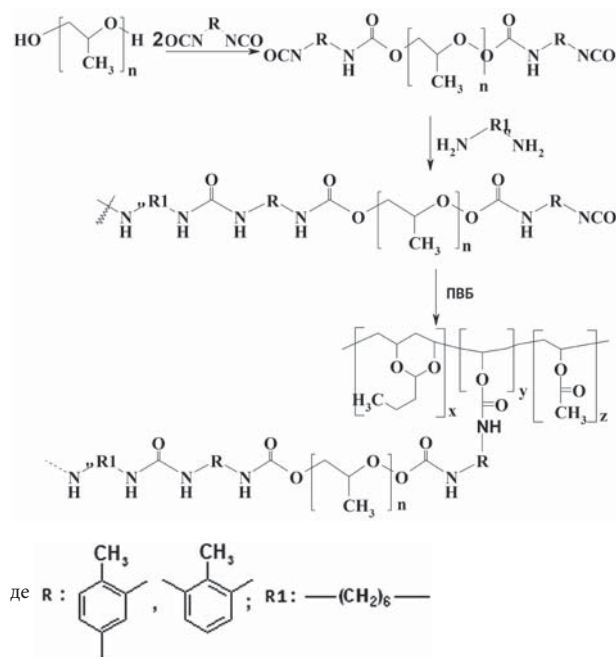


Рис. 1. Схема реакції синтезу ПУС, які містять у своїй структурі фрагменти кополімеру ПВБ

Методи дослідження. ІЧ-спектри поглинання в області $650\text{--}4000\text{ см}^{-1}$ були зняті на ІЧ-спектрометрі з Фур'є перетворенням „Tensor-37” фірми «Bruker» методом порушеного повного внутрішнього відбиття (ППВВ) із використанням призми-трапеції кристала алмазу (число відображень $N = 1$, кут падіння $\varphi = 39^\circ$).

Фізико-механічні показники, такі як міцність при розриві (σ , МПа) та відносне подовження при розриві (ϵ , %), синтезованих ПУС знімали на розривній машині Р5 за ГОСТ 25.601.

Теплофізичні властивості (температури склування (T_g), зміни теплоємності при температурі склування (ΔC_p)) вивчали методом ДСК. Дослідження проводили в інтервалі температур від -90 до $+200\text{ }^\circ\text{C}$ (прилад TA Instrument Q2000) за швидкості нагрівання $20\text{ }^\circ\text{C}/\text{хв}$. Для виключення впливу термічної та механічної передісторії матеріалу проводили 2 нагрівання.

Метод синтезу ПУС. ПУС було отримано на основі діізоціанатного форполімеру (ДФП) та 1,6-гексаметилендіаміну, кополімеру полі(вінілбутиралю, вінілацетату з вініловим спиртом) (ПВБ) за співвідношення ДА : ПВБ = 30:70; 50:50; 70:30. Схема реакції синтезу ПУС, які містять у структурі фрагменти кополімеру ПВБ (рис. 1).

138

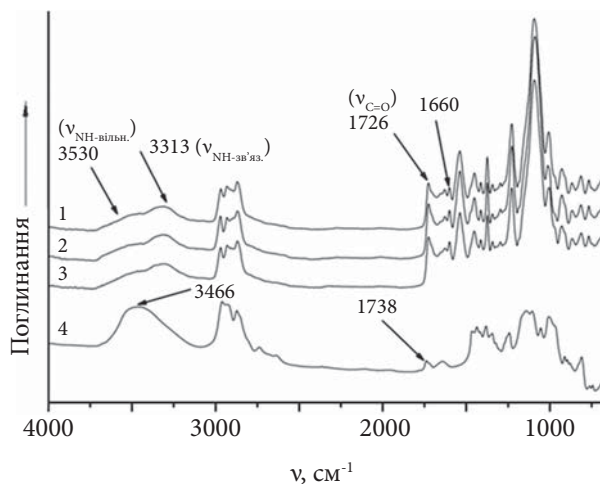


Рис. 2. ІЧ-спектри синтезованих ПУС: 1 – ДФП+ГМДА+ПВБ(70:30); 2 – ДФП+ГМДА+ПВБ(50:50); 3 – ДФП+ГМДА+ПВБ(30:70); 4 – ПВБ

Композиції ПУС із лізоцимом отримували шляхом механічного перемішування полімерної основи та 0,03 % розчину лізоциму в ДМАА. Вміст лізоциму в отриманих композиціях становив 1 % мас.

