Министерство науки и высшего образования
Российской Федерации
Федеральное государственное
бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Тверской государственный университет»

**ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ
ИЗУЧЕНИЯ КЛАСТЕРОВ,
НАНОСТРУКТУР
И НАНОМАТЕРИАЛОВ**

**PHYSICAL AND CHEMICAL ASPECTS
OF THE STUDY OF CLUSTERS,
NANOSTRUCTURES AND
NANOMATERIALS**

**FIZIKO-HIMIČESKIE ASPEKTY
IZUČENIÂ KLASTEROV,
NANOSTRUKTUR I NANOMATERIALOV**

выпуск 13

ТВЕРЬ 2021

УДК 620.22:544+621.3.049.77+539.216.2:537.311.322: 530.145

ББК Ж36:Г5+В379

Ф50

Рецензирование статей осуществляется на основании Положения о рецензировании статей и материалов для опубликования в журнале «Физико-химические аспекты изучения кластеров, наноструктур и наноматериалов».

Официальный сайт издания в сети Интернет:

<https://www.physchemaspects.ru>

Ф50 Физико-химические аспекты изучения кластеров, наноструктур и наноматериалов [Текст]. – Тверь: Издательство Тверского государственного университета, 2021. – Вып. 13. – 956 с.

Зарегистрирован Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций, свидетельство о регистрации СМИ ПИ № ФС77-47789 от 13.12.2011.

Издание составлено из оригинальных статей, кратких сообщений и обзоров теоретического и экспериментального характера, отражающих результаты исследований в области изучения физико-химических процессов с участием кластеров, наноструктур и наноматериалов физики, включая межфазные явления и нанотермодинамику. Журнал предназначен для научных и инженерно-технических работников, преподавателей ВУЗов, студентов и аспирантов. Издание подготовлено на кафедре общей физики Тверского государственного университета.

Переводное название: Physical and chemical aspects of the study of clusters, nanostructures and nanomaterials

Транслитерация названия: Fiziko-himičeskie aspekty izučeniâ klasterov, nanostruktur i nanomaterialov

УДК 620.22:544+621.3.049.77+539.216.2:537.311.322: 530.145

ББК Ж36:Г5+В379

Print ISSN 2226-4442

Online ISSN 2658-4360

© Коллектив авторов, 2021

© Тверской государственнй университет, 2021

УДК 539.23:615.468

Оригинальная статья

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА НАНОКОМПОЗИТНОГО ГИДРОГЕЛЕВОГО ПОКРЫТИЯ НА ТЕКСТИЛЬНОМ НОСИТЕЛЕ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ РАН

А.И. Ковтун, А.Г. Мисюра

Институт прикладных проблем физики и биофизики

Национальной академии наук Украины

03142, Украина, Киев, ул. В. Степанченко, 3

anna-kovtun@ukr.net

DOI: 10.26456/pcascnn/2021.13.717

Аннотация: Нанотехнологии с использованием биополимеров находят широкое применение в биомедицинских приложениях. В данной работе разработаны нанокompозитные гидрогели на основе природных (хитозан, карбоксиметилцеллюлоза) и синтетических (поливиниловый спирт) полимеров с наночастицами серебра для нанесения на текстильный носитель. В качестве сшивающих реагентов при создании гидрогелей использовали диальдегид карбоксиметилцеллюлозы и борную кислоту. Были определены физико-химические свойства (сорбционная способность при одностороннем контакте с модельной средой, степень набухания, паропроницаемость, капиллярность) гидрогелевых покрытий на текстильном носителе, и кинетика выхода лекарственных веществ (лидокаин, диоксидин), включенных в состав гидрогелей. Показано, что материалы с двухслойным покрытием характеризуются более высокими сорбционными свойствами по отношению к физиологическому раствору и более длительным выходом лекарственных средств, чем материалы с однослойным покрытием. Выход лекарственных веществ из двухслойных покрытий происходит в два этапа с максимальным высвобождением в течение двух суток. Полученные текстильные материалы с пленочным нанокompозитным гидрогелевым покрытием могут найти применение в качестве перевязочных средств при лечении ран.

