

УДК 277.027.622

### НАНОВОЛОКНА НА ОСНОВІ ХІТОЗАНУ

О. В. ІЩЕНКО, І. О. ЛЯШОК, Є. Р. КУЮКОВА

Київський національний університет технологій та дизайну

Біосумісні полімерні матеріали широко використовуються для медичних цілей. Природні і синтетичні полімери, включаючи їх різні композити і суміші, полегшують регенерацію тканин шляхом доставки біомолекул. Лікарські плівки і неткані матеріали, відомі своїми властивостями, як препарати пролонгованої дії, мають переваги над традиційними способами введення лікарських препаратів. Завдяки їх технологічності, зручності у застосуванні, можливості самостійного використання пацієнтом, безпеці поєднання різних груп діючих речовин і можливості використання у будь-яких ситуаціях [1]. Ефективність застосування нетканних матеріалів в медицині зумовлена наступними властивостями: високою сорбційною ємністю, еластичністю, приляганням до поверхні складної форми, повітропроникністю, легкістю та іншими цінними якостями [2].

Хітозан активно використовуються для створення лікарських форм, що надходять в організм через слизові оболонки. Цей полісахарид і його похідні з успіхом використовуються для доставки ліків через ніс [3], слизові мембрани очей, а також ротову порожнину [4].

Молекула хітозану містить в собі велику кількість вільних аміногруп, що дозволяє йому зв'язувати іони водню і набувати надлишковий позитивний заряд. Тому хітозан є хорошим аніонітом.

Це також пояснює здатність хітозана пов'язувати і міцно утримувати іони різних металів, в тому числі і радіоактивних ізотопів, а також токсичних елементів. У воді відбувається протонування  $\text{NH}_2$ -груп хітозану, що ускладнює його розчинення. Разом з цим він розчиняється в розчинах соляної та оцтової кислот, а низькомолекулярний хітозан  $\text{MM} = 20 - 38 \text{ кДа}$  є водорозчинним.

Електроформування є ефективним методом для виробництва волокон субмікронного або нанорозмірів з різних матеріалів. Процес електроформування залежать від багатьох факторів, таких як молекулярна маса полімеру, концентрації полімеру, реологічні властивості, поверхневий натяг і електропровідність розчину полімеру [5].

Метою роботи було дослідження водопоглинання та грибостійкості, отриманих нетканій матеріал на основі полімерної композиції ПВС, ПВА з додаванням хітозану, який розчиняли у мурашиній, молочній та оцтовій кислотах з додаванням антисептичного препарату  $\text{Cg112}$ ,  $\text{Cg155}$ .

Отримували композиційні неткані матеріали з хітозану з додаванням полівінілацетату та полівінілового спирту на лабораторній установці капілярного типу для електроформування. Встановили, що хітозан, як самостійний полімер не формується. Тому було використано, як волокноутворюючі полімери ПВС та ПВА. Одержані неткані матеріали були водорозчинними, тому проводили термостабілізацію при температурі  $100-120^\circ\text{C}$  протягом 3 годин. Проводили дослідження нетканних матеріалів на

водопоглинення та грибостійкість.

Встановили, що в залежності від складу зразків водопоглинання змінюється:

- з молочною кислотою від 200 до 710 %;
- з мурашиною кислотою від 400 до 1600 %;
- з оцтовою кислотою від 520 до 2100 %.

Визначали протигрибкову активність зразків нетканих матеріалів в поживному середовищі агар Чапека-Докса (табл. 1).

Позитивними вважаються результати, коли зростання грибів на поверхні нетканих матеріалів відсутнє, незважаючи на наявність росту грибів на чашці Петрі.

**Таблиця 1 – Визначення грибостійкості зразків**

Найменування зразка	Ріст грибів на зразку	Ріст грибів на чашці
Хітозан(оцт) +ПВС+Сг112 (нетканий матеріал)	Відсутній	Mucor sp. Penicillium sp
Хітозан(оцт)+ПВА+Сг112 (нетканий матеріал)	Відсутній	Penicillium sp
Хітозан(оцт) +ПВС+Сг155 (нетканий матеріал)	Відсутній	Penicillium sp Asperigillus niger
Хітозан(оцт) +ПВА+Сг155 (нетканий матеріал)	Відсутній	Penicillium sp Asperigillus niger
Хітозан(мол) +ПВС+Сг112 (нетканий матеріал)	Відсутній	Penicillium sp Alternaria alternate, Asperigillus versicolor
Хітозан(мол) +ПВА+Сг112 (нетканий матеріал)	Відсутній	Asperigillus versicolor Trichodema viride

Термообробка нановолокон на основі хітозану, сприяє протіканню релаксационного процесу кристалізації. Проте, термофіксація сприяє ущільненню структури нановолокон, посиленню міжмолекулярних взаємодій і змін в будові хітозанового компоненту, що призводить до втрати розчинності нановолокон в воді при кімнатній температурі.

Електроформовані неткані матеріали з нановолокон на основі хітозану показали відсутність росту грибів на їх поверхні. Здатність поглинати воду 200–2100% надає таким волокнам можливість успішно застосовуватись у медичній галузі.

### Література

1. Давтян Л.Л. Полимерные материалы и медицинские пленки / Л. Л. Давтян // Ліки України. – 2000. – № 7–8. – С. 52–55.
2. Lau W. Advanced structural and functional materials for protection. / W. Lau, S. H.Min, L. N. Sua, M. Jan, A. Tok. // Trans Tech Publications, – 2008. – 202 p [in English].
3. Casettari L, Chitosan in nasal delivery systems for therapeutic drugs / L. Casettari, L. Illum // Journal of Controlled Release. – 2014. – № 190. – P. 189-200.
4. Koland M. In vitro and in vivo evaluation of chitosan buccal films of ondansetron hydrochloride / M. Koland, R.N. Charyulu, K. Vijayanarayana, P. Prabhu // Int J Pharm Investig. – 2011. – № 1(3). – P. 164-171.
5. Іщенко О. В. Біосумісні неткані матеріали на основі хітозану / О. В. Іщенко, В. П. Плавач, І. О. Ляшок // Вісник Хмельницького національного університету. – 2019. – № 3 (273). – С. 72–77.