

ХІМІЯ ВЫСОКАМАЛЕКУЛЯРНЫХ ЗЛУЧЭННЯЎ
POLYMER CHEMISTRY

УДК 539.23; 691.175.2
<https://doi.org/10.29235/1561-8331-2026-62-2-142-154>

Поступила в редакцию 27.11.2025
Received 27.11.2025

В. В. Николайчук¹, В. И. Куликовская¹, Ду Ван Конг²

¹*Институт химии новых материалов Национальной академии наук Беларуси, Минск, Беларусь*

²*Институт материаловедения Вьетнамской академии наук и технологии, Ханой, Вьетнам*

**ИНТЕРПОЛИЭЛЕКТРОЛИТНЫЕ КОМПЛЕКСЫ
НАНОКОМПОЗИТА ХИТОЗАН-СЕРЕБРО С ПЕКТИНОМ
И ЕГО ПРОИЗВОДНЫМИ И ПОРИСТЫЕ МАТЕРИАЛЫ НА ИХ ОСНОВЕ**

Аннотация. Изучены закономерности формирования и антиоксидантная активность интерполиэлектродитных комплексов (ИПЭК) на основе наноконпозитов хитозан-серебро, пектин-серебро, пектина и окисленного пектина. Разработана методика получения пористых материалов на основе ИПЭК и определены параметры, позволяющие регулировать их структуру и физико-химические свойства. Матрицы на основе ИПЭК характеризуются высокой пористостью (> 95 %) и плотностью (от 15,5 до 28,8 мг/см³). Установлено, что основное влияние на степень деградации пористых материалов в исследуемом временном промежутке (до 7 суток) оказывает качественный состав комплексов (тип полианиона в ИПЭК). Образцы на основе окисленного пектина продемонстрировали наилучшую устойчивость в модельной среде (фосфатно-солевой буфер Дульбекко), сохранив форму и целостность, при этом средняя потеря массы образцов составила 23,4 ± 10,0 %. Полученные пористые материалы на основе ИПЭК могут представлять практический интерес для применения в составе раневых покрытий в качестве активного слоя, несущего антибактериальную и антиоксидантную функции.

Ключевые слова: интерполиэлектродитные комплексы, наноконпозиты хитозан-серебро, пектин, антиоксидантная активность, пористые матрицы, деградация

Для цитирования. Николайчук, В. В. Интерполиэлектродитные комплексы наноконпозита хитозан-серебро с пектином и его производными и пористые материалы на их основе / В. В. Николайчук, В. И. Куликовская, Ду Ван Конг // Весці Нацыянальнай акадэміі навук Беларусі. Серыя хімічных навук. – 2026. – Т. 62, № 2. – С. 142–154. <https://doi.org/10.29235/1561-8331-2026-62-2-142-154>

V. V. Nikalaichuk¹, V. I. Kulikouskaya¹, Do Van Cong²

¹*Institute of Chemistry of New Materials of the National Academy of Sciences of Belarus, Minsk, Belarus*

²*Institute of Materials Science, Vietnam Academy of Science and Technology, Hanoi, Vietnam*

**INTERPOLYELECTROLYTE COMPLEXES OF CHITOSAN-SILVER NANOCOMPOSITE
WITH PECTIN AND ITS DERIVATIVES AND POROUS MATERIALS BASED ON THEM**

Abstract. The paper studies the regularities of formation and antioxidant activity of interpolyelectrolyte complexes (IPECs) based on chitosan-Ag and pectin-Ag nanocomposites, as well as pectin and oxidized pectin. The technique for fabricating porous IPEC-based materials has been developed, and parameters allowing to regulate their structure and physico-chemical properties have been determined. IPEC-based matrices are characterized by high porosity (> 95 %) and a density ranging from 15.5 to 28.8 mg/cm³. It has been established that the qualitative composition of the complexes (the type of polyanion in IPECs) has the main effect on the degree of degradation of the porous materials under the studied time period (up to 7 days). Samples based on oxidized pectin demonstrated the best stability in a model medium (Dulbecco's phosphate-buffered saline), retaining their shape and integrity, while their average mass loss was 23.4 ± 10.0 %. The obtained porous materials based on IPECs may be of practical interest for application in wound dressings as an active layer carrying antibacterial and antioxidant functions.

Keywords: interpolyelectrolyte complexes, polysaccharide-silver nanocomposites, pectin, antioxidant activity, porous matrices, degradation

For citation. Nikalaichuk V. V., Kulikouskaya V. I., Do Van Cong. Interpolyelectrolyte complexes of chitosan-silver nanocomposite with pectin and its derivatives and porous materials based on them. *Vesti Natsyyanal'nai akademii navuk Belarusi. Seriya khimichnykh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Chemical series*, 2026, vol. 62, no. 2, pp. 142–154 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8331-2026-62-2-142-154>

Введение. Одной из важных задач современного материаловедения является разработка новых эффективных и безопасных полимерных материалов для медицины. Несмотря на совершенствование хирургических приемов при проведении оперативных вмешательств и использование современных фармакологических средств, частота осложнений, вызванных специфической или неспецифической раневой инфекцией, остается достаточно высокой. Согласно современным тенденциям лечение хронических ран должно быть максимально атравматичным, при этом должен соблюдаться принцип заживления ран во влажной среде и система DIME: D (Devitalized tissue) – удаление нежизнеспособных, в том числе некротизированных тканей; I (Infection) – подавление инфекции; M (Moisture) – контроль уровня влажности (раневой экссудации); E (Edge) – стимуляция репаративных процессов и/или эпителизации [1].

Перспективными ранозаживляющими материалами, которые способны удовлетворять всем этим критериям, могут быть композиции на основе смесей биополимеров, в том числе их интерполиэлектrolитные комплексы (ИПЭК). В последние годы большое внимание уделяется созданию ИПЭК на основе полисахаридов и их производных, белков, нуклеиновых кислот, что обусловлено высоким потенциалом их практического применения в качестве носителей биологически активных веществ и генетического материала благодаря тому, что они обладают биосовместимостью, биodeградируемостью и собственной биологической активностью [2–5]. При незначительных изменениях внешних параметров (рН, ионная сила растворов, температура и др.) может происходить фазовый переход таких комплексов, что позволяет относить их к так называемым умным (smart) полимерным системам [6–9]. В настоящее время ИПЭК активно исследуются для применения в тканевой инженерии [10, 11], в качестве систем доставки лекарств [12, 13] и раневых покрытий [14–16]. Например, гидрогелевые пленки хитозан/гепарин натрия проявляют высокую прочность на растяжение и водопоглощающую способность, высокую антибактериальную активность *in vitro* в отношении *E. coli* в диапазоне рН от 4 до 9 или при образовании координационных комплексов с металлами (Ag^+ , Zn^{2+} , Ca^{2+} , Cu^{2+} , Fe^{3+}), значительно ускоряют процессы заживления ран *in vivo* на 30–41 % к 21-му дню и обладают способностью к самовосстановлению [14]. Продемонстрирована возможность создания полиэлектролитного комплекса хитозан/хондротинсульфат *in situ* и доказана его хорошая гемо- и цитосовместимость, высокая антибактериальная активность в отношении как грамположительных, так и грамотрицательных бактерий, что способствует заживлению ран, стимулируя рост фибробластов, и делает этот комплекс перспективным материалом для ранозаживляющих покрытий [15].

Для применения пористых материалов на основе ИПЭК в составе раневых покрытий для создания влажной раневой среды и/или в качестве носителей биологически активных веществ, обеспечивающих их пролонгированное высвобождение, они должны быть устойчивы в среде раны. Повреждение кожи часто приводит к локальной потере рогового слоя, что, в свою очередь, нарушает барьерную функцию кожи. Кровотечение помимо разрушения нескольких слоев дермы обнажает внутренние ткани и интерстициальную жидкость с рН ~7,4, изменяя естественную кислую среду кожи (рН 4,0–6,0) [17]. По мере того как рана прогрессирует в сторону заживления, рН становится нейтральным, а потом слабокислым [18]. Среда острых ран имеет приблизительно нейтральный рН, и во время острого заживления раны падению рН способствуют различные факторы, включая гипоксию и повышенную выработку молочной кислоты [17]. рН среды хронических ран находится в диапазоне от 7,15 до 9,25 [19], при этом чем выше рН раны, тем медленнее скорость ее заживления [17, 20].

В связи с этим цель данной работы заключалась в получении пористых материалов на основе ИПЭК нанокомпозитов полисахарид-Ag (хитозан-Ag (Хит-Ag), пектин-Ag (Пект-Ag)), пектина и его окисленной формы, изучении их морфологических и физико-химических характеристик, антиоксидантной активности, а также исследовании деградации полученных материалов в растворе, моделирующем среду хронических ран.

