

5. Д.А.Мусаханов, А.Т. Тулегенова, В.М. Лисицын, М.Г. Голковский, Ж.Т. Карипбаев, А.И. Купчишин, С.А. Степанов. Влияние отжига на люминесценцию ИАГ:Се и ИАГГ:Се керамики, синтезированной в поле радиации // Изв. РАН. – 2020. – Т. 84. – С. 969 – 972.
6. Li T, Wu J, Xiao X, Zhang B, Hu Z, Zhou J, Yang P, Chen X, Wang B and Huang L. Band gap engineering of MnO₂ through in situ Al-doping for applicable pseudo capacitors // RSC Advance. – 2016. – V. 6. – P. 13914 – 13919.

Чжан Цзубан (Китай)

Томский политехнический университет, г. Томск

Научный руководитель: Лямина Галина Владимировна,
канд. хим. наук, доцент

РАЗРАБОТКА ПОЛИМЕРНЫХ ГИДРОГЕЛЕЙ НА ОСНОВЕ ХИТОЗАНА

Введение. Тестирование металлических, керамических и других материалов, используемых в медицине, обычно проводят в жидких средах. Как правило это электролиты, содержащие ионы, которые присутствуют в организме человека. Такой подход имеет ряд ограничений, обусловленных тем фактом, что исследование необходимо проводить в средах, которые идеально имитируют среду человека.

Человеческий организм представляет собой в упрощенном виде жидкость, распределенную между костной и мышечной тканью. На межфазных границах раздела процессы протекают иначе. Поэтому актуальной является разработка модельных сред, имитирующих организм человека для изучения превращений материалов на границах раздела.

Для этих целей можно использовать гели на основе хитозана, аминополисахарида, который добывается из хитиновых оболочек ракообразных морских животных. Имитацию костной ткани можно провести, добавляя в гель нерастворимые соли кальция. Получение такого геля – цель данной работы.

Методы получения гелей на основе хитозана. Сам хитозан можно получить непосредственно гидролизом разветвленных цепей природного хитина. В свою очередь хитозановые гидрогели получают, например, сшивкой водорастворимого полимера и методами привитой сополимеризации.

Чжай Яньфэй показал в [1], что основная цепь хитозана содержит большое количество гидрофильных групп, аминогруппа в положении 2, часто используется в качестве «точки сшивания», которая может реагировать с бифункциональными агентами, такими как формальдегид, глутаральдегид, метиленбисакриламид, и пр. В случае применения такого подхода получается гель с химическими сшивками.

Авторы [2] получали гели на основе хитозана и полиакриламида с помощью реакции сополимеризации. Из полиакриламида и его производных получают термочувствительные гидрогели, которые используются в областях контролируемого высвобождения лекарственных средств, контроля ферментативных реакций и получения биоразлагаемых материалов. Данный сополимер обладает как свойствами полиакриламида (чувствительностью к pH), так и хитозана.

В работе [3] предложены одно и двухстадийные методы приготовления криогелей на основе хитозана или желатина. В качестве сшивающих агентов использовали нетоксичные и биоразлагаемые вещества, такие как окисленный декстран и 1,1,3,3-тетраметоксипропан. Криогель получается без использования вредных соединений, поэтому его можно напрямую использовать в качестве биосовместимого и биоразлагаемого каркаса для культивирования клеток и других биомедицинских приложений.

Получение геля на основе хитозана и частиц карбоната кальция. В нашей работе использовали – для получения геля из хитозана (ХТ) составы, приведенные в таблице 1.

