



<https://doi.org/10.15407/polymerj.48.01.030>

УДК 678.664

Сергій ЛІСНЯК

ORCID: 0009-0006-0165-0197

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України

Харківське шосе 48, 02160 Київ

E-mail: sergiilisnyak@gmail.com

Ірина ГЛАДИР

ORCID: 0000-0002-6248-2709

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України

Харківське шосе 48, 02160 Київ

Галина КОЗЛОВА

ORCID: 0000-0001-8114-4812

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України

Харківське шосе 48, 02160 Київ

Валерій ДЕНИСЕНКО

ORCID: 0000-0003-3675-769X

Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України

Харківське шосе 48, 02160 Київ

СИНТЕЗ І ДОСЛІДЖЕННЯ ПІНОПОЛІУРЕТАНСЕЧОВИН ІЗ ДЕКАМЕТОКСИНОМ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

Синтезовано та досліджено пінополіуретансечовини (ППУС) медичного призначення з іммобілізованим декаметоксином (ДКМ). ППУС отримували на основі суміші макродіізоціанатів МДІ(I) та МДІ(II) за мольного співвідношення 1:1, 2:1 і 3:1 із подальшим уведенням 1 мас.% ДКМ. Проведено комплекс фізико-механічних, теплофізичних та ІЧ-спектроскопічних досліджень. Встановлено, що співвідношення МДІ(I):МДІ(II) = 1:1 забезпечує оптимальні показники міцності ($\sigma = 0,43$ МПа), відносного видовження та адгезійної міцності ($\tau = 6,30$ МПа). Введення декаметоксину призводить до зниження міцності при розриві та еластичності, що пов'язано зі структурною перебудовою полімерної матриці. За даними ІЧ-спектроскопії, ДКМ впливає на інтенсивність смуг поглинання NH- і C=O-груп, залучених у формування водневих зв'язків, без появи нових смуг, що свідчить про переважно фізичний характер іммобілізації. Результати диференціальної сканувальної калориметрії показали зміну температури склування та величини ΔC_p , що вказує на зміну сегментної рухливості та міжланцюгових взаємодій за наявності ДКМ. Отримані матеріали характеризуються однофазною структурою. Незважаючи на певне зниження механічних показників, композиції з декаметоксином зберігають достатній рівень експлуатаційних властивостей і можуть розглядатися як перспективні антимікробні поліуретанові системи для створення медичних клеїв і матеріалів пролонгованої локальної дії.

Ключові слова: поліуретани, пінополіуретансечовини, декаметоксин, антимікробні полімерні матеріали, медичні клеї.

Цит у в ання: Лісняк С., Гладир І., Козлова Г., Денисенко В. Синтез і дослідження пінополіуретансечовин з декаметоксином медичного призначення. *Полімерний журнал*. 2026. **48**, № 1. С. 30—38. <https://doi.org/10.15407/polymerj.48.01.030>

© Publisher PH "Akadempriodyka" of the NAS of Ukraine, 2026. This is an open access article distributed under the [CC BY-ND 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nd/4.0/) licence

Вступ

Поліуретани вже протягом кількох десятиліть активно досліджують як універсальний клас полімерів для біомедичних застосувань завдяки поєднанню високої біосумісності, гнучких механічних властивостей і можливості тонкого регулювання хімічної структури [1—3].

Їхня молекулярна архітектура, що поєднує м'які та жорсткі сегменти, дає змогу варіювати еластичність, гідрофільність і швидкість деградації, що робить поліуретани придатними для створення різних типів біоматеріалів — від еластомерів до пористих пін [4—6]. Завдяки цим властивостям поліуретани широко застосовують у виготовленні перев'язувальних матеріалів, катетерів, систем контрольованого вивільнення лікарських засобів, каркасів для тканинної інженерії, імплантатів і медичних клейових композицій [3, 5—7].

Особливу увагу приділяють створенню функціоналізованих поліуретанових еластомерів, здатних поєднувати механічну міцність і біологічну активність, включно з антимікробними або протизапальними властивостями [4—8].

Сучасна стратегія розвитку поліуретанових матеріалів полягає у введенні в полімерну структуру біоактивних агентів — наночастинок металів, четвертинних амонієвих сполук або природних компонентів, що забезпечують пролонговану антимікробну дію [5, 6, 8—11].

Введення таких добавок дає змогу значно підвищити мікробостійкість поліуретанових систем, зберігаючи при цьому їх біосумісність. Дослідження Віслогузової зі співавторами (2020) показало, що плівкові поліуретансечовинні матеріали з антибактеріальними домішками поєднують високу біосумісність, стабільність і бактерицидну дію, що свідчить про потенціал подібних систем для створення біоактивних пін [12].

Особливе місце серед поліуретанових матеріалів посідають піноутворені поліуретанові та поліуретансечовинні системи (ППУ/ППУС) — спінені гідрофільні системи, які поєднують високу еластичність, пористу морфологію та можливість іммобілізації біологічно активних сполук [13—16].