Материалы и методы. Для формирования ИПЭК использовали предварительно синтезированные наноккомпозиты Хит-Ag (на основе хитозана с молекулярной массой 30 кДа и степенью деацетилирования 85 %, Glentham Life Sciences, Великобритания) при массовом соотношении хитозан : AgNO_3 , равным 10 : 1 [21] и Пект-Ag (на основе пектина марки Classic с молекулярной массой 89 кДа и степенью этерификации 38 %, Herbstreith and Fox, Германия) при массовом соотношении пектин : AgNO_3 , равном 25 : 1 [22]. Для введения дополнительных альдегидных групп в макромолекулы пектина использовали стандартную методику окисления периодатом натрия с небольшими модификациями [23, 24]. Для получения окисленного пектина к 100 мл раствора пектина (марки Classic) в ацетатном буфере (10 мг/мл) добавляли 1,832 г периодата натрия (мольное соотношение галактуроновая кислота : периодат натрия составляло 1 : 2) и оставляли при перемешивании на магнитной мешалке в темноте при комнатной температуре в течение 1 ч, затем добавляли 0,4 мл этиленгликоля и перемешивали в течение 1 ч, далее реакционную смесь очищали диализом (целлюлозные диализные трубки, размер пор 14 кДа, Sigma D9527-100FT) против воды в течение суток.

При изучении закономерностей формирования ИПЭК в качестве поликатиона использовали наноккомпозит Хит-Ag (концентрация (Хит) = 1 мг/мл, концентрация (Ag) = 63,4 мкг/мл), а полианиона – пектин (концентрация (Пект) = 1 мг/мл, 2,7 ммоль альдегидных групп на 1 г пектина), окисленный пектин (Пект-Ох, 1 мг/мл, 8 ммоль альдегидных групп на 1 г пектина) и наноккомпозит Пект-Ag (концентрация (Пект) = 1 мг/мл, концентрация (Ag) = 25,4 мкг/мл). Для этого с использованием автоматического титратора МРТ-2 (Malvern, Великобритания) к раствору поликатиона добавляли раствор полианиона в различных объемных соотношениях (от 0,1 до 3,0) и в непрерывном режиме измеряли дзета-потенциал системы в капиллярной одноразовой ячейке DTS1070 (Malvern, Великобритания).

Спектры поглощения записывали на спектрофлуориметре СМ 2203 (Solar, Беларусь) в кварцевой кювете (длина оптического пути – 1 см) при $\lambda = 200\text{--}800$ нм. Все образцы комплексов и исходных наноккомпозитов предварительно разбавляли водой в шесть раз. С использованием программного обеспечения OriginPro рассчитывали площадь пика поверхностного плазмонного резонанса (ППР) исходных наноккомпозитов Хит-Ag и Пект-Ag в различных концентрациях и строили калибровочные кривые. Полученные комплексы центрифугировали (6 000 об/мин, 3 мин), отделяли супернатант и снимали спектр его поглощения. Количество связанного в комплекс серебра рассчитывали по формуле (1):

$$A = \frac{(1 - S_r)100}{S_t}, \quad (1)$$

где A – количество связанного в комплекс серебра, %; S_r – площадь пика ППР в супернатанте после центрифугирования, нм^2 ; S_t – рассчитанная с использованием калибровочных кривых площадь пика ППР образцов, нм^2 .

Восстанавливающую активность полученных ИПЭК и исходных компонентов определяли методом Фолина–Чокальтеу. Коммерчески доступный реактив Фолина–Чокальтеу разбавляли водой в 10 раз. К 120 мкл исследуемого образца определенной концентрации (исходный раствор, 1 мг/мл) добавляли 600 мкл разбавленного реактива Фолина–Чокальтеу. Через 3 мин к смеси добавляли 480 мкл 7,5 % Na_2CO_3 и выдерживали ее 1 ч в темноте, а затем спектрофотометрически измеряли поглощение при $\lambda = 765$ нм в кювете с длиной оптического пути 1 см. В качестве стандарта при расчете восстанавливающей активности исходных полимеров и наноккомпозитов был выбран классический мощный антиоксидант – галловая кислота (ГК), для которой была построена калибровочная кривая зависимости поглощения (D) реакционной смеси галловой кислоты при 765 нм от ее концентрации C (0,01–0,15 мг/мл) в исходном растворе ($D = 10,097 \cdot C - 0,0138$). Результаты измерений представлены в виде массы (в мкг) галловой кислоты, эквивалентной по активности 1 мг исследуемого образца.

Антирадикальную активность наноккомпозитов определяли спектрофотометрически по уменьшению интенсивности поглощения катион-радикалов ABTS^{*+} (2,2'-азино-бис(3-этилбензти-азино-6-сульфоновая кислота). Для получения исходного раствора ABTS^{*+} 7 мМ водный раствор

ABTS смешивали с персульфатом калия (6,6 мг на 10 мл) и разбавляли в ~80–100 раз, чтобы оптическая плотность рабочего раствора при 734 нм составляла около $\sim 0,70 \pm 0,03$. Далее к 1 мл рабочего раствора ABTS^{•+} добавляли 100 мкл образца (0,05–3 мг/мл). В качестве контроля использовали 100 мкл дистиллированной воды. Поглощение раствора (при 734 нм) регистрировали через 6 мин после смешивания. Степень ингибирования радикала рассчитывали по уравнению (2). Методом линейного регрессионного анализа оценивали ингибирующую эффективность IC₅₀ исследуемых образцов, которую определяли как концентрацию анализируемого соединения, при которой количество катион-радикала ABTS^{•+} уменьшается в два раза.

$$I = \frac{D_{\text{контр}} - D_{\text{обр}}}{D_{\text{контр}}} 100, \quad (2)$$

где I – ингибирование радикала, %; $D_{\text{контр}}$ – поглощение реакционной смеси с водой; $D_{\text{обр}}$ – поглощение реакционной смеси с образцом.

Для формирования пористых материалов на основе ИПЭК предварительно готовили водные растворы реагентов Хит-Аг, Пект-Аг, Пект и Пект-Ох с концентрацией по полимеру 15 мг/мл. Для концентрирования нанокомпозиата Пект-Аг с исходной концентрацией 7,5 мг/мл использовали ротормный испаритель (50 °С). Раствор полианиона по каплям добавляли к раствору Хит-Аг при интенсивном перемешивании на магнитной мешалке и оставляли на 1 ч при перемешивании. Объемное соотношение поликатион : полианион (ПК : ПА) при получении положительно, нейтрально и отрицательно заряженных ИПЭК составляло 1 : 0,7, 1 : 1,2 и 1 : 2 (Хит-Аг : Пект-Аг); 1 : 1, 1 : 1,8, 1 : 3 (Хит-Аг : Пект); 1 : 0,8, 1 : 1,3, 1 : 1,9 (Хит-Аг : Пект-Ох) соответственно. Полученные ИПЭК разливали в 35-миллиметровые пластиковые чашки Петри (по 4 мл), замораживали при –18 °С (24 ч) и высушивали на лиофильной сушилке Freezone 1.0 (Labconco, США) при –50,0 °С и 4,0 Па в течение 16 ч. После лиофильной сушки полученные пористые материалы в течение 3 суток хранили в эксикаторе, а затем – в закрытых сосудах при комнатной температуре в защищенном от солнечного света месте.

Морфологию пористых материалов изучали с помощью сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) на приборе JCM-6000Plus (JEOL, Япония). Напыление – платина (30 с), ускоряющее напряжение – 15 кВ, режим высокого вакуума, увеличение $\times 50$. Получали микрофотографии поверхности (сверху и снизу) и среза (на разрыв) материалов.

Для полученных образцов были оценены пористость (P), плотность (D), влагоудержание (η) и степень набухания (W).

Пористость и плотность образцов были определены методом замещения жидкостью. Для этого фрагмент образца с определенной массой погружали в 2 мл этанола (V_1). Через 5 мин измеряли общий объем этанола и пропитанного им скаффолда (V_2). Затем фрагмент удаляли из раствора и измеряли объем оставшегося этанола (V_3).

Плотность и пористость рассчитывали по формулам (3) и (4):

$$D = \frac{m}{(V_2 - V_3)}, \quad (3)$$

$$P = \frac{(V_1 - V_3)}{(V_2 - V_3)} 100, \quad (4)$$

где m – масса образца, г (мг); V_1 – исходный объем спирта, мл; V_2 – объем спирта с образцом, мл; V_3 – объем спирта после извлечения образца, мл.

Влагоудержание и степень набухания пористых материалов определяли весовым методом. Для определения влагоудержания предварительно взвешенные образцы (m_0) погружали в чашки Петри ($d = 35$ мм), содержащие 3 мл дистиллированной воды. Спустя 1 ч образцы извлекали, удаляли излишки влаги помещением на фильтр Шотта на 5 мин и сразу же определяли их массу (m_1). При определении степени набухания образец, выдержанный 1 ч в 3 мл дистиллированной воды, сушили путем промокания на фильтровальной бумаге до тех пор, пока образец не переставал отдавать влагу, с последующим его взвешиванием (m_2).