Ключевые слова: *гидрогель, наночастицы серебра, текстиль, хитозан, поливиниловый спирт, диальдегид карбоксиметилцеллюлозы, кинетика выхода лекарственных веществ, перевязочное средство, лечение ран.*

1. Введение

Гидрогелевые материалы являются наиболее предпочтительными среди множества средств для лечения ран, поскольку обеспечивают оптимальные условия для заживления последних (создают влажную среду, обеспечивают газо- и паропроницаемость, абсорбируют экссудат, нетравматичны и т.д.). Гидрогели представляют собой трехмерную сшитую полимерную сеть, которая может поглощать большие количества воды, физиологического раствора, что придает этим материалам уникальные свойства. Для улучшения и придания специфических свойств сшитой полимерной сетке в состав гидрогелей вводятся наночастицы, что приводит к созданию нанокompозитных гидрогелей с улучшенными механическими, электрическими, оптическими, магнитными и биомедицинскими свойствами. Например, наночастицы золота были включены в гидрогель на основе каррагинана для модуляции оптических свойств и контроля

высвобождения лекарственного средства [1], наночастицы серебра и Fe_3O_4 использовались для увеличения степени набухания и разработки системы доставки лекарственного средства [2, 3], гидрогели на основе поливинилового спирта и хитозана с наночастицами серебра обладали повышенной механической прочностью и антимикробными свойствами [4]. Кроме того, наночастицы серебра известны своими антибактериальными свойствами против широкого спектра патогенных бактерий и могут использоваться при лечении ран [5-7]. С целью повышения прочности гидрогелей возможно также их армирование с помощью текстильного носителя. Материалы на текстильной основе с полимерным покрытием характеризуются высокой пористостью и площадью поверхности, проницаемостью для воздуха и влаги. Увеличения сорбционной способности, капиллярности, длительности десорбции активных субстанций из текстильных материалов с покрытиями можно достичь путем предварительной модификации самой текстильной основы [8, 9], так и покрытия, например, в состав полимерных покрытий предлагается вводить определенные сшивающие агенты [7, 10-12], а также изготавливать полимерные многослойные покрытия разного состава [13, 14]. Отмечается, что многослойные перевязочные средства характеризуются более медленным высвобождением лекарственных препаратов, а также на протяжении большего времени подавляют рост микроорганизмов в сравнении с однослойными [13, 14]. При этом режим лечения проходит без замены повязки, внешнего механического влияния на репаративные процессы в ране.

В данной работе были разработаны нанокомпозитные гидрогели на основе природных (хитозан, карбоксиметилцеллюлоза) и синтетических (поливиниловый спирт) полимеров с наночастицами серебра для нанесения на текстильный носитель, которые могут найти применение для лечения ран. Целью работы было изучение влияния состава гидрогелей и количества нанесенных слоев на физико-химические свойства созданных материалов.

2. Материалы и методы

В работе использовали поливиниловый спирт (ПВС) с молекулярной массой 20 кДа, хитозан с молекулярной массой 75 кДа и степенью деацетилирования 70 %, натрия карбоксиметилцеллюлозу (Na-КМЦ) с молекулярной массой 20 кДа.

Раствор лактата хитозана с концентрацией 2,0–3,0 масс.% готовили путем растворения навески хитозана в 2 % молочной кислоте, pH раствора – 3,9–4,2.

Водный раствор поливинилового спирта с концентрацией 5,0–10,0 масс.% готовили растворением навески ПВС в воде при

перемешивании на водяной бане при температуре 90 °С до растворения.

Раствор диальдегида карбоксиметилцеллюлозы (ДКМЦ) получали в результате периодатного окисления натрий карбоксиметилцеллюлозы при pH 4,7 в 3% водном растворе Na -КМЦ при концентрации окислителя $NaIO_4$ 0,5 М и температуре 25 °С в течение 2,5 часов.

Суспензия наночастиц серебра в глицерине была получена методом ионно-плазменного диспергирования металла сотрудниками Института сверхтвердых материалов им. В.М. Бакуля НАН Украины [15, 16].

В качестве текстильной основы использовали нетканый материал «спанлейс» медицинского назначения производства «Leboo Healthcare Products Ltd» (Китай).

Нанесение покрытия на текстильный носитель осуществляли с помощью разработанной установки [17] путем прохождения текстиля через одну или несколько ванн с рабочими растворами, дальше через отжимные валики, которые удаляют излишек раствора, и дальнейшей сушкой при температуре не выше 70 °С и упаковкой изготовленного материала.

Исследование физико-химических свойств полученных материалов осуществляли по следующим параметрам: сорбционная способность при одностороннем контакте с модельной средой; степень набухания, паропроницаемость, капиллярность, кинетика выхода лекарственных препаратов.