Такі матеріали створюють оптимальне мікросередовище для адгезії, росту та диференціації клітин, що робить їх перспективними для використання у тканинній регенерації —

зокрема при відновленні кісткової, сполучної й епітеліальної тканин [16—18].

Сучасні тенденції розвитку поліуретанових біоматеріалів спрямовані на формування мультифункціональних систем, які поєднують механічну стабільність, біорозкладність, антибактеріальні властивості та стимулюючу дію на клітинний ріст [8—10, 14—16]. Для цього використовують модифікацію поліуретанових матриць катіонними групами, біоактивними поліолами, металевими наночастинками або антибіотиками пролонгованої дії [5, 6, 8—10]. Зокрема було показано, що введення у структуру поліуретану четвертинних амонієвих фрагментів забезпечує виражену антимікробну активність без істотного зниження біосумісності [9, 10].

У клінічній практиці для профілактики післяопераційних ускладнень широко застосовують полімерні клейові композиції на основі етил- α -ціаноакрилату або фібрину. Проте такі клеї не мають антисептичних властивостей, що обмежує їх застосування у випадках ризику інфікування [19, 20]. Тому актуальним напрямом сучасної біомедичної інженерії є створення поліуретанових клейових систем з антимікробними агентами, які забезпечують пролонговану антисептичну дію [21].

Одним із найбільш перспективних антимікробних агентів є декаметоксин (ДКМ) — катіонна поверхнево-активна сполука з широким спектром дії проти грамположитивних і грампегативних мікроорганізмів [22]. ДКМ характеризується високою бактерицидною активністю, відсутністю місцевих побічних ефектів, не абсорбується зі слизових оболонок і не викликає системних реакцій. Крім антибактеріальної, сполука проявляє протизапальну активність і здатна підвищувати чутливість мікроорганізмів до антибіотиків [23, 24].

Введення ДКМ у полімерну матрицю дає змогу створювати біоматеріали з контрольованим вивільненням активної речовини, що підвищує стабільність і пролонгує терапевтичну дію. Клінічні випробування поліуретанових композицій з ДКМ [21] і дослідження біоматеріалів на основі альгінату з ДКМ підтвердило підвищення бактерицидної активності за рахунок ДКМ [7], що підтверджує доцільність його використання у полімерних системах медичного призначення з пролонгованою антисептичною дією.

Отже метою цієї роботи були синтез і дослідження матеріалів з ДКМ на основі пінополіуретансечовин (ППУС) як перспективних матеріалів медичного призначення.

Експериментальна частина

Для проведення досліджень використовували:

Поліоксипропіленгліколь (ПОПГ, RokoPol, Польща) ММ 1002 та 2002 сушили за залишкового тиску 1—3 мм рт.ст. і температури 80 ± 5 °С у потоці сухого аргону протягом 8 годин. Вміст вологи за Фішером не перевищував 0,01—0,02 %.

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

Декаметоксин ($C_{38}H_{74}Cl_2N_2O_4$) — 1,10-декаметилен-біс(*N,N*-диметилметоксикарбонілметил)амонію дихлорид (фарм.); (1-decylamino)-*N*-decyl-1-decanamine (IUPAC) (рис. 1).

Міцність при розриві (σ , МПа) та відносне видовження при розриві (ϵ , %) синтезованих ППУС визначали за ISO 527-3 на модернізованій машині 2166 P-5 за швидкості переміщення захватів 50 ± 5 мм/хв, швидкість фіксації результатів 0,01 с.

Адгезійну міцність визначали на розривній машині P5. Швидкість переміщення активного затискача становила 10 мм/хв. Адгезійні з'єднання готували, використовуючи як субстрати сталеві «грибки».

Теплофізичні властивості (температури склування (T_c), зміни теплоємності за температури

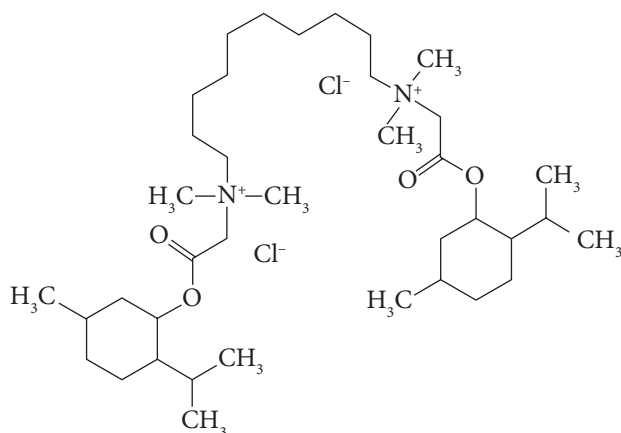


Рис. 1. Декаметоксин

склування (ΔC_p) вивчали методом диференціальної сканувальної калориметрії (ДСК). Дослідження проводили в інтервалі температур від -90 до 200 °С (прилад TA Instrument Q2000) за швидкості нагрівання 20 °С/хв в атмосфері азоту. Для унеможливлення впливу термічної та механічної передісторії матеріалу проводили 2 нагрівання.