Влагоудержание (W) и степень набухания (η) рассчитывали по формулам (5) и (6):

$$W = \frac{(m_1 - m_0)}{m_0} 100, \quad (5)$$

где m_0 – масса исходного образца, мг, m_1 – масса образца после удаления избытка влаги, мг;

$$\eta = \frac{(m_2 - m_0)}{m_0} 100, \quad (6)$$

где m_0 – масса исходного образца, мг; m_2 – масса образца после набухания, мг.

ИК-спектры лиофильно высушенных образцов записывали на ИК-Фурье-спектрометре Tensor 37 (Bruker, Германия) в диапазоне частот 4 000–400 см⁻¹. Образцы для исследования (1–3 мг) готовили в таблетках с KBr.

Деградацию пористых матриц на основе ИПЭК изучали *in vitro* в фосфатно-солевом буфере Дульбекко (рН 7,4) при температуре 36,5 ± 0,5 °С в течение 7 суток. Пробирки с буферным раствором термостатировали на водяной бане при температуре 36,5 ± 0,5 °С. Навеску скаффолда определенной массы (14 ± 2 мг) помещали в пробирку, содержащую 10 мл буфера, а затем через определенные промежутки времени (1 ч, 1, 2, 5 или 7 суток) образец извлекали, излишки раствора удаляли фильтровальной бумагой, высушивали при 50–60 °С и повторно взвешивали. Степень деградации определяли по формуле (7):

$$СД = (1 - \frac{m_2}{m_1}) 100, \quad (7)$$

где СД – степень деградации (%), m_1 – исходная навеска образца (мг), m_2 – навеска образца после высушивания (мг).

Результаты и их обсуждение. Закономерности формирования ИПЭК изучали с помощью блока титрования МРТ-2, который позволяет проводить длительные измерения зависимости дзета-потенциала от соотношения реагентов в автоматическом режиме. При взаимодействии хитозана (поликатион) с полианионами (пектин и его производные) формируются ИПЭК за счет электростатических взаимодействий между их ионизированными аминогруппами (NH₃⁺) и карбоксигруппами (COO⁻) соответственно. Полученный ИПЭК может быть также дополнительно стабилизирован гидрофобными и ван-дер-ваальсовыми взаимодействиями, а также водородными связями между различными группами в полимер-полимерных комплексах. При взаимодействии аминогрупп хитозана с альдегидными группами окисленного пектина будут образовываться имины (основания Шиффа). Наличие дополнительной ковалентной связи между макромолекулами пектина и хитозана в ИПЭК будет способствовать увеличению устойчивости материалов на их основе в растворах с высокой ионной силой.

Средняя величина ζ-потенциала исходного нанокомпозита Хит-Аг составляла +44 мВ. При взаимодействии с нанокомпозитом Пект-Аг значение ζ-потенциала частиц в реакционной смеси постепенно уменьшалось (рис. 1, а), что объясняется электростатическим взаимодействием между противоположно заряженными компонентами. Изоэлектрическая точка (дзета-потенциал 0 мВ) регистрировалась при объемном соотношении Пект-Аг : Хит-Аг = 1,11 (см. рис. 1, а). При взаимодействии с пектином значение ζ-потенциала частиц в смеси также, как и в случае с Пект-Аг, уменьшалось (см. рис. 1, а). Изоэлектрическая точка наблюдается при объемном отношении Пект : Хит-Аг = 1,69, что соответствует мольному соотношению NH₂ : CHO = 3,2. В процессе взаимодействия нанокомпозита Хит-Аг с окисленным пектином значение ζ-потенциала частиц в смеси, как и в предыдущих опытах, снижалось постепенно, при этом изоэлектрическая точка была достигнута при Пект-Ох : Хит-Аг = 1,18, что соответствует мольному соотношению NH₂ : CHO = 0,75 (см. рис. 1, а).

При формировании ИПЭК также оценивали долю серебра, связанного в комплекс. При взаимодействии нанокомпозитов Хит-Аг и Пект-Аг наблюдался локальный максимум связывания серебра в ИПЭК при объемных соотношениях Пект-Аг : Хит-Аг = 1,1–1,5. Доля связанного

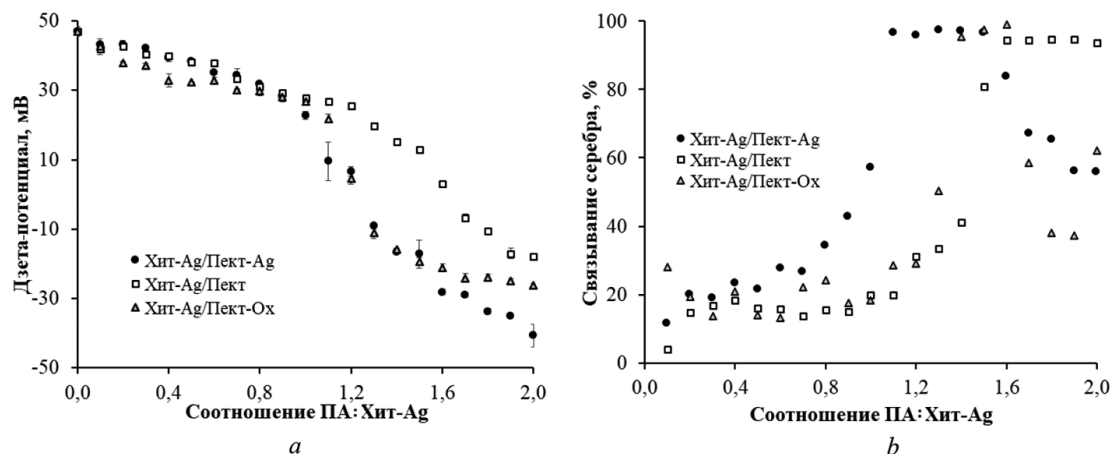


Рис. 1. Зависимость среднего дзета-потенциала реакционной смеси (а) и доли связанного серебра (b) от соотношения компонентов в ИПЭК

Fig. 1. Dependence of the average zeta potential of the reaction mixture (a) and the proportion of the bound silver (b) on the ratio of components in IPECs

серебра при этом составляла более 95 %, а затем постепенно снижалась до ~55 % при увеличении соотношения компонентов в реакционной смеси до 2 (рис. 1, b). При взаимодействии нанокompозита Хит-Аг с пектином доля связанного в ИПЭК серебра составляла более 90 % при объемном соотношении Пект : Хит-Аг $\geq 1,6$ (см. рис. 1, b). Взаимодействие нанокompозита Хит-Аг с Пект-Ох при соотношениях в реакционной смеси Пект-Ох : Хит-Аг от 0,1 до 1,2 приводило к незначительному связыванию серебра в ИПЭК (15–30 %) (см. рис. 1, b). Однако при дальнейшем увеличении содержания окисленного пектина (Пект-Ох : Хит-Аг = 1,4–1,6) наблюдалось резкое увеличение эффективности связывания наночастиц серебра в ИПЭК (> 95 %). При высоких соотношениях Пект-Ох : Хит-Аг (1,8–1,9) доля связанного серебра снижалась до 37 % (см. рис. 1, b).

Принимая во внимание результаты титрования, для получения пористых матриц на основе ИПЭК были выбраны по три соотношения компонентов для каждой композиции: с дзета-потенциалом около +30, 0 и –30 мВ (табл. 1). Установлено, что значение дзета-потенциала комплексов после очистки значительно не изменялось либо возрастало по абсолютному значению, что подтверждает образование стабильных ИПЭК за счет кооперативного электростатического взаимодействия между полиэлектролитами, а также ковалентной связи между аминogруппой поликатиона и альдегидной группой полианиона. Следует отметить, что избыточное содержание полианиона в реакционной смеси приводит к перезарядке всех видов комплексов от +44 до –30 мВ, сохраняющейся после очистки комплексов (методом декантации с последующим редиспергированием в воде) от избытка реагентов, что может свидетельствовать об образовании оболочек пектина и его производных на поверхности комплекса.

При изучении восстанавливающей активности компонентов, используемых для формирования ИПЭК, было установлено, что нанокompозит Хит-Аг обладает в 3,6 раза большей активностью, чем исходный хитозан (см. табл. 1), что свидетельствует о значительном увеличении восстанавливающей активности хитозана после модификации наночастицами серебра. Пектин, окисленный пектин и нанокompозит Пект-Аг обладают слабовыраженной восстанавливающей активностью: ~2–3 мкг-экв ГК/мг (см. табл. 1). Восстанавливающая активность полученных ИПЭК была ниже в 1,4–2,6 раза в зависимости от объемного соотношения реагентов по сравнению с величиной для исходного нанокompозита Хит-Аг, что объясняется снижением доли активного компонента Хит-Аг в комплексе в 1,3–2 раза. Среди полученных образцов наибольшей восстанавливающей активностью (более 21 мкг-экв ГК/мг) обладали ИПЭК Хит-Аг / Пект-и все образцы на основе окисленного пектина (см. табл. 1).