Сорбционную способность образцов M при одностороннем и ограниченном контакте с жидкостью рассчитывали по формуле:

$$M = \frac{(M_2 - M_1) - M_3}{M_1}, \quad (1)$$

где M_1 – масса первичной пробы, M_2 – масса влажной пробы с влажной подкладкой, M_3 – масса влажной подкладки.

Степень набухания α при полном погружении в физиологический раствор определяли по формуле:

$$\alpha = \frac{(W_s - W_d)}{W_d} \cdot 100\%, \quad (2)$$

где W_d и W_s – масса образца перевязочного средства – сухого и набухшего соответственно.

Кинетику выхода лекарственных препаратов из образцов текстильного материала с гидрогелевым покрытием определяли методом спектрофотометрии на спектрофотометре «Спекорд М-40». Взвешенный образец помещали в бюкс, заливали физиологическим раствором (20 мл). Через 10 минут отбирали для анализа первую пробу и остаток раствора в бюксе полностью заменяли свежей порцией физиологического раствора (20 мл). На спектрофотометре измеряли степень пропускания

ультрафиолетового или видимого излучения T водной вытяжки. Описанную операцию повторяли многократно до прекращения высвобождения лекарственных веществ. По логарифмической кривой $D = f(\lg(T))$ находили значения оптической плотности, которые отвечают величинам процента пропускания. По полученным данным строили график в координатах $D = f(\lambda)$ и рассчитывали количество лекарственного препарата, который перешел в модельную среду за определенные промежутки времени.

Капиллярность материала η определяли в соответствии с ГОСТ 3816-81 [18].

Паропроницаемость A вычисляли по формуле:

$$A = \frac{m}{t \cdot \pi R^2} \cdot 100\%, \quad (3)$$

где m – масса водяного пара, который прошел через образец за 24 часа, t – длительность испытания в часах, πR^2 – площадь рабочей части образца.

3. Результаты и их обсуждения

Нанокompозитные гидрогелевые покрытия формировались на поверхности текстильного носителя путем прохождения последнего через ванну, содержащую смесь суспензии наночастиц серебра в глицерине, раствора диальдегида карбоксиметилцеллюлозы и раствора полимера (ПВС или смеси ПВС с Na -КМЦ, или смеси ПВС с хитозаном) с образованием однослойного покрытия; последовательного прохождения через ванны со смесью суспензии наночастиц серебра в глицерине, раствора диальдегида карбоксиметилцеллюлозы и раствора ПВС с Na -КМЦ (первая ванна) и лактата хитозана (вторая ванна) с образованием двухслойного покрытия, а также с предварительной пропиткой текстиля в растворе борной кислоты или без нее. В состав однослойного покрытия или нижнего слоя двухслойного также входили лекарственные вещества (лидокаин, диоксидин). Диальдегид карбоксиметилцеллюлозы выступает в роли сшивающего агента для поливинилового спирта и для хитозана. Наличие Na -КМЦ в нижнем слое покрытия способствует образованию гидрогеля с хитозаном за счет их способности к комплексообразованию.

Результаты сравнительного исследования физико-химических свойств гидрогелевых покрытий разного состава на текстильном носителе приведены в Таблице 1. Гидрогелевые покрытия № 2-7 наносили на текстильный носитель предварительно пропитанный в растворе борной кислоты.

Для материала с полимерным покрытием, которое образовывалось без предварительной пропитки текстильного носителя борной кислотой, степень набухания в физиологическом растворе увеличивается на протяжении одного часа до 300%, после чего начинает снижаться и уже

через 3 часа достигает значений характерных для необработанного материала – 80%, что свидетельствует о растворении покрытия. В случае обработки текстильного носителя раствором борной кислоты перед нанесением гидрогелевого покрытия степень набухания растет с увеличением времени выдержки в физиологическом растворе, выходит на плато (300–350%) и незначительное уменьшение степени набухания (на 10–15%) наблюдается лишь по прохождении суток. Борная кислота выступает в роли сшивающего агента для поливинилового спирта и таким образом, обеспечивает закрепление полимерного покрытия на текстильном носителе за счет взаимодействия поливинилового спирта, который входит в состав покрытия, с борной кислотой, в растворе которой предварительно просачивается текстильный материал.