Синтез ППУС проводили на основі суміші макродіізоціанатів, синтезованих з використанням ПОПГ молекулярних мас 1002 та 2002 і ТДІ. Було отримано ППУС на основі суміші МДІ (I), синтезованого на основі ПОПГ 1002:ТДІ за мольного співвідношення 1,00:2,05 і МДІ (II) на основі ПОПГ 2002:ТДІ за мольного співвідношення 1,00:2,05. Співвідношення МДІ в ППУС 1:1, 2:1, 3:1. На синтезованих ППУС було проведено іммобілізацію ДКМ, вміст якого становив 1,0 мас.%, шляхом додавання його водного розчину до реакційної суміші з подальшим перемішуванням. Тужвиння ППУС відбувалося в термошафі за температури 25 °С протягом 24 годин.

Результати дослідження та їх обговорення

Проведено порівняльні фізико-механічні дослідження міцності при розриві, відносного видовження при розриві та адгезійної міцності отриманих ППУС із ДКМ, оскільки міцнісні властивості — одні з найважливіших експлуатаційних характеристик плівкових і клейових матеріалів для медицини (табл. 1).

ППУС формували у вигляді плівок, а при визначенні адгезійної міцності — у вигляді пін. При проведенні порівняльних випробувань вихідних матеріалів було встановлено, що ППУС, отримані на основі суміші МДІ(I) і МДІ(II) за співвідношення компонентів 1:1, мають найкращі міцнісні характеристики з ряду: $\sigma = 0,41$ МПа, $\tau = 6,30$ МПа. Згідно з отриманими даними, введення ДКМ до ППУС спричиняє зниження показників міцності в порівнянні з вихідними матеріалами. Найкращі значення отримано для ППУС з ДКМ, синтезованих на основі МДІ(I) і МДІ(II) за співвідношення компонентів 1:1, для яких $\sigma = 0,14$ МПа, $\epsilon = 203,8$ % і $\tau = 3,06$ МПа. ППУС із кращими фізико-механічними властивостями

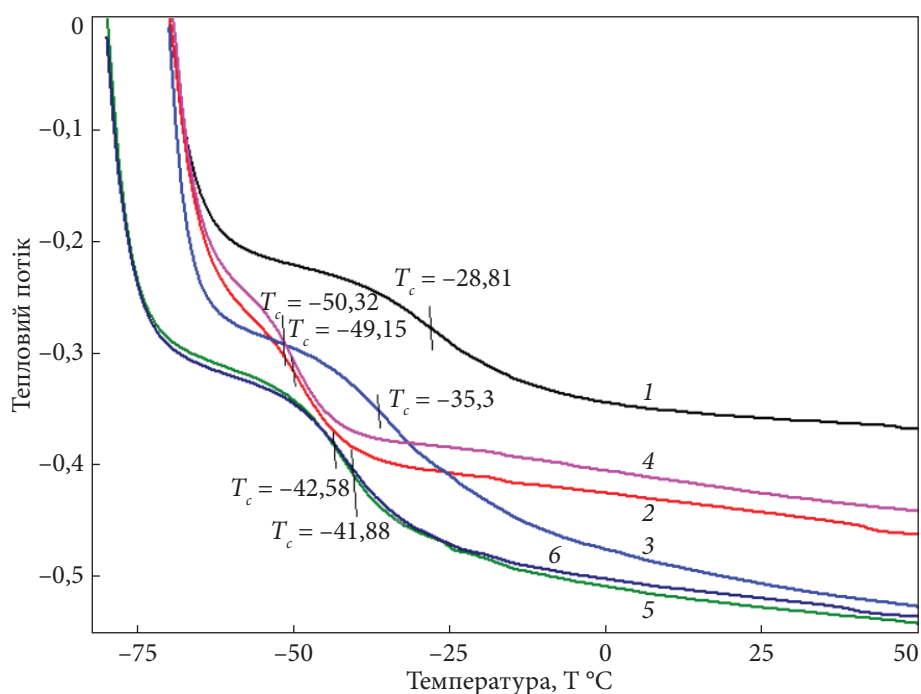


Рис. 2. Термограми зразків: 1 — МДІ (I); 2 — МДІ(II); 3 — МДІ (I) + ДКМ; 4 — МДІ (II) + ДКМ; 5 — МДІ(I) + МДІ(II) 1:1; 6 — МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ 1:1