Результати дослідження та їх обговорення

Про перебіг реакції уретаноутворення між NCO-групами ДФП та OH-групами кополімеру ПВБ свідчать зміни в діапазоні ІЧ-спектрів $3000\text{--}3700$ і $1500\text{--}1800\text{ см}^{-1}$ (рис. 2).

На ІЧ-спектрах ПУС, синтезованих з подовжувачем макроланцюга ГМДА в частотному інтервалі валентних коливань NH-груп $3000\text{--}3700\text{ см}^{-1}$ смуга поглинання ν_{OH} за 3466 см^{-1} кополімеру ПВБ (рис. 2, крива 4) на спектрах ПУС відсутня, що свідчить про взаємодію OH-груп кополімеру з NCO-групами ДФП з появою смуг поглинання $\nu_{\text{NH-зв'яз.}}$ – 3313 см^{-1} і $\nu_{\text{NH-вільн.}}$ з приблизним максимумом 3530 см^{-1} (рис. 2, криві 1–3).

В діапазоні спектрів $1500\text{--}1800\text{ см}^{-1}$ зі збільшенням вмісту кополімеру у структурі досліджуваних полімерних матеріалів відбувається зростання інтенсивності смуги поглинання $\nu_{\text{C=O}}$ 1726 см^{-1} COO-груп (рис. 3, криві 1–3), що пов'язано з накладанням двох смуг поглинання: $\nu_{\text{C=O}}$ кополімеру та $\nu_{\text{C=O}}$ полімерної матриці. Причому смуга поглинання $\nu_{\text{C=O}}$ 1738 см^{-1} кополімеру ПВБ змістилась у бік менших частот (1726 см^{-1}), що свідчить про

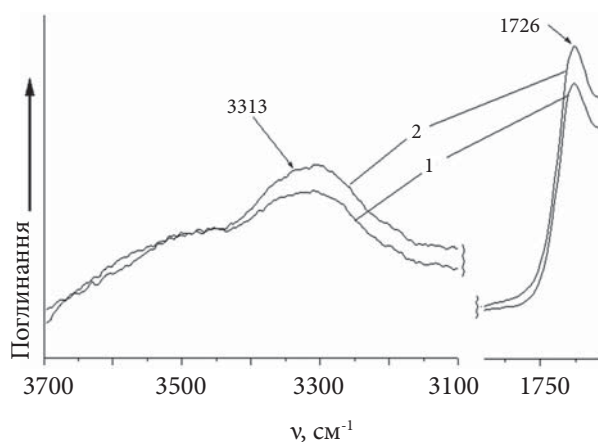


Рис. 3. ІЧ-спектри ПУС: 1 – ДФП+ГМДА+ПВБ(70:30); 2 – ДФП+ГМДА+ПВБ(70:30)+лізоцим

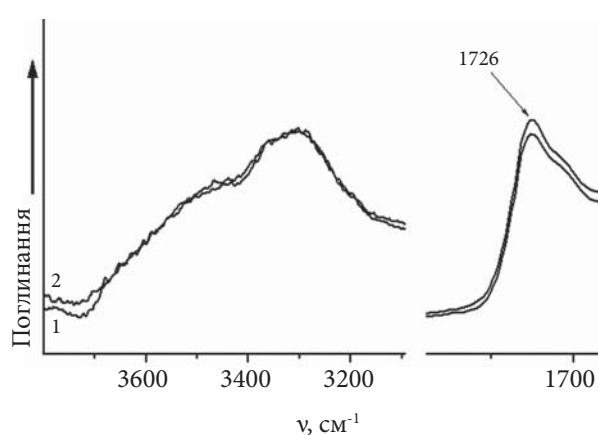


Рис. 5. ІЧ-спектри ПУС: 1 – ДФП+ГМДА+ПВБ(30:70); 2 – ДФП+ГМДА+ПВБ(30:70)+лізоцим

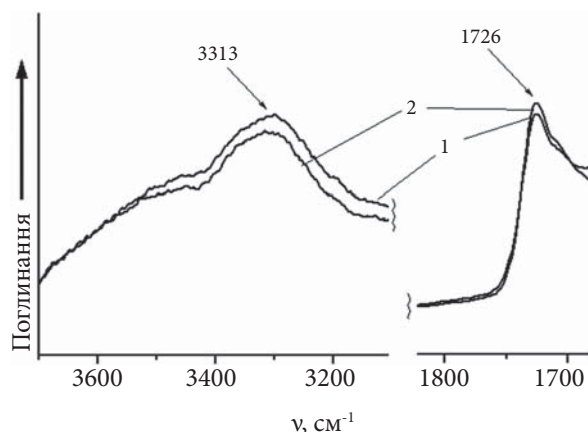


Рис. 4. ІЧ-спектри ПУС: 1 – ДФП+ГМДА+ПВБ(50:50); 2 – ДФП+ГМДА+ПВБ(50:50)+лізоцим

появу більш зв'язаних водневими зв'язками С=О-груп.