Материалы с покрытием характеризуются увеличением сорбционной способности и степени набухания, снижением паропроницаемости по сравнению с необработанным материалом (см. Таблицу 1). Эти свойства связаны со способностью гидрогелевого покрытия набухать при контакте с модельной средой. Размеры пор в нетканом материале с покрытием уменьшаются, что отображается на уменьшении паропроницаемости материала. Микрофотографии по данным оптической микроскопии (см. рис. 1 а, б) иллюстрируют отличия структуры исходного текстильного материала и с гидрогелевым покрытием. Добавка *Na*-КМЦ в состав покрытия приводит к увеличению степени набухания и сорбционной способности.

Таблица 1. Физико-химические свойства образцов текстильного материала с нанокompозитным гидрогелевым покрытием.

№ образца	1	2	3	4	5	6	7
<i>M</i> , г/г	3,3	5,2	5,5	6,7	7,1	6,3	10,6
α , %	81	307	320	341	350	345	355
<i>A</i> , мг/см ² ·ч	0,9	0,8	0,75	0,78	0,81	0,8	0,7
η , мм	70	41	40	40	40	43	47

Описание образцов:

№ 1 – исходный текстильный материал без гидрогелевого покрытия;

№№ 2-6 – текстильный материал с однослойным покрытием на основе ДКМЦ, наночастиц серебра и: № 2 – ПВС (5 мас.%); № 3 – ПВС (10 мас.%); № 4 – смеси ПВС (7 мас.%) с *Na*-КМЦ (1 мас.%); № 5 – смеси ПВС (5 мас.%) с *Na*-КМЦ (2 мас.%); № 6 – смеси ПВС (3 мас.%) с хитозаном (1,5 мас.%);

№ 7 – текстильный материал с двухслойным покрытием, первый слой которого выполнен на основе смеси ПВС (5 мас.%) с *Na*-КМЦ (2 мас.%), ДКМЦ, наночастицами серебра, а второй – лактата хитозана (2 мас.%).

Материал с двухслойным покрытием обладает большими сорбционными свойствами и меньшей паропроницаемостью по сравнению

с однослойным. Уменьшение степени набухания материала с двухслойным покрытием по прохождении суток при выдержке в физиологическом растворе составляет 5–7%, это почти в половину меньше, чем для материала с однослойным покрытием. Полученные данные свидетельствуют о дополнительном вкладе в стабилизацию покрытия от взаимодействия его двух слоев между собой.

Рис. 1. Микрофотографии структуры текстильного материала без покрытия (а) и с двухслойным (первый слой – ПВС, *Na*-КМЦ, ДКМЦ, наночастицы серебра, диоксидин, лидокаин, второй слой – лактат хитозана) гидрогелевым покрытием (б) по данным оптической микроскопии (увеличение 100×).

Важным свойством перевязочных средств является их капиллярность, поскольку именно она обеспечивает отток раневого отделяемого от раны. Изготовленные нами материалы с однослойным покрытием на основе поливинилового спирта, смеси поливинилового спирта с *Na*-КМЦ или хитозаном, а также с двухслойным покрытием, внешний слой которого выполнен на основе хитозана, обладают капиллярностью, которая составляет 57–67% от капиллярности материала без покрытия. Из данных Таблицы 1 видно, что для материалов, в состав покрытия которых входит хитозан, характерны большие значения капиллярности. Таким образом, изменение состава покрытия предоставляет возможности для регулирования капиллярности материалов.

Для придания материалам с полимерным покрытием антимикробных, обезболивающих и других позитивных свойств в состав покрытия вводятся соответствующие лекарственные препараты, которые проявляют свою активность в результате высвобождения из полимерной матрицы при контакте с раневой средой. В качестве модельных лекарственных препаратов, которые вводили в состав покрытия, использовали, как обезболивающее – лидокаина гидрохлорид, так и антимикробное – диоксидин.

Предварительно для каждого лекарственного препарата определяли спектральный диапазон, в котором наблюдается максимум поглощения препарата, и строили калибровочный график зависимости оптической плотности от концентрации препарата в растворе. По полученным данным далее рассчитывали количества лекарственных препаратов, которые перешли в физиологический раствор из образцов текстильных материалов с покрытием. Строили графики зависимости отношения количества лекарственного вещества, вышедшего за время t , к максимальному количеству M , входящему в состав покрытия M_t/M . Для исследования использовали образцы с однослойным и двухслойным полимерным покрытием, которые получали в результате предварительной пропитки текстильного носителя в растворе борной кислоты с дальнейшим прохождением через одну или две ванны с растворами полимеров.