Кривые ингибирования ABTS-радикала в зависимости от концентрации ИПЭК в реакционной смеси представлены на рис. 2. Пектин и окисленный пектин в концентрации 20 мг/мл не проявляют антирадикальных свойств (ингибирование радикала до ~8 %). В табл. 1 представ-

лены значения концентрации полумаксимального ингибирования (IC_{50}), которую удобно использовать для сравнения антиоксидантной активности ИПЭК и нанокompозитов. В ходе анализа было установлено, что антирадикальная активность комплексов Хит-Аг / Пект-Аг⁰ и Хит-Аг / Пект-Аг⁻ была сопоставима с исходным нанокompозитом Хит-Аг – величина IC_{50} составила 0,49; 0,47 и 0,33 мг/мл соответственно (см. табл. 1). Для остальных ИПЭК активность снижалась по сравнению с исходным нанокompозитом Хит-Аг в 2,1–7,4 раза.

Таблица 1. Номенклатура образцов и антиоксидантная активность ИПЭК и исходных компонентов

Table 1. Nomenclature of samples and antioxidant activity of IPECs and initial components

Образец	Соотношение Полианион : Хит-Аг	Обозначение ИПЭК	Восстанавливающая активность, мкг-экв ГК/мг	IC_{50} (по ABTS), мг/мл
Хит-Аг / Пект-Аг	0,7	Хит-Аг / Пект-Аг ⁺	$11,5 \pm 0,2$	0,68
	1,2	Хит-Аг / Пект-Аг ⁰	$13,8 \pm 0,1$	0,49
	2,0	Хит-Аг / Пект-Аг ⁻	$18,4 \pm 0,1$	0,47
Хит-Аг / Пект	1,0	Хит-Аг / Пект ⁺	$17,0 \pm 0,1$	0,95
	1,8	Хит-Аг / Пект ⁰	$16,2 \pm 0,1$	2,01
	3,0	Хит-Аг / Пект ⁻	$21,5 \pm 0,2$	2,45
Хит-Аг / Пект-Ох	0,8	Хит-Аг / Пект-Ох ⁺	$21,5 \pm 0,4$	0,79
	1,3	Хит-Аг / Пект-Ох ⁰	$21,2 \pm 0,1$	1,33
	1,9	Хит-Аг / Пект-Ох ⁻	$22,1 \pm 0,1$	0,75
Хитозан	–	–	$8,4 \pm 1,4$	6,89
Пектин	–	–	$2,9 \pm 0,6$	> 20,00
Пект-Ох	–	–	$3,1 \pm 0,2$	> 20,00
Пект-Аг	–	–	$2,1 \pm 0,2$	1,24
Хит-Аг	–	–	$30,3 \pm 0,4$	0,33

Практический интерес для применения в медицине представляют трехмерные структурированные пористые или волокнистые матрицы на основе полисахаридов и их функциональных производных. Такие материалы могут применяться в качестве ранозаживляющих покрытий или быть одним из их компонентов, так как способны ускорять процессы заживления ран и улучшать результаты лечения за счет создания оптимальной среды для роста новых тканей, а также могут обеспечивать механический каркас для новых клеток. В настоящее время существует огромное количество технологий, позволяющих получать такие пористые матрицы нужных форм, размера и состава (электроформование, фазовое разделение, лиофилизация, газовое вспенивание, выщелачивание, 3D-печать и др.) [25–27].

Для получения пористых матриц ИПЭК был выбран метод лиофильной сушки, основанной на сублимации льда при пониженном давлении из предварительно замороженного образца

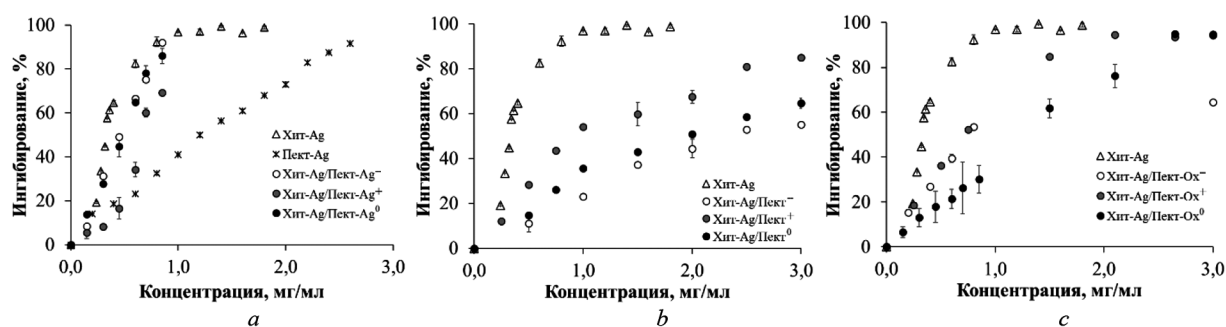


Рис. 2. Зависимость ингибирования радикала ABTS при взаимодействии с ИПЭК Хит-Аг / Пект-Аг (а), Хит-Аг / Пект (b), Хит-Аг / Пект-Ох (c) от концентрации ИПЭК

Fig. 2. Dependence of the inhibition of the ABTS radical upon interaction with Chit-Ag / Pect-Ag (a), Chit-Ag / Pect (b), Chit-Ag / Pect-Ox (c) on the concentration of IPECs

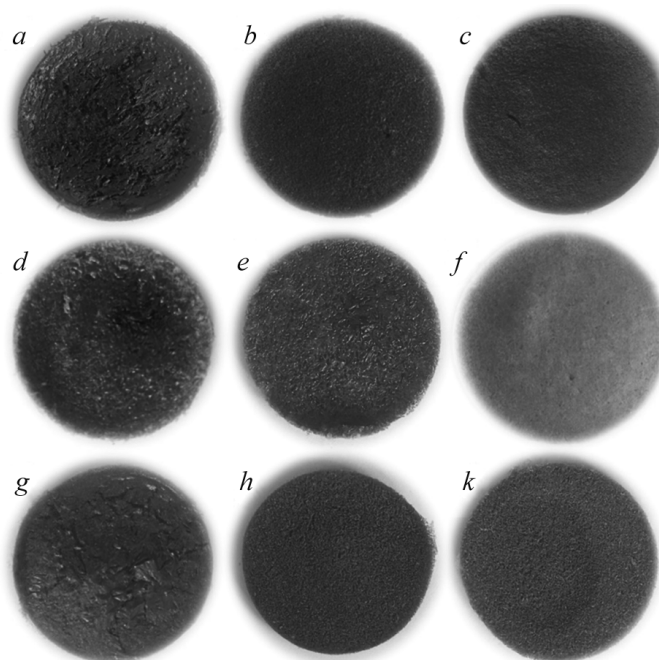


Рис. 3. Фотографии поверхности материалов на основе положительно (*a, d, g*), нейтрально (*b, e, h*) и отрицательно (*c, f, k*) заряженных ИПЭК Хит-Аг / Пект-Аг (*a–c*), Хит-Аг / Пект (*d–f*), Хит-Аг / Пект-Ох (*g–k*)

Fig. 3. Photographs of the surface of materials based on positively (*a, d, g*), neutrally (*b, e, h*) and negatively (*c, f, k*) charged IPECs Chit-Ag / Pect-Ag (*a–c*), Chit-Ag / Pect (*d–f*), Chit-Ag / Pect-Ox (*g–k*)

ИПЭК, что приводит к образованию пористой структуры. Как видно на рис. 3, для материалов на основе положительно заряженных ИПЭК, а также Хит-Аг / Пект-Ох⁰ характерна неоднородная структура и склонность к образованию «корки» на поверхности, что может быть обусловлено неравномерной степенью сшивания образцов, низкой когезией между компонентами, а также наличием избытка серебра, делающего образцы более хрупкими. Образцы с наиболее однородной структурой были получены на основе ИПЭК Хит-Аг / Пект[–], Хит-Аг / Пект-Ох[–] и Хит-Аг / Пект-Ох⁰.

Микроструктура полученных на основе ИПЭК образцов (форма и размер пор, их полидисперсность и т. д.) оценивалась с помощью метода СЭМ. Установлено, что при высоком содержании серебра в ИПЭК, когда в качестве полианиона выступает нанокомпозит Пект-Аг и/или в реакционной смеси имеется избыток нанокомпозита Хит-Аг, наблюдается формирование пористых губчатых структур с чешуйчатообразными перегородками и закрытыми порами на поверхности. Среди полученных материалов Хит-Аг / Пект[–], Хит-Аг / Пект-Ох⁰ и Хит-Аг / Пект-Ох[–] характеризуются наиболее равномерной однородной пористой структурой как на поверхности образца, так и в срезе (рис. 4).