Порівнюючи спектри ПУС без лізоциму (рис. 3, крива 1) і спектрів ПУС з лізоцимом (рис. 3, крива 2) встановлено, що при введенні ферменту у склад полімерної матриці не спостерігається утворення нових смуг поглинання,

що свідчить про відсутність хімічної взаємодії лікарської речовини з полімерною матрицею. В діапазоні спектрів 1500–1800 cm^{-1} при введенні лізоциму у досліджувані полімерні матеріали спостерігається збільшення інтенсивності смуг поглинання $\nu_{\text{C=O}}$ 1726 cm^{-1} СОО-груп і $\nu_{\text{NH-зв'яз.}}$ 3313 cm^{-1} .

При введенні лізоциму у склад ПУС, синтезованих за співвідношення ГМДА:ПВБ = 50:50 в діапазоні спектрів 1500–1800 cm^{-1} спостерігається зменшення інтенсивності смуги поглинання $\nu_{\text{C=O}}$ 1726 cm^{-1} СОО-груп і збільшення інтенсивності смуги поглинання $\nu_{\text{NH-зв'яз.}}$ 3313 cm^{-1} (рис. 4, крива 2).

При порівнянні спектра ПУС без лізоциму (рис. 5, крива 1) і спектра ПУС з лізоцимом (рис. 5, крива 2) встановлено, що введення лізоциму у склад полімеру приводить до збільшення інтенсивності смуги поглинання $\nu_{\text{C=O}}$ 1726 cm^{-1} СОО-груп. Інтенсивності інших смуг поглинання залишаються без змін.

При порівнянні спектрів ПУС без лізоциму та спектрів ПУС із лізоцимом (рис. 3–5)

Таблиця 1. Фізико-механічні властивості ПУС та ПУС з лізоцимом із подовжувачем макроланцюга ГМДА

Зразки ПУС	ДА/ПВБ, %	σ , МПа	ϵ , %	η , дл/г
ДФП+ГМДА+ПВБ	70:30	1,74	97	0,46± 0,04
	50:50	2,00	203	0,56± 0,02
	30:70	2,29	204	0,99± 0,05
ДФП+ГМДА+ПВБ+лізоцим	70:30	1,43	104	–
	50:50	2,12	221	–
	30:70	2,84	262	–

встановлено, що при введенні фермента у склад полімерної матриці не спостерігається утворення нових смух поглинання. Це свідчить про відсутність хімічної взаємодії лікарської речовини з ПУС та фізичну іммобілізацію фермента.

Для вивчення властивостей ПУС, синтезованих за різного відсоткового співвідношення ГМДА:ПВБ (30:70; 50:50; 70:30), були проведені дослідження їхніх фізико-механічних характеристик і характеристичної в'язкості (табл. 1).

За результатами фізико-механічних випробувань міцність і відносне подовження при розриві отриманих ПУС залежать від складу та співвідношення компонентів при синтезі. Варіювання вмісту кополімеру ПВБ у структурі отриманих ПУС спричиняє зміни фізико-механічних властивостей. Встановлено, що зі збільшенням кількості кополімеру ПВБ у структурі ПУС з ГМДА спостерігається зростання міцності та відносного подовження при розриві.

При введенні у склад отриманих полімерних матеріалів лізоциму відбувається незначне зниження міцності та зростання відносного подовження при розриві отриманих композиційних матеріалів.

Найбільшими значеннями фізико-механічних властивостей серед ПУС із кополімером ПВБ з ГМДА у структурі характеризуються зразки полімерних матеріалів, синтезовані за відсоткового співвідношення компонентів ДА:ПВБ = 30:70, як ненаповнені, так і наповнені лізоцимом.

Показники характеристичної в'язкості полімерів лежать у межах 0,46–0,97 дл/г. Встановлено, що зі збільшенням вмісту кополімеру спостерігається зростання значень характеристичної в'язкості.