Таблиця 1. Результати фізико-механічних випробувань ПУС із декаметоксином

Зразок	Співвідношення МДІ(I): МДІ(II), моль	Міцність при розриві (σ), МПа	Відносне видовження при розриві (ε), %	Адгезійна міцність (τ), МПа
МДІ(I)	1:0	0,28 ± 0,03	175,9 ± 3,7	2,85 ± 0,20
МДІ(II)	0:1	0,64 ± 0,05	862,8 ± 26,6	6,80 ± 0,23
МДІ(I) + МДІ(II)	1:1	0,43 ± 0,04	360,3 ± 17,5	6,30 ± 0,13
МДІ(I) + МДІ(II)	2:1	0,41 ± 0,04	478,5 ± 22,7	3,06 ± 0,14
МДІ(I) + МДІ(II)	3:1	0,23 ± 0,01	158,5 ± 7,2	2,86 ± 0,14
МДІ (I) + ДКМ	1:0	0,16 ± 0,01	206,7 ± 8,6	3,66 ± 0,10
МДІ (II) + ДКМ	0:1	0,11 ± 0,00	47,0 ± 1,5	3,70 ± 0,16
МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ	1:1	0,14 ± 0,00	203,8 ± 6,5	3,06 ± 0,14
МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ	2:1	0,09 ± 0,00	177,5 ± 0,7	2,99 ± 0,09
МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ	3:1	0,08 ± 0,00	152,9 ± 4,7	2,78 ± 0,09

було обрано для подальших ІЧ-спектроскопічних і теплофізичних досліджень.

Теплофізичні властивості синтезованих поліуретанових матеріалів досліджували методом ДСК (рис. 2, табл. 2).

У зразках, синтезованих з суміші макродіізоціанатів, спостерігали істотну різницю температури склування (T_c), що зумовлена співвідношенням жорстких і м'яких сегментів у полімерній структурі. Для полімеру, отриманого з МДІ(I), T_c становила $-28,81$ °С, тоді як для матеріалу на основі МДІ(II) — $-49,15$ °С, що вказує на переважання гнучких сегментів і кращу рухливість макромолекулярних ланцюгів. Введення ДКМ призводить до зниження T_c у системах із більш жорсткими сегмента-

Таблиця 2. Теплофізичні властивості ППУС із декаметоксином

Зразки	T_c , °С		ΔC_p , Дж/(г °С)	
	1 прогрівання	2 прогрівання	1 прогрівання	2 прогрівання
МДІ(I)	-25,55	-28,81	0,2743	0,2985
МДІ(II)	-48,61	-49,15	0,2914	0,2930
МДІ(I) + ДКМ	-34,50	-35,30	0,3947	0,4067
МДІ(II) + ДКМ	-49,41	-50,32	0,2964	0,3076
МДІ(I) + МДІ(II) 1:1	-40,27	-42,58	0,3825	0,4133
МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ 1:1	-39,80	-41,88	0,3924	0,3803

ми (МДІ(I) + ДКМ: $T_c = -35,3$ °С), що свідчить про підвищення сегментної рухливості. Такий ефект, ймовірно, пов'язаний із формуванням

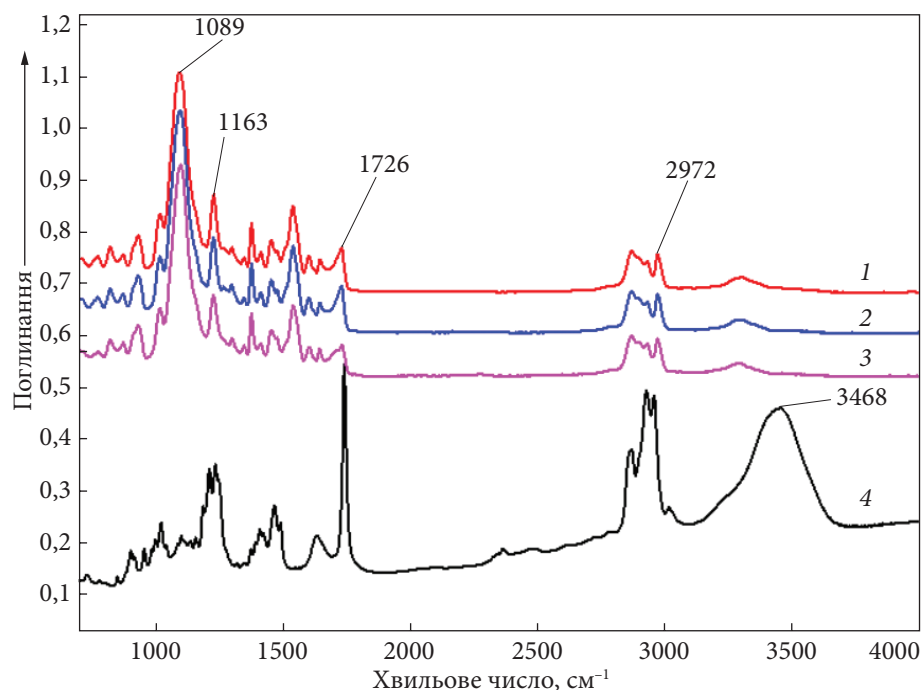


Рис. 3. ІЧ-спектри ППУС з декаметоксином: 1 — МДІ(I) + МДІ(II); 2 — МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ (1,0 мас.%); 3 — МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ (10,0 мас.%); 4 — декаметоксин

водневих зв'язків між функціональними групами ДКМ і уретановими або сечовинними фрагментами полімеру, що частково послаблює міжланцюгові взаємодії.