Физико-химические характеристики (плотность, пористость, влагоудержание и влагонабухание) полученных пористых материалов на основе нанокомпозита Хит-Аг с пектином и его производными представлены в табл. 2. Так, наибольшей плотностью обладают образцы на основе окисленного пектина – 22–29 мг/см³, а наибольшей пористостью – образцы на основе нанокомпозита Пект-Аг – 97–98 %. Влагонабухание – это процесс поглощения воды материалом, приводящий к его набуханию и увеличению объема, который зависит от гидрофильности полимеров, структуры пор и химического состава, в то время как влагоудержание – это способность материала удерживать поглощенную влагу в течение определенного времени, связанная с устойчивостью структуры. Влагоудержание образцов увеличивается с ростом доли полианионного компонента (исключение – Хит-Аг / Пект-Ох⁰) и находится в диапазоне от $537,7 \pm 5,6$ до $888,0 \pm 9,0$ % в зависимости от состава ИПЭК. Степень набухания полученных образцов колеблется от $1\,457,2 \pm 132,4$ до $3\,453,0 \pm 206,2$ %, при этом материалы на основе окисленного пектина обладают наименьшей степенью набухания (см. табл. 2).

ИК-спектры пористых материалов на основе ИПЭК и исходных компонентов представлены на рис. 5. Характеристические пики, относящиеся к колебаниям аминогрупп нанокомпозита Хит-Аг (1 639 и 1 564 см^{–1}), ослабевают, смещаются в коротковолновую область (до ~1 619 и ~1 536 см^{–1}) и перекрываются в спектрах ИПЭК. Характеристический пик пектина, относящийся к колебаниям С–ОН в карбоксильной группе (1 411–1 416 см^{–1}), также значительно ослабевает

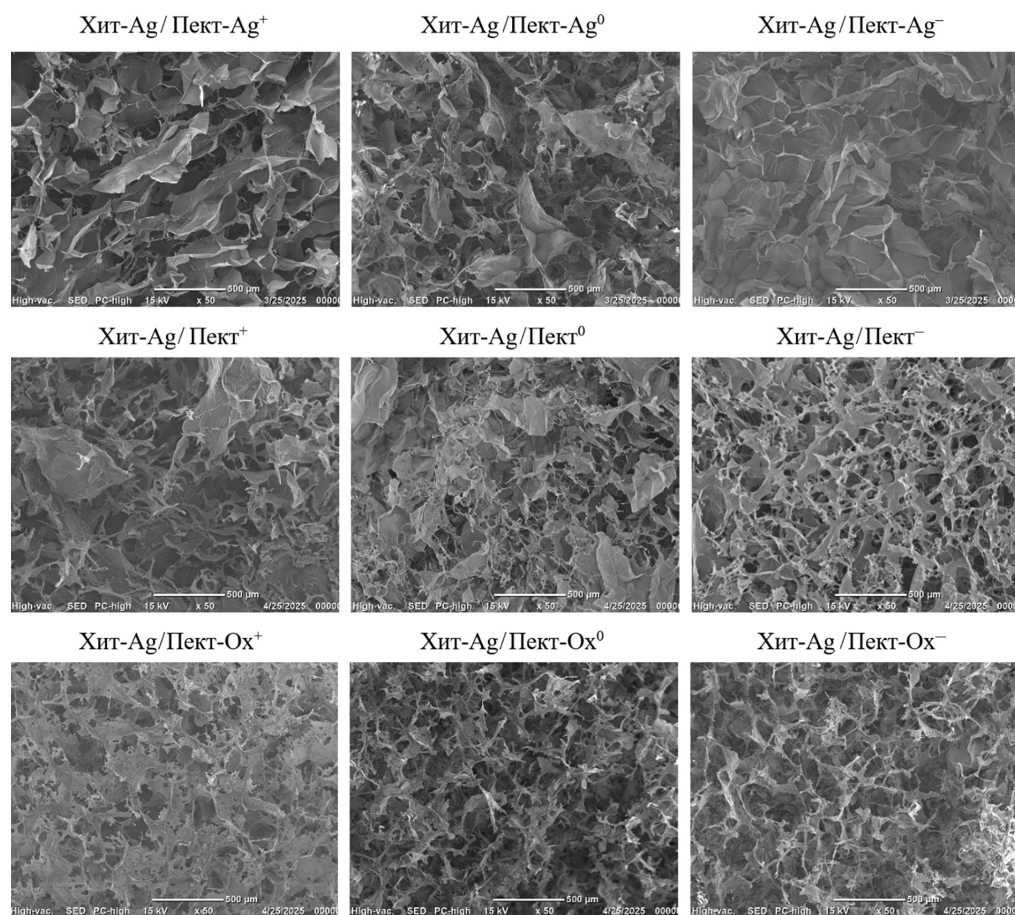


Рис. 4. СЭМ-изображения поверхности материалов на основе ИПЭК

Fig. 4. SEM images of the surface of materials based on IPECs

в спектрах ИПЭК. Наблюдаемые изменения в ИК-спектрах ИПЭК по сравнению с исходными компонентами подтверждают образование кооперативных электростатических связей между аминогруппами хитозана и карбоксильными группами пектина при формировании комплекса. Следует отметить, что полоса при $1\,745\text{--}1\,740\text{ см}^{-1}$, относящаяся к $\text{C}=\text{O}$ -группам пектинов, также становится менее интенсивной в материалах на основе ИПЭК по сравнению с пектином и его производными, что свидетельствует о дополнительном ковалентном взаимодействии аминогрупп хитозана и альдегидных групп пектина с образованием оснований Шиффа.

Таблица 2. Физико-химические характеристики материалов на основе ИПЭК

Table 2. Physicochemical characteristics of materials based on IPECs

Образец	Плотность (D), мг/см^3	Пористость (P), %	Влагоудержание (W), %	Степень набухания (η), %
Хит-Ag / Пект-Ag ⁺	$18,1 \pm 0,6$	$98,3 \pm 0,6$	$537,7 \pm 5,6$	$3\,453,0 \pm 206,2$
Хит-Ag / Пект-Ag ⁰	$20,9 \pm 1,7$	$97,8 \pm 0,8$	$582,7 \pm 32,7$	$3\,012,5 \pm 104,2$
Хит-Ag / Пект-Ag ⁻	$15,5 \pm 0,7$	$98,2 \pm 0,9$	$667,7 \pm 15,3$	$2\,061,5 \pm 71,9$
Хит-Ag / Пект ⁺	$18,0 \pm 2,3$	$95,0 \pm 0,6$	$646,0 \pm 8,2$	$2\,552,0 \pm 288,2$
Хит-Ag / Пект ⁰	$17,7 \pm 0,3$	$97,3 \pm 0,9$	$720,5 \pm 14,3$	$3\,018,1 \pm 198,2$
Хит-Ag / Пект ⁻	$19,3 \pm 0,3$	$96,4 \pm 0,4$	$888,0 \pm 9,0$	$3\,224,9 \pm 295,4$
Хит-Ag / Пект-Ox ⁺	$22,4 \pm 1,6$	$95,0 \pm 0,6$	$705,0 \pm 2,7$	$1\,997,3 \pm 197,7$
Хит-Ag / Пект-Ox ⁰	$23,6 \pm 2,3$	$98,1 \pm 0,7$	$580,2 \pm 20,0$	$2\,005,9 \pm 142,3$
Хит-Ag / Пект-Ox ⁻	$28,8 \pm 2,6$	$96,4 \pm 0,6$	$782,8 \pm 17,4$	$1\,457,2 \pm 132,4$

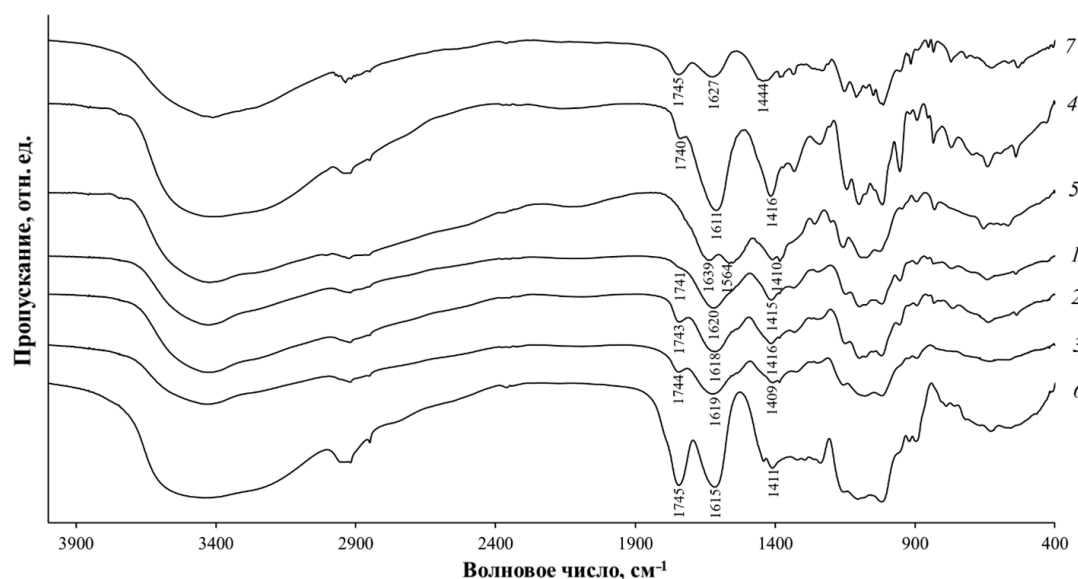


Рис. 5. ИК-спектры пористых материалов на основе ИПЭК Хит-Ag / Пект-Ag⁰ (1), Хит-Ag / Пект⁰ (2), Хит-Ag / Пект-Ox⁰ (3) и их компонентов (Хит-Ag (5), Пект-Ag (4), Пект-Ox (6), Пект (7))