Отже, за результатами фізико-механічних випробувань встановлено оптимальне співвід-

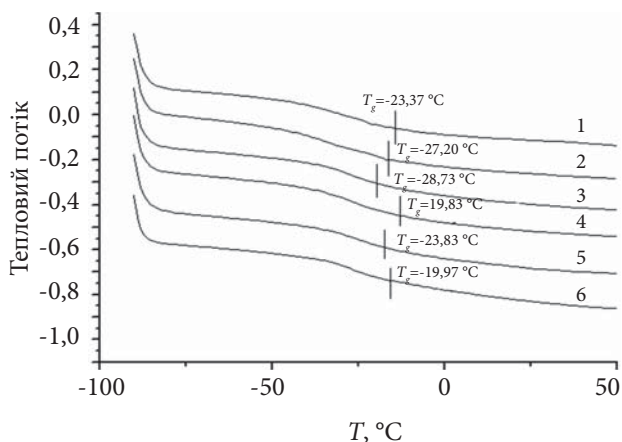


Рис. 6. Типові термограми (2 прогрівання): 1 – ДФП+ГМДА+ПВБ (70:30); 2 – ДФП+ГМДА+ПВБ (70:30) + лізоцим; 3 – ДФП+ГМДА+ПВБ (50:50); 4 – ДФП+ГМДА+ПВБ (50:50) + лізоцим; 5 – ДФП+ГМДА+ПВБ (30:70); 6 – ДФП+ГМДА+ПВБ (30:70) + лізоцим

ношення компонентів при синтезі та вплив лізоциму на властивості ПУС із фрагментами кополімеру ПВБ. Найбільшими значеннями фізико-механічних властивостей серед ПУС із кополімером ПВБ у структурі характеризуються зразки полімерних матеріалів, синтезованих за відсоткового співвідношення компонентів 30:70, як ненаповнені, так і наповнені лізоцимом.

За даними теплофізичних досліджень у ряду ПУС при збільшенні вмісту ПВБ у структурі при другому прогріванні спостерігається зниження значень температури склування та стрибка теплоємності (табл. 2).

Для ПУС, синтезованих за відсоткового співвідношення ГМДА:ПВБ = 70:30 та 30:70, введення лізоциму приводить до незначного зниження значень температури склування в порівнянні зі зразками без лізоциму. Отриманий результат може бути пояснений утворенням при введенні лізоциму нещільної упаковки

Таблиця 2. Теплофізичні властивості ПУС з подовжувачем макроланцюга ГМДА

Зразки ПУС	ДА/ПВБ, %	T_g , °C	ΔC_p , Дж/(г·°C)
ДФП+ГМДА+ ПВБ	30:70	-23,83	0,3453
	50:50	-28,73	0,3375
	70:30	-23,37	0,3852
ДФП+ГМДА+ ПВБ+лізоцим	30:70	-26,42	0,2621
	50:50	-26,25	0,3788
	70:30	-27,20	0,3734

макромолекул, що приводить до зменшення міжмолекулярних зв'язків і, як наслідок, зменшення температури склування.

Тоді як для ПУС, синтезованих за відсоткового співвідношення ГМДА:ПВБ = 50:50, введення у склад полімерної матриці фермента приводить до підвищення температури склування та в порівнянні зі зразком без лізоциму, що зумовлено зміною сегментальної рухливості макромолекул.

На термограмах усіх досліджуваних ПУС (рис. 6) спостерігали один перехід склування і, відповідно, одну температуру склування (T_g). Отже, досліджувані системи однофазні.

Висновки

Синтезовано ряд ПУС, що містять у своїй структурі кополімер ПВБ з подовжувачем макроланцюга ГМДА, за різного відсоткового співвідношення компонентів. На їх основі створено полімерні композиційні матеріали з лізоцимом. За допомогою методу ІЧ-спектроскопії підтверджено перебіг реакцій уретаноутворення між кополімером ПВБ і полімерною матрицею з утворенням ПУС, що

містять у своїй структурі фрагменти кополімеру ПВБ, і встановлено, що іммобілізація лізоциму відбувається за рахунок міжмолекулярних водневих зв'язків (фізична іммобілізація). Результати фізико-механічних випробувань дали змогу встановити, що введення ензиму у склад ПУС приводить до покращення їхніх фізико-механічних властивостей. Встановлено, що зі збільшенням кількості кополімеру ПВБ у структурі полімерних матеріалів спостерігається зростання міцності та відносного подовження при розриві. Показники характеристичної в'язкості полімерів лежать у межах 0,46–0,97 дл/г. Встановлено, що зі збільшенням вмісту кополімеру спостерігається зростання значень характеристичної в'язкості. Для ПУС, синтезованих за відсоткового співвідношення ГМДА:ПВБ = 70:30 та 30:70, введення лізоциму приводить до незначного зниження значень температури склування в порівнянні зі зразками без лізоциму. Тоді як для ПУС, синтезованих за відсоткового співвідношення ГМДА:ПВБ = 50:50, введення у склад полімерної матриці фермента приводить до підвищення температури склування. Досліджувані системи однофазні.