Установлено, что из однослойных покрытий на основе смеси ПВС с Na -КМЦ или ПВС с хитозаном, которые не содержали ДКМЦ, диоксидин и лидокаин полностью выделяются в модельную среду на протяжении одних суток и уже свыше 90% веществ выделяется в первые два часа. В случае присутствия ДКМЦ в составе этих покрытий наблюдается более длительная кинетика выхода лекарственных веществ (см. рис. 2 а) – 80–90% выделяется на протяжении 5–6 часов, что может быть связано со способностью ДКМЦ сшивать и молекулы ПВС, и хитозана с созданием, таким образом, дополнительной сетки связей.

Рис. 2. Кинетика выхода диоксилина (1), лидокаина (2) из однослойного (а) и двухслойного (б) гидрогелевого покрытия на текстильном носителе. Однослойное покрытие и первый слой двухслойного покрытия выполнены на основе смеси ПВС (5 мас.%), Na -КМЦ (2 мас.%), ДКМЦ, наночастиц серебра, диоксилина, лидокаина. Второй слой двухслойного покрытия выполнен на основе лактата хитозана (2 мас.%).

Приведенные на рис. 2 зависимости кинетики выхода диоксилина, лидокаина из материалов с покрытиями, в состав которых они входят,

свидетельствуют о том, что высвобождение из двухслойного (см. рис. 2 б) в отличие от однослойного (см. рис. 2 а) покрытия происходит в два этапа. Количество вышедшего из материала вещества увеличивается со временем выдержки в физиологическом растворе и выходит на плато на протяжении первых суток, после чего наблюдается дальнейший рост количества вышедшего вещества, который достигает около 100% к третьим суткам. Двухстадийность процесса выхода лекарственных препаратов может быть связана с начальным растворением-деградацией внешнего хитозанового слоя. Скорость выхода лекарственных препаратов максимальна в первые три часа, количество вышедшего за это время вещества составляет: 70 % для лидокаина, 65 % для диоксида (см. рис. 2 б).

Таким образом, полученные материалы с двухслойным покрытием характеризуются большими сорбционными свойствами и более длительным выходом лекарственных средств, чем материалы с однослойным покрытием.

4. Заключение

Сравнение характеристик созданных материалов на текстильной основе с двухслойным полимерным покрытием с существующими аналогами показало, что они обладают паропроницаемостью, капиллярностью, сорбционной способностью, а также пролонгированностью действия состава на уровне современных требований к перевязочным материалам для лечения ран. Полученные данные свидетельствуют о возможности экспозиции материала с двухслойным полимерным покрытием на ране на протяжении срока до трех суток – за это время происходит полное высвобождение лекарственных препаратов из покрытия.

Выполнение внешнего, прилегающего к ране, слоя покрытия с природным полисахаридом хитозаном, с присущими ему биосовместимостью и способностью к биodeградации, иммуностимулирующей активностью, антимикробным действием, предоставляет дополнительные преимущества полимерному многослойному покрытию для первичных средств лечения ран, ожогов, язв, трофических ран и других состояний больного.

Библиографический список:

1. **Salgueiro, A.M.** k-Carrageenan hydrogel nanocomposites with release behavior mediated by morphological distinct Au nanofillers / A.M. Salgueiro, A.L. Daniel-da-Silva, S. Fateixa, T. Trindade / Carbohydrate Polymers. – 2013. – V. 91. – I. 1. – P. 100-109. DOI: 10.1016/j.carbpol.2012.08.004.
2. **Daniel-da-Silva, A.L.** Impact of magnetic nanofillers in the swelling and release properties of k-carrageenan hydrogel nanocomposites / A.L. Daniel-da-Silva, J. Moreira, R. Neto et al. / Carbohydrate Polymers. – 2012. – V. 87. – I. 1. – P. 328-335. DOI: 10.1016/j.carbpol.2011.07.051.
3. **Hezaveh, H.** The effect of nanoparticles on gastrointestinal release from modified k-carrageenan