Fig. 5. IR spectra of porous materials based on Chit-Ag / Pect-Ag⁰ (1), Chit-Ag / Pect⁰ (2), Chit-Ag / Pect-Ox⁰ (3) IPECs and their components (Chit-Ag (5), Pect-Ag (4), Pect-Ox (6), Pect (7))

Деградацию полученных пористых материалов изучали *in vitro* в фосфатно-солевом буфере Дульбекко (рН 7,4), моделирующем среду хронических ран [28]. Установлено, что степень деградации образцов в значительной степени зависела от типа полианиона, входящего в состав ИПЭК (рис. 6). Так, степень деградации образцов на основе нанокompозита Пект-Ag не зависела от соотношения полианион : поликатион и времени выдерживания и составляла $39,9 \pm 5,7$ % во всем исследуемом временном промежутке (рис. 6, a).

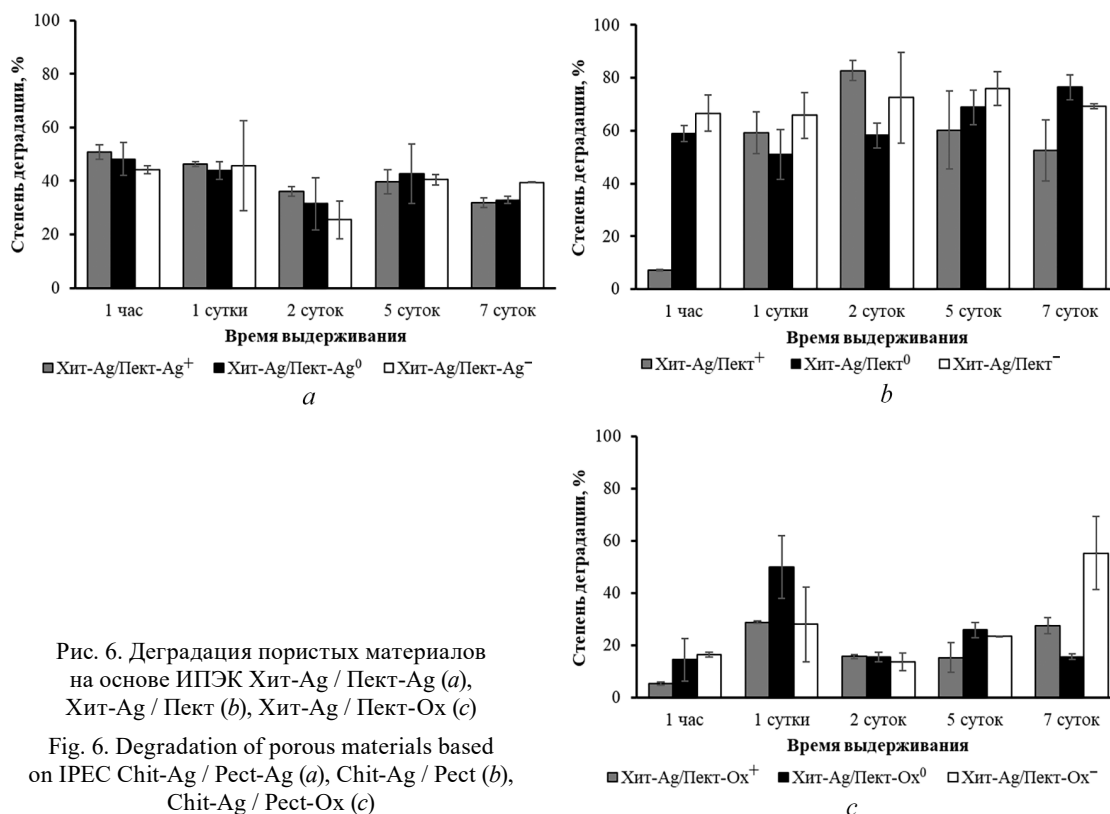


Рис. 6. Деградация пористых материалов на основе ИПЭК Хит-Ag / Пект-Ag (a), Хит-Ag / Пект (b), Хит-Ag / Пект-Ox (c)

Fig. 6. Degradation of porous materials based on IPEC Chit-Ag / Pect-Ag (a), Chit-Ag / Pect (b), Chit-Ag / Pect-Ox (c)

При использовании пектина в качестве полианиона образец на основе положительно заряженного ИПЭК Хит-Аг / Пект⁺ был стабилен в течение первого часа (степень деструкции – $7,1 \pm 0,3$ %), однако при дальнейшем выдерживании в буфере степень его деструкции значительно увеличивалась (до $63,6 \pm 9,5$ %) и становилась сопоставима со значениями для образцов на основе отрицательно и нейтрально заряженных ИПЭК Хит-Аг / Пект⁰ и Хит-Аг / Пект[–] (степень деструкции – $66,3 \pm 6,3$ %) (рис. 6, б).

Образцы на основе Пект-Ох продемонстрировали наилучшую устойчивость в модельной среде, сохранив форму и целостность при выдерживании в буфере, при этом средняя потеря массы образцов составила $23,4 \pm 10,0$ % (рис. 6, с). Таким образом, пористые материалы на основе ИПЭК Хит-Аг / Пект-Ох благодаря их высокой устойчивости в модельной среде хронических ран, высокой степени набухания ($\sim 1460\text{--}2000$ %) и влагоудерживающей способности ($\sim 580\text{--}780$ %) являются оптимальным вариантом в тех случаях, когда требуется максимальное сохранение структуры материала в течение длительного времени.

Заключение. Проведено комплексное исследование закономерностей формирования серебросодержащих ИПЭК, в которые в качестве поликатионного компонента входит наноккомпозит хитозан-Аг, а полианионного – пектин, окисленный пектин или наноккомпозит пектин-Аг. Показано, что, варьируя соотношения реагентов, можно формировать ИПЭК с регулируемой величиной дзета-потенциала. Методом ИК-спектроскопии доказано, что формируемые ИПЭК стабилизируются как за счет электростатического взаимодействия между аминогруппами хитозана и карбоксильными группами пектина, так и за счет ковалентной связи аминогрупп хитозана с альдегидными группами пектина и его производных. Анализ антиоксидантных свойств ИПЭК показал, что наибольшей восстанавливающей активностью (> 21 мкг-экв ГК/мг) обладали образцы на основе окисленного пектина и ИПЭК Хит-Аг / Пект[–]. Максимальную антирадикальную активность, сопоставимую с исходным наноккомпозитом Хит-Аг, показали комплексы Хит-Аг / Пект-Аг⁰ и Хит-Аг / Пект-Аг[–]. Методом сублимационной сушки получены высокопористые материалы (пористость > 95 %) на основе ИПЭК и определены параметры, позволяющие регулировать их структуру и физико-химические свойства. Изучена устойчивость пористых материалов ИПЭК в растворе, моделирующем среду хронических ран, показано, что основное влияние на степень их деградации оказывает тип полианиона в ИПЭК. Определено, что наиболее устойчивы в модельной среде материалы на основе окисленного пектина, которые через 7 суток выдерживания сохраняют свою форму и целостность, а средняя потеря массы образцов составляет $23,4 \pm 10,0$ %. Таким образом, полученные пористые материалы на основе серебросодержащих ИПЭК могут представлять практический интерес для применения в составе раневых покрытий в качестве активного слоя, несущего антибактериальную и антиоксидантную функции.

Благодарности. Работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (проект Х24В-002) и ВАНТ (проект QTBY01.07/24-25).

Acknowledgments. This work was supported by The Belarusian Republican Foundation for Fundamental Research (project X24V-002) and VAST (project QTBY01.07/24-25).