REFERENCES

1. Ito Y., Iguchi Y., Imanishi Y. Synthesis and non-thrombogenicity of heparinoid polyurethaneureas. *Biomaterials*, 1992, **13**, no. 3: 131–135. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(92\)90060-2](https://doi.org/10.1016/0142-9612(92)90060-2)
2. Groth Th., Campbell E., Herrmann K. [et al.] Application of enzyme immunoassays for testing haemocompatibility of biomedical polymers. *Biomaterials*, 1995, **16**, no. 13: 1009–1015. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(95\)94909-5](https://doi.org/10.1016/0142-9612(95)94909-5)
3. Biologicheski aktivnye perev'yazochnye sredstva v kompleksnom lechenii gnojno-nekroticheskikh ran. Metodicheskie rekomendaczii no. 2000/56. Pod red. V.D. Fedorova i I.M. Chizha. Moskva, 2000: 36.
4. Romanovskaya I. I. The potential wound coating with trypsin immobilized in modified poly-N-vinylpyrrolidone. *Reports of the National Academy of Sciences of Ukraine*, 2009, no. 9: 182–187.
5. Makeieva L. V., Gladyr I. I., Roznova R. A., Galatenko N. A., Zakashun T. U., Gryzenko V. P. Bioactive polyurethane ureas with physically immobilized folate-ferrocene conjugate. *Reports of the National Academy of Sciences of Ukraine*, 2014, no. 10: 131–135. <https://doi.org/10.15407/dopovidi2014.10.131>
6. Galatenko N. A., Rozhnova R. A., Kulyesh D. V., Andrushina O. S., Demchenko I. B. A new polymeric material with prolonged action for treatment of wounds and burns. *Reports of the National Academy of Sciences of Ukraine*, 2013, no. 6: 145–151.
7. Galatenko N. A., Roznova R. A., Kulyesh D. V., Rudenchyk T. V., Nechayeva L. Yu., Kebuladze I. M., Popova N. M. Polyurethane ureas with biological activity as materials for drainage in abdominal. *Plastic, reconstructive and aesthetic surgery*. 2018, no. 1–2: 71–78.
8. Rudenchyk T. V., Roznova R. A., Galatenko N. A., Kiselova T. O. Biocompatible medical film materials. Patent of Ukraine for utility model 133179 Publ. 25.03.2019.
9. Yaminsky I. Bacteria-defeating protein. *Popular science physical and mathematical journal «Quantum»*. 2001, no. 3: 13–15.
10. Gregirchak N. M., Antoniuk M. M. Immobilized enzymes and cells in biotechnology: A summary of lectures for students. special "Industrial Biotechnology" den. and behind forms of teaching. K.: NUKHT, 2011, 59.

11. X. Zhang, M. Sun, Q. Y. Wang Screening condition for lysozyme production of marine bacteria S-12-86. J. Fishery Sci. China, 2007, 3, no. 14: 425–429.
12. Becker G., Berger V., Domske G. Organikum. Workshop on Organic Chemistry in 2 volumes. M.: Mir. (Rus) 1979, 2: 900.

Received 13.03.2020

К.В. Стащенко,

Институт химии высокомолекулярных соединений НАН Украины, 48, Харьковское шоссе, Киев, 02160, Украина,
e-mail: katuwka2014@gmail.com

Т.В. Вислогузова,

Институт химии высокомолекулярных соединений НАН Украины, 48, Харьковское шоссе, Киев, 02160, Украина,
Н.А. Галатенко,

Институт химии высокомолекулярных соединений НАН Украины, 48, Харьковское шоссе, Киев, 02160, Украина,
e-mail: politoks@merlin.net.ua

Р.А. Рожнова,

Институт химии высокомолекулярных соединений НАН Украины, 48, Харьковское шоссе, Киев, 02160, Украина,
e-mail: rozhnovarita@gmail.com

