

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ХАРЧОВИХ ТЕХНОЛОГІЙ



II Всеукраїнська науково–практична конференція

“Актуальні проблеми хімії і хімічної технології”

21 – 23 листопада 2016 року

КИЇВ НУХТ 2016

II Всеукраїнська науково-практична конференція “Актуальні проблеми хімії та хімічної технології”, 21 – 23 листопада 2016 р.

УДК 54

Матеріали II Всеукраїнської науково-практичної конференції “Актуальні проблеми хімії і хімічної технології”, 21 – 23 листопада 2016 р. – К.: НУХТ, 2016 р. – 388 с.

Видання містить тези доповідей II Всеукраїнської науково-практичної конференції “Актуальні проблеми хімії і хімічної технології”.

Розглянуто проблеми фундаментальної та прикладної хімії, харчової хімії та викладання хімії у ВНЗ.

Редакційна колегія: А.І.Українець, О.Ю.Шевченко, Г.В.Сокольський, Г.М.Біла-Зіялова, Н.М.Акутіна, С.П.Бондаренко, М.В.Ніколенко, Н.М.Грегірчак, Є.Є.Костенко, М.І.Лебовка, О.Г.Макаренко, В.В.Манк, О.М.Мірошников, О.В.Подобій, О.М.Полумбрик, І.В.Фесич, С.І.Шульга.

Розглянуто та схвалено вченою радою НУХТ
Протокол № 4 від 27 жовтня 2016 р.

© НУХТ, 2016 р.

Дослідження біодеструкції полімерного матеріалу

Лариса Мазур, Інна Попова, Сергій Шульга
Національний університет харчових технологій
mazur8@mail.ru

Вступ. Тимчасові полімерні ендопротези, відновивши тканинний дефект, повинні з часом біодеструктувати та заміститися регенеруючою тканиною. Створення таких полімерних матеріалів потребує проведення комплексу робіт із синтезу полімерів із заданими термінами біодеструкції та детального дослідження полімеру, який буде взаємодіяти з тканинами організму. Перший етап при розробці такого імплантаційного матеріалу – його детальне дослідження після перебування в модельних середовищах. Поліуретани (ПУ) – перспективні матеріали для алопластики тканин. Змінюючи вихідні компоненти при синтезі чи його умови, можна в широких межах регулювати хімічну будову та фізико–механічні властивості ПУ. Крім того, у своїй більшості ПУ – біосумісні полімери (структура уретанової групи близька до структури пептидної групи білкової молекули) [1].

Матеріали і методи. Як об’єкти дослідження використовували полімерні зразки № 1 – на основі поліоксипропіленгліколю з молекулярною масою 1000 та толуїлендіізоціанату – макродізоціанат (МДІ), № 2 – на основі МДІ та кополімеру N–вінілпіролідону з вініловим спиртом (ВП–ВС), № 3 – на основі МДІ, кополімеру ВП–ВС і лікарського препарату амізону. Модельними середовищами були біологічне середовище 199, яке по хімічному складу імітує плазму крові, та буферний розчин хімотрипсину. Біодеструкцію зразків оцінювали за зміною їхніх фізико–механічних показників до і після інкубування у модельних середовищах та вивчали з використанням ІЧ–спектроскопічних досліджень. Показники міцності при розриві та відносного подовження плівок синтезованого поліуретану визначали за ГОСТ 18299 на розривній машині FU–1000. ІЧ–спектри записували на ІЧ–спектрометрі з Фур’є перетворенням “Tensor–37” в області 650 – 4000 см⁻¹, методом багаторазового порушеного повного внутрішнього відображення з використанням призми–трапедії з KRS–5, число відображень N=4, кут падіння φ=45° на просвіт тонких плівок і таблеток порошків з KBr.

Результати. Зіставляючи отримані результати фізико–механічних показників, можна зазначити, що найсильнішу гідролітичну дію для зразка № 1 має модельне середовище 199, при інкубуванні в якому протягом 1 місяця показник міцності при розриві зменшується в 3 рази,

II Всеукраїнська науково-практична конференція “Актуальні проблеми хімії та хімічної технології”, 21 – 23 листопада 2016 р.

а після інкубації протягом року показник міцності при розриві зменшився в 4 рази, а показник відносного подовження збільшився в 1,6 рази. Експозиція даного зразка (№ 1) у буферному розчині хімотрипсину протягом року навпаки приводить до збільшення показника міцності при розриві в 1,3 рази, а показник відносного подовження зменшився в 1,3 рази. Треба зазначити, що вже після 7 діб перебування у середовищі 199 зразка № 2 показник міцності збільшився в 3 рази, а показник відносного подовження зменшився в 19 разів. Тобто, деструкція блок–поліуретану, який містить кополімер ВП–ВС, проходить протягом зазначеного терміну експерименту. Зразок № 3 – показник міцності при розриві збільшився в 2 рази після перебування як у буферному розчині хімотрипсину, так і у середовищі 199 протягом року, а показник відносного подовження зменшився в 3 рази.

Аналіз ІЧ–спектрів для зразків № 3, досліджених після перебування у модельних середовищах протягом різних термінів, показав зниження інтенсивності смуг поглинання в області 1230 см^{-1} (естерна група в уретановому фрагменті) і 1720 см^{-1} (карбонільна група), що є закономірним для поліуретанів.

Висновки. Отримані результати добре узгоджуються з раніше отриманими даними [1]. Молекула хімотрипсину специфічно взаємодіє з уретановою групою, що приводить до екранування уретанової групи. Розчин хімотрипсину має деякий інгібуючий вплив на руйнування полімеру. Присутність амізону надає властивості стабільності до біодеструкції полімерним зразкам як у середовищі 199, так і у буферному розчині хімотрипсину. Такі результати добре узгоджуються з даними для лактозовмісних поліуретанових еластомерів з іммобілізованим амізоном [2]. Отже, причиною збільшення міцності для зразка № 3, на наш погляд, є реорганізація сітки водневих зв'язків та виникнення додаткової сітки фізичних зв'язків, обумовлених йон–йонними взаємодіями, та йон–молекулярними взаємодіями за участю аніону Г (присутнього в амізоні) та протону уретанової групи. Це привело до розриву міжланцюгових зв'язків і збільшення впорядкованості в жорстких доменах, зменшення їх дефектності.

Література. 1. Липатова Т.Э., Пхакадзе Г.А. Полимеры в эндопротезировании. – К.: Наукова думка, 1983. – 160 с

2. Вивчення біодеструкції полімерних лікарських форм з іммобілізованими нестероїдними протизапальними препаратами в модельних середовищах / Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Замуліна Л.І. та ін. // Доповіді НАНУ. – 2006. – № 8. – С. 177–181.