Список использованных источников

1. Snyder, R. J. Components and Quality Measures of DIME (Devitalized Tissue, Infection/Inflammation, Moisture Balance, and Edge Preparation) in Wound Care / R. J. Snyder, C. Fife, Z. Moore // *Advances in Skin & Wound Care*. – 2016. – Vol. 29, № 5. – P. 205. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000482354.01988.b4>
2. Kulikouskaya, V. I. Features of the Formation of Interpolyelectrolyte Complexes Based on Chitosan and Pectin / V. I. Kulikouskaya, M. E. Lazouskaya, V. E. Agabekov // *Theoretical and Experimental Chemistry*. – 2019. – Vol. 54, № 6. – P. 375–385. <https://doi.org/10.1007/s11237-019-09584-8>
3. Interpolyelectrolyte complexes: achievements and prospects / V. Izumrudov, B. Mussabayeva, Z. Kasymova [et al.] // *Russian Chemical Reviews*. – 2019. – Vol. 88, № 10. – P. 1046–1062. <https://doi.org/10.1070/RCR4877>
4. Hydrogels Based on Polyelectrolyte Complexes: Underlying Principles and Biomedical Applications / B. Sim, J. J. Chang, Q. Lin [et al.] // *Biomacromolecules*. – 2024. – Vol. 25, № 12. – P. 7563–7580. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.4c01240>
5. Fabrication and characterization of pectin-based three-dimensional porous scaffolds suitable for treatment of peritoneal adhesions / V. Kulikouskaya, A. Kraskouski, K. Hileuskaya [et al.] // *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*. – 2019. – Vol. 107, № 8. – P. 1814–1823. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36700>
6. Kudaibergenov, S. E. Intra- and Interpolyelectrolyte Complexes of Polyampholytes / S. E. Kudaibergenov, N. Nuraje // *Polymers*. – 2018. – Vol. 10, № 10. – P. 1146. <https://doi.org/10.3390/polym10101146>

7. Effects of Non-Electrostatic Intermolecular Interactions on the Phase Behavior of pH-Sensitive Polyelectrolyte Complexes / L. Li, S. Srivastava, S. Meng [et al.] // *Macromolecules*. – 2020. – Vol. 53, № 18. – P. 7835–7844. <https://doi.org/10.1021/acs.macromol.0c00999>
8. Požar, J. Complexation between polyallylammonium cations and polystyrenesulfonate anions: the effect of ionic strength and the electrolyte type / J. Požar, D. Kovačević // *Soft Matter*. – 2014. – Vol. 10, № 34. – P. 6530–6545. <https://doi.org/10.1039/C4SM00651H>
9. Siband, E. Thermoresponsive Interpolyelectrolyte Complexation: Application to Macromolecular Assemblies / E. Siband, Y. Tran, D. Hourdet // *Macromolecules*. – 2011. – Vol. 44, № 20. – P. 8185–8194. <https://doi.org/10.1021/ma2013817>
10. Evaluation of polyelectrolyte complex-based scaffolds for mesenchymal stem cell therapy in cardiac ischemia treatment / C. Ceccaldi, R. Bushkalova, C. Alfano [et al.] // *Acta Biomaterialia*. – 2014. – Vol. 10, № 2. – P. 901–911. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.10.027>
11. Wet-Spinning of Biocompatible Core–Shell Polyelectrolyte Complex Fibers for Tissue Engineering / Q. Cui, D. J. Bell, S. B. Rauer [et al.] // *Advanced Materials Interfaces*. – 2020. – Vol. 7, № 23. – P. 2000849. <https://doi.org/10.1002/admi.202000849>
12. Hamman, J. H. Chitosan Based Polyelectrolyte Complexes as Potential Carrier Materials in Drug Delivery Systems / J. H. Hamman // *Marine Drugs*. – 2010. – Vol. 8, № 4. – P. 1305–1322. <https://doi.org/10.3390/md8041305>
13. Dubashynskaya, N. V. Nano-Sized Fucoidan Interpolyelectrolyte Complexes: Recent Advances in Design and Prospects for Biomedical Applications / N. V. Dubashynskaya, E. R. Gasilova, Y. A. Skorik // *International Journal of Molecular Sciences*. – 2023. – Vol. 24, № 3. – P. 2615. <https://doi.org/10.3390/ijms24032615>
14. High strength and antibacterial polyelectrolyte complex CS/HS hydrogel films for wound healing / M. Shu, S. Long, Y. Huang [et al.] // *Soft Matter*. – 2019. – Vol. 15, № 38. – P. 7686–7694. <https://doi.org/10.1039/C9SM01380F>
15. Sharma, S. Chitosan-Chondroitin sulfate based polyelectrolyte complex for effective management of chronic wounds / S. Sharma, K. L. Swetha, A. Roy // *International Journal of Biological Macromolecules*. – 2019. – Vol. 132. – P. 97–108. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2019.03.186>
16. Chitosan/hyaluronic acid polyelectrolyte complex hy-drogels in the management of burn wounds / C. Vasile, D. Pieptu, R. P. Dumitriu [et al.] // *The Medical-Surgical Journal*. – 2013. – Vol. 117, № 2. – P. 565–571.
17. Jones, E. M. The Effect of pH on the Extracellular Matrix and Biofilms / E. M. Jones, C. A. Cochrane, S. L. Percival // *Advances in Wound Care*. – 2015. – Vol. 4, № 7. – P. 431–439. <https://doi.org/10.1089/wound.2014.0538>
18. Gethin, G. The significance of surface pH in chronic wounds / G. Gethin // *Wounds UK*. – 2007. – Vol. 3, № 3. – P. 52–56.
19. Wallace, L. A. Challenges and Opportunities of pH in Chronic Wounds / L. A. Wallace, L. Gwynne, T. Jenkins // *Therapeutic Delivery*. – 2019. – Vol. 10, № 11. – P. 719–735. <https://doi.org/10.4155/tde-2019-0066>
20. 2D luminescence imaging of pH in vivo / S. Schreml, R. J. Meier, O. S. Wolfbeis [et al.] // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. – 2011. – Vol. 108, № 6. – P. 2432–2437. <https://doi.org/10.1073/pnas.1006945108>
21. Microwave-mediated synthesis of silver nanoparticles in a chitosan matrix and their antibacterial prospects in combination with antiseptic octenidine / V. V. Nikalaichuk, V. I. Kulikouskaya, K. S. Hileuskaya [et al.] // *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. – 2025. – Vol. 709. – P. 136176. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2025.136176>
22. “Green” approach for obtaining stable pectin-capped silver nanoparticles: Physico-chemical characterization and antibacterial activity / K. Hileuskaya, A. Ladutska, V. Kulikouskaya [et al.] // *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. – 2020. – Vol. 585. – P. 124141. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2019.124141>
23. Functionalization of pectin by periodate oxidation / B. Gupta, M. Tummalapalli, B. L. Deopura [et al.] // *Carbohydrate Polymers*. – 2013. – Vol. 98, № 1. – P. 1160–1165. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2013.06.069>
24. Cross-Linked Pectin Nanofibers with Enhanced Cell Adhesion / S. Chen, S. Cui, H. Zhang [et al.] // *Biomacromolecules*. – 2018. – Vol. 19, № 2. – P. 490–498. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.7b01605>
25. Bioactive Electrospun Scaffolds Delivering Growth Factors and Genes for Tissue Engineering Applications / W. Ji, Y. Sun, F. Yang [et al.] // *Pharmaceutical Research*. – 2011. – Vol. 28, № 6. – P. 1259–1272. <https://doi.org/10.1007/s11095-010-0320-6>
26. Dehghani, F. Engineering porous scaffolds using gas-based techniques / F. Dehghani, N. Annabi // *Current Opinion in Biotechnology*. – 2011. – Vol. 22, № 5. – P. 661–666. <https://doi.org/10.1016/j.copbio.2011.04.005>
27. Polymer scaffold fabrication / M. L. Bedell, J. L. Guo, V. Y. Xie [et al.] // *Principles of Tissue Engineering*. Academic Press. – 2020. – P. 295–315. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818422-6.00018-6>
28. Improved in vitro wound healing in response to a superoxidised solution / K. Daly, C. Ball, H. Thomas [et al.] // *Journal of Wound Care*. – 2024. – Vol. 33, № Sup4. – P. S4–S13. <https://doi.org/10.12968/jowc.2024.33.Sup4.S4>

References

1. Snyder R. J., Fife C., Moore Z. Components and Quality Measures of DIME (Devitalized Tissue, Infection/Inflammation, Moisture Balance, and Edge Preparation) in Wound Care. *Advances in Skin & Wound Care*, 2016, vol. 29, no. 5, pp. 205. <https://doi.org/10.1097/01.ASW.0000482354.01988.b4>
2. Kulikouskaya V. I., Lazouskaya M. E., Agabekov V. E. Features of the Formation of Interpolyelectrolyte Complexes Based on Chitosan and Pectin. *Theoretical and Experimental Chemistry*, 2019, vol. 54, no. 6, pp. 375–385. <https://doi.org/10.1007/s11237-019-09584-8>
3. Izumrudov V. A., Mussabayeva B. K., Kassymova Z. S., Klivenko A. N., Orazzhanova L. K. Interpolyelectrolyte complexes: achievements and prospects. *Russian Chemical Reviews*, 2019, vol. 88, no. 10, pp. 1046–1062. <https://doi.org/10.1070/RCR4877>
4. Sim B., Chang J. J., Lin Q., Wong J. H. M., Ow V., Leow Y., Wong Y. J., Boo Y. J., Goh R., Loh X. J. Hydrogels Based on Polyelectrolyte Complexes: Underlying Principles and Biomedical Applications. *Biomacromolecules*, 2024, vol. 25, no. 12, pp. 7563–7580. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.4c01240>
5. Kulikouskaya V., Kraskouski A., Hileuskaya K., Zhura A., Tratsyak S., Agabekov V. Fabrication and characterization of pectin-based three-dimensional porous scaffolds suitable for treatment of peritoneal adhesions. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 2019, vol. 107, no. 8, pp. 1814–1823. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36700>
6. Kudaibergenov S. E., Nuraje N. Intra- and Inter polyelectrolyte Complexes of Polyampholytes. *Polymers*, 2018, vol. 10, no. 10, pp. 1146. <https://doi.org/10.3390/polym10101146>