Для полімерів на основі МДІ(II) вплив ДКМ менш виражений ($T_c = -50,32$ °C), що узгоджується з їх початково високою еластичністю та наявністю м'якої фази з низьким ступенем структурної організації. У змішаній системі МДІ(I) + МДІ(II) за співвідношення компонентів 1:1 T_c становила $-42,58$ °C, що відповідає середньому значенню між окремими компонентами. Додавання ДКМ до цієї композиції незначно впливає на T_c ($-41,88$ °C), але змінює величину ΔC_p при переході через температуру склування ($\Delta C_p = 0,3924$ Дж/(г · °C)), що свідчить про зростання частки аморфної фази та підвищення рухливості сегментів після терморелаксації.

Отже результати ДСК досліджень підтверджують, що ДКМ не лише виступає антимікробним компонентом, а й виконує функцію модифікатора полімерної матриці. Його наявність у структурі поліуретану забезпечує помірний пластифікувальний ефект, зумовлений послабленням міжсегментних взаємодій і підвищенням внутрішньої рухливості структурної організації без істотної зміни характеру температурного переходу. Збалансований вплив ДКМ на сегментну динаміку та струк-

турну організацію поліуретанових систем свідчить про доцільність його використання як функціональної добавки при розробленні біосумісних і антимікробно активних поліуретанових матеріалів для медичного застосування.

За результатами спектроскопічного аналізу ІЧ-спектр ДКМ у діапазоні $3200\text{—}3600$ cm^{-1} характеризується наявністю смуг за 3468 , 3395 і 3245 cm^{-1} , які відповідають коливанням асоційованих вторинних аміногруп. Смуги поглинання за 2972 та 2968 cm^{-1} пов'язані з деформаційними коливаннями зв'язків C—H. Також спостерігали смугу $\nu(\text{C}=\text{O})$ на 1726 cm^{-1} , характерну для групи уретанового фрагмента, а також смуги $\nu_s(\text{C}-\text{O}-\text{C})$ — 1092 cm^{-1} та $\nu_{as}(\text{C}-\text{O}-\text{C})$ — 1373 cm^{-1} . Ці дані слугують основою для подальшої інтерпретації змін у спектрах ППУС після введення ДКМ.

На ІЧ-спектрах ППУС за вмісту ДКМ 1 і 10 мас.% (рис. 3) видно, що загальний вигляд спектрів залишається подібним до вихідної ППУС. Проте детальний аналіз ділянок $3800\text{—}2600$ і $800\text{—}1800$ cm^{-1} свідчить про певні зміни, пов'язані з наявністю ДКМ. Зокрема, збільшується інтенсивність смуг νNH -зв'язаних (3293 cm^{-1}) та зменшується νNH -вільних (3400 cm^{-1}), що вказує на зростання кількості NH-груп, залучених у слабкі водневі взаємодії.

Смугу валентних коливань $\nu(\text{C}=\text{O})$ ДКМ спостерігали за 1737 cm^{-1} (рис. 3, крива 4).

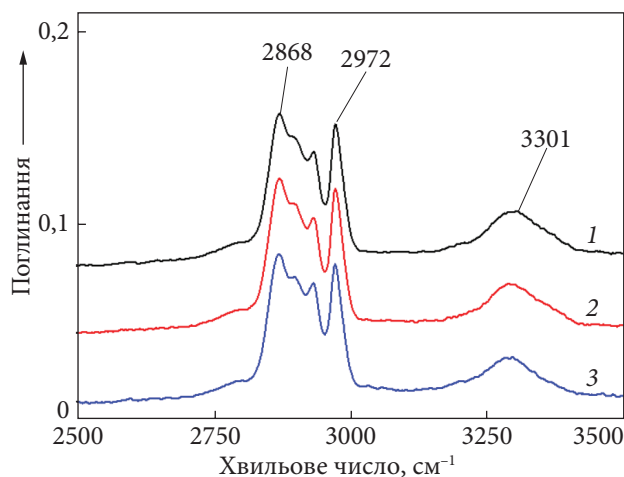


Рис. 4. Фрагмент ІЧ-спектрів ППУС із ДКМ в області 2800 — 335 см^{-1} : 1 — МДІ(I) + МДІ(II); 2 — МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ (1,0 мас.%) ; 3 — МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ (10,0 мас.%)

У ППУС зі зростанням вмісту ДКМ смуга за 1726 см^{-1} послаблюється та з'являється плече близько 1708 см^{-1} (рис. 4). Це можна пояснити утворенням водневих зв'язків між NH-групами ППУС і C=O групами ДКМ. Крім того, посилення смуг у діапазоні $3000\text{—}3400 \text{ см}^{-1}$ також підтверджує формування додаткових водневих зв'язків у зразках із підвищеним вмістом ДКМ.

