

# ТЕХНОЛОГІЯ ВИГОТОВЛЕННЯ АПЛІКАЦІЙ З ПОЛІМЕРНИМ БІОЛОГІЧНО АКТИВНИМ ПОКРИТТЯМ КОМПЛЕКСНОЇ СОРБЦІЙНОЇ, ПРОТЕОЛІТИЧНОЇ ТА РЕПАРАЦІЙНОЇ ДІЇ

Баланенко М.В.<sup>1</sup>, Мамілов С.О.<sup>2</sup>, Горго Ю.П.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>КПІ ім. Ігоря Сікорського, [maxim.balanenko@gmail.com](mailto:maxim.balanenko@gmail.com), [yugorgo@ukr.net](mailto:yugorgo@ukr.net)

<sup>2</sup>Інститут магнетизму НАН України

**Вступ.** Сучасні перев'язні матеріали по своєму оформленню та властивостям суттєво відрізняються від традиційних текстильних матеріалів. Вони доповнилися різними видами плівок, плівок-композитів, губок, гідроколоїдів, паст, гелів та комбінації інших різних матеріалів. Цьому сприяло зміна поглядів на оптимальні умови заживлення ран, згідно з якими вологе середовище добре сприяє активації репараційних процесів, а покриття ран має не тільки дренаж пораненої поверхні, а і підтримку оптимального мікроклімату, насамперед парота повітропроникності [1]. Від якості, хімічного складу і структури ранозахисного покриття і реакції на нього оточуючих тканин значно залежить результат виздоровлення [2].

Відомо, що диметилсульфоксид (ДМСО) виявляє протизапальну активність, виявляє антиексудативний ефект, гальмує активність протеаз, синтез простагландинів, зміцнює мембрани лізосом, зменшує клітинну інфільтрацію у вогнищі запалення. гальмує агрегацію тромбоцитів, пригнічує процеси ексудації у вогнищі запалення [3]. 33% розчин ДМСО швидко приводить до зниження набряку м'яких тканин, стимулює репаративні процеси в тканинах, проліферативні процеси у вогнищі запалення. Препарат не має алергуючої дії, не викликає контактної сенсibiliзації при наскірній аплікації і може розглядатися як симптоматичний знеболюючий засіб при болючих синдромах різного походження [4]. Причиною зниження ефективності відомих *ранозахисних* стрічок і аплікацій є односпрямованість їхньої дії: тільки сорбційна, антимікробна, протеолітична тощо. Цей недолік можна виправити шляхом створення аплікацій комплексної дії, про що піде мова у роботі.

*Метою роботи була розробка технології виготовлення аплікацій з полімерним біологічно активним покриттям комплексної сорбційної, протеолітичної, репараційної дії та захисту від інфекцій.*

**Матеріали та методи.** В методиці підготовки гелю концентрація розчину полівінілпірролідону (ПВП) у воді була 20 мас.%, а добавкою 0,1н NaOH доводили рН розчину до 8. Отриманий розчин поміщали в піч і нагрівали при 80°C протягом 5 годин для проведення гідролізу ПВП з метою розриву пірролідонових кілець. У попередньо приготовлений розчин лактату хітозану концентрацією 3 мас.%, по краплях при перемішуванні додавали гідроксид натрію, щоб привести рН розчину до 6.0. У випадку, коли рН розчину лактату хітозану був нижче 5,5, гелі в суміші з полівінілпірролідонем не утворювалися. При одержанні гелю в 20 мас.% розчин полівінілпірролідону, попередньо підданий термообробці, вводився гліцерин (для досягнення концентрації в розчині 10 об.%), і далі змішується з 1,5 мас.% розчином лактату хітозану із рН 6,0 при інтенсивному перемішуванні для одержання однорідної суміші. При певному співвідношенні ПВП/хітозан суміш цих двох компонентів швидко утворює сильно набухлий у воді гель. Співвідношення ПВП/хітозан становило

5/1, у цьому випадку гелеутворення протікає досить швидко – протягом 3 – 5 хвилин. Загальна концентрація полімеру, а також співвідношення двох полімерних компонентів, з яких виходить гель, впливають на консистенцію гелю, який стає м'якше при більш низьких концентраціях.

**Результати та обговорення.** Розроблена технологія отримання плівок з лактату хітозану в присутності ДМСО. Концентрацію лактату хітозану в суміші змінювали від 1 до 2 мас.% Концентрація ДМСО в розчині також змінювалася до 30 об.%. Концентрація гліцерину становила – 10 об.%. Плівки сушили в грубці при 50<sup>0</sup>С. Було встановлено, що плівки на основі лактату хітозану із ДМСО показали здатність значно набухати у фізіологічному розчині до 92,3%. З ростом концентрації ДМСО набухання збільшується, а зі зменшенням концентрації хітозану – трохи зменшується [5]. Однак міцність набухлих плівок виявляється недостатньою, для збереження їх цілісності, тому було запропоновано наносити таке покриття на підкладенку для посилення міцності шару. Плівки на основі лактату хітозану із ДМСО при концентраціях останнього вище 5 об.% стають нерозчинними.

*Розроблені умови синтезу розчинів для покриття, технологічні прийоми виготовлення зразків ранозахисних, лікувально-активних композиційних матеріалів з активаторами ранозаживлення і захисту ран.* Отримані гелі сушили на скляній підкладинці на повітрі при 25 – 30<sup>0</sup>С, а також у грубці при 60<sup>0</sup>С [6]. У результаті були отримані гнучкі, еластичні, напівпрозорі гелеві плівки, що злегка прилипають. Слід зазначити, що при формуванні гелю при його перемішуванні попадали пухирці повітря, які не видаляються при звичайному сушінні, і впливають на міцнісні характеристики гелевої плівки. Тому було запропоновано проводити сушіння у вакуумі. Отримані аплікації з полімерним біологічно активним покриттям володіють комплексною сорбційною, протеолітичною та репараційною дією, а також проводять захист від інфекцій.

**Висновки.** Розроблені гелі можуть бути використані як носії широкого спектра корисних біологічно активних речовин, що мають ранозаживляючі властивості. *Отримані зразки ранозахисних гелевих покриттів пов'язок та аплікацій на різній тканинній основі з покриттям хітозановим композитом.*

#### **Список використаної літератури:**

1. Абаєв Ю.К. Раневі пов'язки в хірургії. // Медичні новини. – 2003. – №12. – С. 30-37.
2. Kim B-S, Mooney DJ. Development of biocompatible synthetic extracellular matrices for tissue engineering. Trends Biotechnol 1998;16:224–30.
3. Khor E, Lim L. Implantable applications of chitin and chitosan. Biomaterials. 2003; 24:2339–2349.
4. Соломко Н.Ю., І.А. Дронь, О.Г. Будішевська, С.А. Воронов. Створення гідрогелів на основі пероксихітозану з первинно-третинними пероксидними фрагментами для медичного застосування. Львів, НУ “Львівська політехніка”, 2008.- С. 156-162.
5. Волкова Н.М., Добриднев В.А. Патент України № 56592 (2011) «Спосіб виготовлення плівкового покриття на основі кополімерів хітозану, полівинилового спирту та метилцелюлози для модифікації сітчатих ендопротезів».
6. Волкова Н.Н., Добриднев А.В., Коваль А.Ю., Структурні і хімічні характеристики поверхні полісахаридного плівкового покриття, модифіковані хітозансульфат-декстрановим нанокompозитом.// Електронна мікроскопія та прочність матеріалів. Зб. наук. праць. Інститут проблем матеріалознавства ім. І.Н. Францевича НАН України. 2011, С. 121-126.