- nanocomposite hydrogels / H. Hezaveh, I.I. Muhamad / *Carbohydrate Polymers*. 2012. – V. 89. – I. 1. – P. 138-145. DOI: 10.1016/j.carbpol.2012.02.062.
4. **Dhiman, N.K.** Hierarchically aligned nano silver/chitosan-PVA hydrogel for point-of-use water disinfection: contact-active mechanism revealed / N.K. Dhiman, S. Agnihotri // *Environmental Science: Nano*. – 2020. – V. 7. – I. 8. – P. 2337-2350. DOI: 10.1039/d0en00405g.
5. **Narayanan, K.B.** Dual-crosslinked poly(vinyl alcohol)/sodium alginate/silver nanocomposite beads – A promising antimicrobial material / K.B. Narayanan, S.S. Han // *Food Chemistry*. – 2017. – V. 234. – P. 103-110. DOI: 10.1016/j.foodchem.2017.04.173.
6. **Eghbalifam, N.** Antibacterial silver nanoparticles in polyvinyl alcohol/sodium alginate blend produced by gamma irradiation / N. Eghbalifam, M. Frounchi, S. Dadbin // *International Journal of Biological Macromolecules*. – 2015. – V. 80. – P. 170-176. DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2015.06.042.
7. **Abou-Okeil, A.** Wound dressing based on nonwoven viscose fabrics / A. Abou-Okeil, A.M. Sheta, A. Amr, M.A. Ali. / *Carbohydrate Polymers*. – 2012. – V. 90. – I. 1. – P. 658-666. DOI: 10.1016/j.carbpol.2012.05.093.
8. **Shanmugasundaram, O.L.** Chitosan coated cotton yarn and its effect on antimicrobial activity / O.L. Shanmugasundaram // *Journal of Textile and Apparel, Technology and Management*. – 2006. – V. 5. – I. 3. – P. 1-6.
9. **Grgac, S.F.** The Chitosan implementation into cotton and polyester/cotton blend fabrics / S.F. Grgac, A. Tarbuk, T. Dekanić et al. / *Materials*. – 2020. – V. 13. – I. 7. – Art. № 1616. 19 p. DOI: 10.3390/ma13071616.
10. **Singh, B.** Sterculia crosslinked PVA and PVA-poly(AAm) hydrogel wound dressings for slow drug delivery: Mechanical, mucoadhesive, biocompatible and permeability properties / B. Singh, L. Pal / *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2012. – V. 9. – P. 9-21. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2012.01.021.
11. **Wang, Q.** Properties of chitosan/poly(vinyl alcohol) films for drug-controlled release / Q. Wang, Y. Du, L. Fan / *Journal of Applied Polymer Science*. – 2005. – V. 96. – I. 3. – P. 808-813. DOI: 10.1002/app.21518
12. **Pinho, E.** Cotton-hydrogel composite for improved wound healing: Antimicrobial activity and anti-inflammatory evaluation-Part 2 / E. Pinho, R.C. Calhella, I.C.F.R. Ferreira, G. Soares // *Polymers for Advanced Technologies*. – 2019. – V. 30. – I. 4. – P. 863-871. DOI: 10.1002/pat.4519.
13. **Thu, H.-E.** Alginate based bilayer hydrocolloid films as potential slow-release modern wound dressing / H.-E. Thu, M.H. Zulfakar, S.-F. Ng // *International Journal of Pharmaceutics*. – 2012. – V. 434. – I. 1-2. – P. 375-383. DOI: 10.1016/j.ijpharm.2012.05.044.
14. **Han, F.** Alginate/chitosan based bi-layer composite membrane as potential sustained-release wound dressing containing ciprofloxacin hydrochloride / F. Han, Y. Dong, A. Song, R. Yin, S. Li. / *Applied Surface Science*. – 2014. – V. 311. – P. 626-634. DOI: 10.1016/j.apsusc.2014.05.125.
15. **Кистерская, Л.Д.** Исследование физико-химических свойств и противомикробной активности наносупензий серебра / Л.Д. Кистерская, В.В. Зозуля, В.М. Перевертайло и др. // *Наноструктурное материаловедение*. – 2009. – № 2. – С. 33-39 (на украинском).
16. **Кистерская, Л.Д.** Инновационная технология производства биосовместимых нондезинфектантов нового поколения / Л.Д. Кистерская, О.Б. Логинова, В.В. Садохин, В.П. Садохин / *Вестник НАН Украины*. – 2015. – № 1. – С. 39-48 (на украинском).
17. **Пат. № 92557, Украина МПК A61L 15/16, A61F 13/15.** Многослойный материал для аппликаций с биологически-активным покрытием / Мисюра А.Г., Конопля М.М., Ковтун А.И.; заявитель и патентообладатель Институт прикладных проблем физики и биофизики НАН Украины. – № u201401984; заявл 27.02.2014, опубл. 26.08.2014, Бюл. № 16. – 6 с.
18. **Полотна текстильные. Методы определения гигроскопических и водоотталкивающих свойств:** ГОСТ 3816-81 (ИСО 811-81). – Взамен ГОСТ 3816-61, ГОСТ 17-251-73; введ. 01.07.1982. – М.: ИПК Издательство стандартов, 1997. – 12 с.