Смути в околі 1370 см^{-1} , асоційовані з коливаннями зв'язку C—N, не зазнають суттєвих змін. Профіль смуг δCH у діапазонах $1400\text{—}1500$ і $1300\text{—}1400 \text{ см}^{-1}$ також зберігається. Інтенсивність смуги δNH за 1537 см^{-1} та смуги $\nu(\text{C—O})$ уретанової групи 1163 см^{-1} залишається сталою (рис. 5). Отже введення ДКМ впливає переважно на смуги груп NH і C=O, пов'язаних із формуванням водневих зв'язків. Нові смуги поглинання не з'являються, що підтверджує фізичний характер іммобілізації ДКМ.

Найвищі фізико-механічні характеристики демонструють ППУС, синтезовані за співвідношення макродіізоціанатів МДІ(I) : МДІ(II) = 1:1. Такий склад забезпечує оптимальний баланс між жорсткими та м'якими сегментами полімерного ланцюга, формування рівномірної мікрофази, ефективного міжланцюгового впакування та стабільну структуру з високим ступенем зшивання. У результаті досягаються максимальні значення міцності при розриві ($\sigma = 0,43 \text{ МПа}$), адгезійної міцності ($\tau = 6,30 \text{ МПа}$).

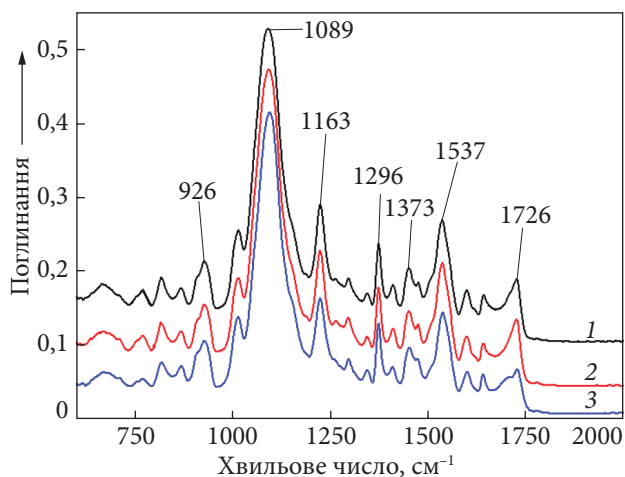


Рис. 5. Фрагмент ІЧ-спектрів ППУС із ДКМ в області $1750\text{—}600 \text{ см}^{-1}$: 1 — МДІ(I) + МДІ(II); 2 — МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ (1,0 мас.%) ; 3 — МДІ(I) + МДІ(II) + ДКМ (10,0 мас.%)

Введення ДКМ до складу ППУС супроводжується змінами механічних характеристик, що пов'язані зі структурною перебудовою полімерної матриці. За результатами теплофізичних досліджень встановлено зниження T_c і збільшення величини ΔC_p у ділянці склування. Такі зміни свідчать про зростання сегментної рухливості макроланцюгів і збільшення частки структурної організації. Ймовірно, ДКМ, взаємодіючи з уретановими та сечовинними фрагментами полімеру через водневі зв'язки, частково послаблює міжланцюгові взаємодії, що призводить до підвищення внутрішньої рухливості полімерних сегментів і проявляється у помірному пластифікувальному ефекті. Зменшення міцності при розриві та відносного видовження при розриві можна пояснити порушенням оптимального балансу між жорсткими й м'якими сегментами та зміною мікрофазної організації системи. Водночас отримані композиції зберігають достатній рівень експлуатаційних властивостей і їх можна розглядати як перспективні антимікробні матеріали медичного призначення.

Висновки

У роботі синтезовано пінополіуретансечовини на основі суміші макродіізоціанатів МДІ(I) і МДІ(II) за мольних співвідношень компонентів 1:1, 2:1 і 3:1 та здійснено іммобілізацію 1 мас.% ДКМ. Встановлено, що композиція за

співвідношення компонентів МДІ(I):МДІ(II) = 1:1 характеризується найкращими фізико-механічними показниками серед досліджених систем ($\sigma = 0,43$ МПа, $\tau = 6,30$ МПа).

Введення ДКМ до складу ППУС супроводжується зниженням міцності при розриві та відносного видовження, що пов'язано зі зміною мікрофазної організації полімерної матриці. За результатами ІЧ-спектроскопії встановлено, що іммобілізація ДКМ відбувається переважно за рахунок фізичних взаємодій, зокрема водневих зв'язків, без утворення нових ковалентних зв'язків.