7. Li L., Srivastava S., Meng S., Ting J. M., Tirrell M. V. Effects of Non-Electrostatic Intermolecular Interactions on the Phase Behavior of pH-Sensitive Polyelectrolyte Complexes. *Macromolecules*, 2020, vol. 53, no. 18, pp. 7835–7844. <https://doi.org/10.1021/acs.macromol.0c00999>
8. Pozar J., Kovacevich D. Complexation between polyallylammonium cations and polystyrenesulfonate anions: the effect of ionic strength and the electrolyte type. *Soft Matter*, 2014, vol. 10, no. 34, pp. 6530–6545. <https://doi.org/10.1039/C4SM00651H>
9. Siband E., Tran Y., Hourdet D. Thermoresponsive Interpolyelectrolyte Complexation: Application to Macromolecular Assemblies. *Macromolecules*, 2011, vol. 44, no. 20, pp. 8185–8194. <https://doi.org/10.1021/ma2013817>
10. Ceccaldi C., Bushkalova R., Alfarano C., Lairez O., Calise D., Bourin P., Frugier C., Rouzaud-Laborde C., Cussac D., Parini A., Sallerin B., Fullana S. G. Evaluation of polyelectrolyte complex-based scaffolds for mesenchymal stem cell therapy in cardiac ischemia treatment. *Acta Biomaterialia*, 2014, vol. 10, no. 2, pp. 901–911. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.10.027>
11. Cui Q., Bell D. J., Rauer S. B., Wessling M. Wet-Spinning of Biocompatible Core–Shell Polyelectrolyte Complex Fibers for Tissue Engineering. *Advanced Materials Interfaces*, 2020, vol. 7, no. 23, pp. 2000849. <https://doi.org/10.1002/admi.202000849>
12. Hamman J. H. Chitosan Based Polyelectrolyte Complexes as Potential Carrier Materials in Drug Delivery Systems. *Marine Drugs*, 2010, vol. 8, no. 4, pp. 1305–1322. <https://doi.org/10.3390/md8041305>
13. Dubashynskaya N. V., Gasilova E. R., Skorik Y. A. Nano-Sized Fucoidan Interpolyelectrolyte Complexes: Recent Advances in Design and Prospects for Biomedical Applications. *International Journal of Molecular Sciences*, 2023, vol. 24, no. 3, pp. 2615. <https://doi.org/10.3390/ijms24032615>
14. Shu M., Long S., Huang Y., Li D., Li H., Li X. High strength and antibacterial polyelectrolyte complex CS/HS hydrogel films for wound healing. *Soft Matter*, 2019, vol. 15, no. 38, pp. 7686–7694. <https://doi.org/10.1039/C9SM01380F>
15. Sharma S., Swetha K. L., Roy A. Chitosan-Chondroitin sulfate based polyelectrolyte complex for effective management of chronic wounds. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2019, vol. 132, pp. 97–108. <https://doi.org/10.1016/j.ijbio-mac.2019.03.186>
16. Vasile C., Pieptu D., Dumitriu R. P., Panzariu A., Profire L. Chitosan/hyaluronic acid polyelectrolyte complex hydrogels in the management of burn wounds. *The Medical-Surgical Journal*, 2013, vol. 117, no. 2, pp. 565–571.
17. Jones E. M., Cochrane C. A., Percival S. L. The Effect of pH on the Extracellular Matrix and Biofilms. *Advances in Wound Care*, 2015, vol. 4, no. 7, pp. 431–439. <https://doi.org/10.1089/wound.2014.0538>
18. Gethin G. The significance of surface pH in chronic wounds. *Wounds UK*, 2007, vol. 3, no. 3, pp. 52–56.
19. Wallace L. A., Gwynne L., Jenkins T. Challenges and Opportunities of pH in Chronic Wounds. *Therapeutic Delivery*, 2019, vol. 10, no. 11, pp. 719–735. <https://doi.org/10.4155/tde-2019-0066>
20. Schreml S., Meier R. J., Wolfbeis O. S., Landthaler M., Szeimies R. M., Babilas P. 2D luminescence imaging of pH *in vivo*. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2011, vol. 108, no. 6, pp. 2432–2437. <https://doi.org/10.1073/pnas.1006945108>
21. Nikalaichuk V. V., Kulikouskaya V. I., Hileuskaya K. S., Halinouski N. A., Vinh T. Q., Ladutska A. I., Kozerozhets I. V. Microwave-mediated synthesis of silver nanoparticles in a chitosan matrix and their antibacterial prospects in combination with antiseptic octenidine. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2025, vol. 709, pp. 136176. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2025.136176>
22. Hileuskaya K., Ladutska A., Kulikouskaya V., Kraskouski A., Novik G., Kozerozhets I., Kozlovskiy A., Agabekov V. “Green” approach for obtaining stable pectin-capped silver nanoparticles: Physico-chemical characterization and antibacterial activity. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2020, vol. 585, pp. 124141. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2019.124141>
23. Gupta B., Tummalapalli M., Deopura B. L., Alam M. S. Functionalization of pectin by periodate oxidation. *Carbohydrate Polymers*, 2013, vol. 98, no. 1, pp. 1160–1165. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2013.06.069>
24. Chen S., Cui S., Zhang H., Pei X., Hu J., Zhou Y., Liu Y. Cross-Linked Pectin Nanofibers with Enhanced Cell Adhesion. *Biomacromolecules*, 2018, vol. 19, no. 2, pp. 490–498. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.7b01605>
25. Ji W., Sun Y., Yang F., Beucken J. J., Fan M., Chen Z., Jansen J. A. Bioactive Electrospun Scaffolds Delivering Growth Factors and Genes for Tissue Engineering Applications. *Pharmaceutical Research*, 2011, vol. 28, no. 6, pp. 1259–1272. <https://doi.org/10.1007/s11095-010-0320-6>
26. Dehghani F., Annabi N. Engineering porous scaffolds using gas-based techniques. *Current Opinion in Biotechnology*, 2011, vol. 22, no. 5, pp. 661–666. <https://doi.org/10.1016/j.copbio.2011.04.005>
27. Bedell M. L., Guo J. L., Xie V. Y., Navara A. M., Mikos A. G. *Polymer scaffold fabrication. Principles of Tissue Engineering*. Academic Press, 2020, pp. 295–315. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818422-6.00018-6>
28. Daly K., Ball C., Thomas H., Krishnen R. Improved *in vitro* wound healing in response to a superoxidised solution. *Journal of Wound Care*, 2024, vol. 33, iss. Sup4, pp. S4–S13. <https://doi.org/10.12968/jowc.2024.33.Sup4.S4>

Информация об авторах

Николайчук Виктория Викторовна – аспирант, научный сотрудник. Институт химии новых материалов НАН Беларуси (ул. Ф. Скорины, 36, 220084, Минск, Республика Беларусь). E-mail: vical0bcn@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3657-1353>

Куликовская Виктория Игоревна – кандидат химических наук, доцент, заведующий лабораторией. Институт химии новых материалов НАН Беларуси (ул. Ф. Скорины, 36, 220084, Минск, Республика Беларусь). E-mail: kulikouskaya@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-6505-3929>

Ду Ван Конг – доктор химических наук, главный исследователь. Институт материаловедения Вьетнамской академии наук и технологии (ул. Хоанг Куок Вьет, 18, район Каугай, Ханой, Вьетнам). E-mail: dvcong@ism.vast.vn; <https://orcid.org/0000-0002-0024-1424>

Information about the author

Nikalaichuk Viktoryia V. – Postgraduate Student, Researcher. Institute of Chemistry of New Materials of the National Academy of Sciences of Belarus (36, F. Skorina Str., 220084, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: vical0bcn@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3657-1353>

Kulikouskaya Viktoryia I. – Ph. D. (Chemistry), Associate Professor, Head of the Laboratory. Institute of Chemistry of New Materials of the National Academy of Sciences of Belarus (36, F. Skorina Str., 220084, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: kulikouskaya@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-6505-3929>

Do Van Cong – Dr. Sci. (Chemistry), Principal Investigator. Institute of Materials Science, Vietnam Academy of Science and Technology (18, Hoang Quoc Viet Street, Cau Giay District, Hanoi, Vietnam). E-mail: dvcong@ism.vast.vn; <https://orcid.org/0000-0002-0024-1424>