РАЗРАБОТКА КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ НА ОСНОВЕ ПОЛИУРЕТАНМОЧЕВИН С ФРАГМЕНТАМИ СОПОЛИМЕРА ПОЛИ(ВИНИЛБУТИРАЛЯ, ВИНИЛАЦЕТАТА С ВИНИЛОВЫМ СПИРТОМ) И ЛИЗОЦИМОМ

Синтезировано ряд ПУМ на основеДФП, ГМДА и сополимера ПВБ при различном процентном соотношении ДА:ПВБ = 30:70; 50:50; 70:30 и получен ряд композиционных материалов с лизоцимом (содержание фермента 1 % мас.) на их основе. Данные ИК-спектроскопических исследований подтверждают, что иммобилизация лизоцима происходит за счет межмолекулярных водородных связей (физическая иммобилизация). Установлено, что с увеличением количества сополимера ПВБ в структуре полимерных материалов наблюдается возрастание прочности и относительного удлинения при разрыве. Показатели прочности при разрыве ряда ПУМ с увеличением ПВБ находятся в диапазоне 1,74–2,29 МПа, а показатели относительного удлинения при разрыве – в диапазоне 97–204 %. По результатам физико-механических исследований введение фермента в состав ПУС приводит к улучшению их свойств. Для композиций с лизоцимом прочность при разрыве составляет 1,43–2,84 МПа, а относительное удлинение при разрыве – 104–212 %. Характеристическая вязкость полимеров лежит в пределах 0,46–0,97 дл/г. Для ПУМ, синтезированных при процентном соотношении ГМДА:ПВБ = 70:30 и 30:70, введение лизоцима приводит к незначительному снижению значений температуры стеклования по сравнению с образцами без лизоцима. Для ПУМ, синтезированных при процентном соотношении ГМДА:ПВБ = 50:50 – приводит к повышению температуры стеклования. Установлено, что исследуемые системы являются однофазными.

Ключевые слова: полиуретанмочевины, сополимер поли(винилбутираль, винилацетат с виниловым спиртом), лизоцим, биологически активные покрытия.

K.V. Stashenko,

Institute of Macromolecular Chemistry NAS of Ukraine, 48, Kharkivske shose, Kyiv, 02160, Ukraine,
e-mail: katuwka2014@gmail.com

T.V. Vislohuzova,

Institute of Macromolecular Chemistry NAS of Ukraine, 48, Kharkivske shose, Kyiv, 02160, Ukraine,
N.A. Galatenko,

Institute of Macromolecular Chemistry NAS of Ukraine, 48, Kharkivske shose, Kyiv, 02160, Ukraine,
e-mail: politoks@merlin.net.ua

R.A. Rozhnova,

Institute of Macromolecular Chemistry NAS of Ukraine, 48, Kharkivske shose, Kyiv, 02160, Ukraine,
e-mail: rozhnovarita@gmail.com

DEVELOPMENT OF COMPOSITE MATERIALS BASED ON POLYURETHANE UREAS WITH FRAGMENTS OF A COPOLYMER OF POLY(VINYL BUTYRAL, VINYL ACETATE AND VINYL ALCOHOL) AND LYSOZYME

PUU was obtained on the basis of DPP, GMDA and PVB copolymer for different ratios of DA to PVB as 30:70; 50:50; 70:30 and a number of composite materials with lysozyme were obtained (enzyme content 1 wt.%). The data of IR-spectroscopy studies confirm that the immobilization of lysozyme occurs due to intermolecular hydrogen bonds (physical immobilization). It is established that with increasing amount of PVB copolymer in the structure of polymeric materials, there is an increase in tensile strength and elongation at break. The tensile strength of a series of PUU with increasing PVB are in the range of 1.74–2.29 MPa, and the indices of the elongation at break are in the range of 97–204 %. According to the results of physical-mechanical studies, the introduction of the enzyme into the PUU leads to an improvement of their properties. For compositions with Lysozyme, the tensile strength is 1.43–2.84MPa and the elongation at break is 104–212 %. The intrinsic viscosity of the polymers is in the range 0.46–0.97 dl/g. For PUU, synthesized at a percentage of GMDA:PVB of 70:30 and 30:70, the introduction of lysozyme leads to a slight decrease in the glass transition temperature compared to samples without lysozyme, for PUU synthesized at a percentage of GMDA:PVB of 50:50, leads to increase the glass transition temperature. It was established that the systems under study are single-phase.

Key words: polyurethane urea, copolymer poly(vinyl butyral, vinyl acetate with vinyl alcohol), lysozyme, biologically active coating.