За результатами теплофізичних досліджень на термограмах спостерігали один температурний перехід, тобто отримані системи однофазні. При введенні ДКМ до складу ППУС спостерігали зниження температури склування та збільшення величини стрибка теплоємності, що вказує на зростання сегментної рухливості та підвищення частки аморфної фази. Отримані результати підтверджують

модифікувальний вплив ДКМ на структуру полімерної матриці.

Синтезовані пінополіуретансечовини з декаметоксином — перспективні матеріали медичного призначення для створення полімерних клеїв і систем пролонгованої локальної дії з антимікробними властивостями.

Внесок авторів

Ця стаття була написана за участю всіх авторів. Усі автори схвалили остаточну версію рукопису.

Конфлікт інтересів

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Доступність даних

Набори даних, що підтверджують висновки цього дослідження, можна отримати у відповідального автора за обґрунтованим запитом.

REFERENCES

1. Azarmgin S., Torabinejad B., Kalantarzadeh R., et al. Polyurethanes and Their Biomedical Applications. *ACS Biomater Sci Eng*, 2024, **10**(11): 6828—6859. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.4c01352>
2. Cui M., Chai Zh., Lu Y., et al. Developments of polyurethane in biomedical applications: A review. *Resources, Chemicals and Materials*, 2023, **3**(4): 262—267. <https://doi.org/10.1016/j.recmm.2023.07.004>
3. Wiene D., Gries T., Cooper S.L., Heath D.E. An overview of polyurethane biomaterials and their use in drug delivery. *J Control Release*, 2023, **363**: 376—388. <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2023.09.036>
4. Qiu J., Zhao H., Luan S., et al. Recent advances in functional polyurethane elastomers: from structural design to biomedical applications. *Biomater Sci*, 2025, **13**: 2526. <https://doi.org/10.1039/D5BM00122F>
5. Fierascu R.C., Lungulescu E.M., Fierascu I., et al. Metal and Metal Oxide Nanoparticle Incorporation in Polyurethane Foams: A Solution for Future Antimicrobial Materials? *Polymers*, 2023, **15**(23): 4570. <https://doi.org/10.3390/polym15234570>
6. Aksoy K. Water-Based Polyurethanes for Antibacterial Coatings: An Overview. *The European Journal of Research and Development*, 2022, **2**(4): 213—242. <https://doi.org/10.56038/ejrnd.v2i4.124>
7. Nazarchuk O., Denysko T. Evaluation of antimicrobial activity of biomaterials based on alginate and decametoxin. *ScienceRise: Biological Science*, 2023, **4**(37): 11—18. <https://doi.org/10.15587/2519-8025.2023.298594>
8. Drożdż K., Gołda-Cępa M., Brzychczy-Włoch M. Polyurethanes as Biomaterials in Medicine: Advanced Applications, Infection Challenges, and Innovative Surface Modification Methods. *Adv Microbiol*, 2024, **63**(4): 223—238. <https://doi.org/10.2478/am-2024-0018>
9. Wang C., Mu Ch., Lin W., et al. Functional-modified polyurethanes for rendering surfaces antimicrobial. *Adv Colloid Interface Sci*, 2020, **283**: 102235. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2020.102235>
10. Tomaselli S., Bertini F., Cifarelli A., et al. Antibacterial Properties of Polyurethane Foams Additivated with Terpenes from a Bio-Based Polyol. *Molecules*, 2023, **28**(4): 1966. <https://doi.org/10.3390/molecules28041966>
11. Bogatyrov V.M., Gun'ko V.M., Galaburda M.V., et al. The effect of photoactivated transformations of Ag⁺ and Ag⁰ in silica fillers on their biocidal activity. *Res Chem Intermed*, 2019, **45**: 3985—4001. <https://doi.org/10.1007/s11164-019-03885-2>
12. Vislohubova T., Rozhnova R., Galatenko N., Narazhayko L., Rudenko A. Study of Biodegradation, Biocompatibility and Bactericidal Activity of Film Materials with Tiamulin Fumarate Based on Polyurethane-urea. *Chem Technol*, 2020, **14**(3): 318. <https://doi.org/10.23939/chcht14.03.318>