References:

1. Salgueiro A.M., Daniel-da-Silva A.L., Fateixa S., Trindade T. k-Carrageenan hydrogel nanocomposites with release behavior mediated by morphological distinct Au nanofillers, *Carbohydrate Polymers*, 2013, vol. 91, issue 1, pp. 100-109. DOI: 10.1016/j.carbpol.2012.08.004.
2. Daniel-da-Silva A.L., Moreira J., Neto R. et al. Impact of magnetic nanofillers in the swelling and release properties of k-carrageenan hydrogel nanocomposites, *Carbohydrate Polymer*, 2012, vol. 87, issue 1, pp. 328-335. DOI: 10.1016/j.carbpol.2011.07.051.
3. Hezaveh H., Muhamad I.I. The effect of nanoparticles on gastrointestinal release from modified k-carrageenan nanocomposite hydrogels, *Carbohydrate Polymers*, 2012, vol. 89, issue 1, pp. 138-145. DOI: 10.1016/j.carbpol.2012.02.062.

4. Dhiman N.K., Agnihotri S. Hierarchically aligned nano silver/chitosan-PVA hydrogel for point-of-use water disinfection: contact-active mechanism revealed, *Environmental Science: Nano*, 2020, vol. 7, issue 8, pp. 2337-2350. DOI: 10.1039/d0en00405g.
5. Narayanan K.B., Han S.S. Dual-crosslinked poly(vinyl alcohol)/sodium alginate/silver nanocomposite beads - A promising antimicrobial material, *Food Chemistry*, 2017, vol. 234, pp. 103-110. DOI: 10.1016/j.foodchem.2017.04.173.
6. Eghbalifam N., Frounchi M., Dadbin S. Antibacterial silver nanoparticles in polyvinyl alcohol/sodium alginate blend produced by gamma irradiation, *International Journal of Biological Macromolecules*, 2015, vol. 80, pp.170-176. DOI: 10.1016/j.ijbiomac.2015.06.042.
7. Abou-Okeil A., Sheta A.M., Amr A., Ali M.A. Wound dressing based on nonwoven viscose fabrics, *Carbohydrate Polymers*, 2012, vol. 90, issue 1, pp. 658-666. DOI: 10.1016/j.carbpol.2012.05.093.
8. Shanmugasundaram O.L. Chitosan coated cotton yarn and its effect on antimicrobial activity, *Journal of Textile and Apparel, Technology and Management*, 2006, vol. 5, issue. 3, pp. 1-6.
9. Grgac S.F., Tarbuk A., Dekanić T. et al. The chitosan implementation into cotton and polyester/cotton blend fabrics, *Materials*, 2020, vol. 13, issue 7, art. no. 1616, 19 p. DOI: 10.3390/ma13071616.
10. Singh B., Pal L. Sterculia crosslinked PVA and PVA-poly(AAm) hydrogel wound dressings for slow drug delivery: mechanical, mucoadhesive, biocompatible and permeability properties, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, vol. 9, pp. 9-21. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2012.01.021.
11. Wang Q., Du Y., Fan L. Properties of chitosan/poly(vinyl alcohol) films for drug-controlled release, *Journal of Applied Polymer Science*, 2005, vol. 96, issue 3, pp. 808-813. DOI: 10.1002/app.21518.
12. Pinho E., Calhella R.C., Ferreira I.C.F.R., Soares G. Cotton-hydrogel composite for improved wound healing: Antimicrobial activity and anti-inflammatory evaluation-Part 2, *Polymers for Advanced Technologies*, 2019, vol. 30, issue 4, pp. 863-871. DOI: 10.1002/pat.4519.
13. Thu H.-E., Zulfakar M.H., Ng S.-F. Alginate based bilayer hydrocolloid films as potential slow-release modern wound dressing, *International Journal of Pharmaceutics*, 2012, vol. 434, issue 1-2, pp. 375-383. DOI: 10.1016/j.ijpharm.2012.05.044.
14. Han F., Dong Y., Song A., Yin R., Li S. Alginate/chitosan based bi-layer composite membrane as potential sustained-release wound dressing containing ciprofloxacin hydrochloride, *Applied Surface Science*, 2014, vol. 311, pp. 626-634. DOI: 10.1016/j.apsusc.2014.05.125.
15. Kisterska L.D., Zozulya V.V., Perevertajlo V.M. et al. Doslidzhennia fizyko-khimichnykh vlastyvostei ta protymikrobnoi aktyvnosti nanosuspensii sribla [Investigation of the physicochemical properties and antimicrobial activity of silver nanosupenses], *Nanostrukturnoe materialovedenie [Nanostructured Materials Science]*, 2009, no. 2, pp. 33-39 (In Ukrainian).
16. Kisterska L.D., Loginova O.B., Sadohin V.V., Sadohin V.P. Innovatsiina tekhnolohiia vyrobnytstva biosumisnykh nanodezinfektantiv novoho pokolinnia [Innovative technology of production of biosomative nanodesinfectants of new generation], *Vestnik NAN Ukrainy [Bulletin of the National Academy of Sciences of Ukraine]*, 2015, no. 1, pp. 39-48 (in Ukrainian).
17. Konoplya M.M., Kovtun A.I., Mysyura A.G. Mnogoslojnyj material dlya aplikatsij s biologicheskimi-aktivnym pokrytiem [Multilayer material for applications with bioactive coating]. Patent Ukraine, no. 92557, 2014. (In Russian).
18. *Polotna tekstil'nye. Metody opredeleniya gigroskopicheskikh i vodoottalkivayushchikh svoystv: GOST 3816-81 (ISO 811-81)* [Textile fabrics. Methods for determination of hygroscopic and water-repellent properties: State Standard 3816-81 (ISO 811-81)]. Moscow, IPK Standartov Publ., 1997, 12 p. (In Russian).

Original paper

PHYSICO-CHEMICAL PROPERTIES OF A NANOCOMPOSITE HYDROGEL COATING ON A TEXTILE CARRIER FOR THE WOUND TREATMENT

A.I. Kovtun, A.G. Mysyura

*Institute of Applied Problems of Physics and Biophysics of National Academy of Sciences of Ukraine,
Kiev, Ukraine*

DOI: 10.26456/pcascnn/2021.13.717

Abstract: Nanotechnologies using biopolymers are widely used in biomedical applications. In this work, nanocomposite hydrogels based on natural (chitosan, carboxymethylcellulose) and synthetic (polyvinyl alcohol) polymers with silver nanoparticles for application to a textile carrier have been developed. Carboxymethylcellulose dialdehyde and boric acid were used as crosslinking reagents in the creation of hydrogels. Physicochemical properties (sorption capacity in unilateral contact with the model

medium, degree of swelling, vapor permeability, capillarity) of hydrogel coatings on a textile carrier, and the kinetics of the drugs release (lidocaine, dioxidine) included in the hydrogels were determined. It is shown that materials with a two-layer coating are characterized by higher sorption properties relative to saline and a longer release of drugs than materials with a single-layer coating. The release of drugs from the two-layer coatings occurs in two stages with a maximum release within two days. The obtained textile materials with a film nanocomposite hydrogel coating can be used as dressings in the treatment of wounds.

Keywords: hydrogel, silver nanoparticles, textile, chitosan, polyvinyl alcohol, carboxymethylcellulose dialdehyde, drug release kinetics, dressing, wound treatment.

Ковтун Анна Игоревна – к.х.н., научный сотрудник отдела биофизики, Институт прикладных проблем физики и биофизики Национальной академии наук Украины

Мисюра Анатолий Григорьевич – д.б.н., заведующий отделом биофизики, Институт прикладных проблем физики и биофизики Национальной академии наук Украины

Anna I. Kovtun – Ph. D., Researcher, Biophysics Department, Institute of Applied Problems of Physics and Biophysics of National Academy of Sciences of Ukraine

Anatoliy G. Mysyura – Dr. Sc., Head of the Department of Biophysics, Institute of Applied Problems of Physics and Biophysics of National Academy of Sciences of Ukraine

Поступила в редакцию/received: 07.09.2021; после рецензирования/revised: 04.10.2021; принята/accepted 15.10.2021.