13. Easley A.D., Browning Monroe M.B., et al. Shape memory polyurethane-urea foams with improved toughness. *J Appl Polym Sci*. <https://doi.org/10.1002/app.47268>
14. Hebda E., Pielichowski K. Biomimetic Polyurethanes in Tissue Engineering. *Biomimetics*, 2025, **10**(3): 184. <https://doi.org/10.3390/biomimetics10030184>
15. Dang G., Gu J., Song J., et al. Multifunctional Polyurethane Materials in Regenerative Medicine. *Cell Rep Phys Sci*, 2024, **5**(7): 100932. <https://doi.org/10.1016/j.xcrp.2024.102053>
16. Vislohuzova T., Rozhnova R., Galatenko N. *American Journal of Polymer Science and Technology*, 2021, **7**(3): 38—43. <https://doi.org/10.11648/j.ajpst.20210703.11>
17. Bremer L., Hagemester K., Moss M., et al. Long-Term Degradation Assessment of a Polyurethane-Based Surgical Adhesive. *J Funct Biomater*, 2023, **14**: 168. <https://doi.org/10.3390/jfb14030168>
18. Sheikh F.A., Barakat N.A.M., Kanjwal M.A. et al. Electrospun Antimicrobial Polyurethane Nanofibers Containing Silver Nanoparticles for Biotechnological Applications. *Macromolecular Research*, 2009, **17**(9): 688—696. doi:10.1007/BF03218929.
19. Sanders L, Nagatomi J. Clinical applications of surgical adhesives and sealants. *Crit Rev Biomed Eng*. 2014;**42**(3-4):271-292. doi:10.1615/critrevbiomedeng.2014011676.
20. Mehdizadeh M., Yang J. Design Strategies and Applications of Tissue Bioadhesives. *Macromol Biosci*, 2013, **13**(3): 271—288. <https://doi.org/10.1002/mabi.201200332>
21. Feleshtynsky Y.P., Derkach K.D. Surgical treatment optimisation of recurrent abdominal wall hernias associated with ligature fistula. *Wiad Lek*, 2023, **76**(3): 515—519. <https://doi.org/10.36740/WLek202303108>
22. Palii H.K., Dudar A.O., Pavliuk S.V., et al. The research of antibacterial properties of decamethoxin, decasan, horosten. *Journal of Education, Health and Sport*, 2019, **9**(10): 94—102. <https://doi.org/10.5281/zenodo.3483760>
23. Panchuk S.I., Trokhimenko O.P. Characteristics of cytotoxic effect of decamethoxine in different cell cultures. *Tuberculosis, Lung Disease, HIV-Infection*, 2014, **2**(14): 69—72.
24. Nazarchuk O.A. Research of antimicrobial efficacy of modern antiseptic agents based on decamethoxine and povidone-iodine. *Journal of Perioperative Medicine*, 2018, **2**(1): 4—10. <https://doi.org/10.31636/prmd.v2i1.1>

Received 02.03.2026

Accepted 18.03.2026

Published 31.03.2026

Serhii Lisniak

ORCID: 0009-0006-0165-0197

The Institute of Macromolecular Chemistry of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kharkivske Highway 48, Kyiv, Ukraine, 02155

E-mail: sergiilisyak@gmail.com

Iryna Gladyr

ORCID: 0000-0002-6248-2709

The Institute of Macromolecular Chemistry of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kharkivske Highway 48, Kyiv, Ukraine, 02155

Galyna Kozlova

0000-0001-8114-4812

The Institute of Macromolecular Chemistry of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kharkivske Highway 48, Kyiv, Ukraine, 02155

Valeriy Denysenko

ORCID: 0000-0003-3675-769X

The Institute of Macromolecular Chemistry of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kharkivske Highway 48, Kyiv, Ukraine, 02155

SYNTHESIS AND INVESTIGATION OF MEDICAL-GRADE POLYURETHANE-UREA FOAMS INCORPORATING DECAMETOXIN

The aim of this study was to synthesize and investigate medical-grade polyurethane-urea foams (PUUFs) with immobilized decamethoxin (DCM). The PUUFs were prepared using mixtures of macrodiisocyanates MDI(I) and MDI(II) at molar ratios of 1:1, 2:1, and 3:1, followed by the addition of 1 wt.% DCM. A comprehensive characterization was

performed, using physicommechanical testing, differential scanning calorimetry (DSC), and FTIR spectroscopy. It was established that the MDI(I):MDI(II) ratio of 1:1 provided the optimal tensile strength ($\sigma = 0.43$ MPa), elongation at break ($\epsilon = 360.3$ %), and adhesive strength ($\tau = 6.30$ MPa). The incorporation of decamethoxin led to a decrease in tensile strength and elasticity, which is attributed to structural rearrangements within the polymer matrix. FTIR analysis showed changes in the intensities of NH and C=O absorption bands involved in hydrogen bonding, with no new bands appearing, indicating that DCM immobilization occurs mainly through physical interactions. DSC results showed changes in the glass transition temperature (T_g) and ΔC_p values, indicating alterations in segmental mobility and intermolecular interactions when DCM is present. The obtained materials exhibited a single-phase structure. Despite a moderate decrease in mechanical properties, the DCM-containing compositions maintained sufficient performance characteristics and can be considered promising antimicrobial polyurethane systems for developing medical adhesives and materials with prolonged local therapeutic effects.

Keywords: *polyurethane, polyurethane-urea foams, decamethoxin, antimicrobial polymer materials, medical adhesives.*