Таблица 1

Составы гелей на основе хитозана. $m(ХТ) = 400$ мг

Растворитель	№	ПЭГ, г	Лимон- ная кислота	№	ПЭГ, г	Лимон- ная кислота	CaCO ₃ , мг
20 мл 2 % CH ₃ COOH в H ₂ O	1.1	4	-	1.1*	4	-	40
20 мл 2 % CH ₃ COOH в растворе Рингера	1.2	4	-	1.2*	4	-	40
20 мл 2 % CH ₃ COOH в растворе 0,9 % NaCl	1.3	4	-	1.3*	4	-	40
20 мл 2 % CH ₃ COOH в H ₂ O	2.1	–	1 г	2.1*	–	1 г	40

Для имитации жидкой среды использовали раствор Рингера и хлорид натрия. Полиэтиленгликоль 1500 (ПЭГ) использовали, как сшивающий агент, обеспечивающий межмолекулярные взаимодействия внутри матрицы. Для этих же целей использовали лимонную кислоту. В качестве вещества, имитирующего костную ткань, использовали карбонат кальция.

Смеси готовили в емкостях с крышкой. Сначала всыпали хитозан, затем добавляли растворитель перемешивали и оставляли на сутки до полного растворения хитозана. После этого вводили в ряд растворов ПЭГ или лимонную кислоту. Затем растворы оставляли на сутки. Потом добавили 40 мг наночастиц CaCO_3 . Из полученных растворов или суспензий получали пленки.

Для изучения процесса образования пленок изучали скорость изменения массы растворов до образования пленки. В табл. 2 приведены данные изменения массы для матриц с частицами карбоната кальция, а на рис. 1 представлены процентные изменения массы для двух составов гелей с частицами и без них.

Данные таблицы показывают, что масса гидрогелей на основе хитозана меняется относительно плавно в течение всего времени. Добавление электролитов в состав матрицы снижает скорость испарения, а лимонной кислоты увеличивает скорость потери массы. Соли электролитов ионизуют полимерные молекулы, оказывая расширяющее действие на матрицу, что увеличивает свободный объем. Сравнивая конечные цифры, можно отметить, что добавление хлорида натрия и раствора Рингера увеличивает массу геля в среднем на 20 %. Лимонная кислота служит сшивающим агентом и оказывает сжимающее действие на гель: по сравнению с первым составом матрица теряет порядка 50 % жидкости.

Таблица 2

Данные изменения массы в процессе испарения воды из растворов

Время, ч	1.1*	1.2*	1.3*	1.4*
0	15,74	17,17	18,05	14,90
4	15,25	16,74	17,62	14,47
25	12,85	14,33	14,70	11,28
28	12,59	14,06	14,44	11,01
74	8,85	10,03	10,51	7,27
96	7,64	8,90	9,41	6,07
168	3,93	5,01	5,37	1,30
192	3,85	4,91	5,32	1,26

Введение частиц в систему (кривые 1.1* и 1.2* на рис.1.) приводит к значительному падению скорости удаления воды из матрицы. В случае, если частицы остаются в составе хитозанового геля в неизменном виде эффект был бы обратным.

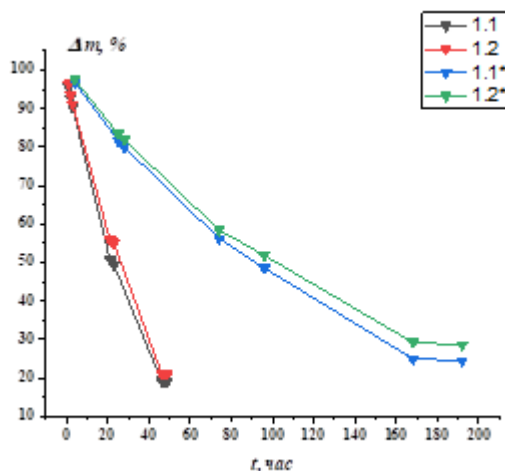


Рис. 1. Изменение массы гидрогеля на основе хитозана с частицами CaCO_3 . Начальный объем гидрогеля ≈ 20 мл.

Частицы ослабляют межмолекулярные связи в полимере и приводят к увеличению скорости испарения воды, особенно на последней стадии процесса. Обратный эффект связан с тем, что наблюдается частичное или полное растворение частиц, результатом которого является наличие, видимо, химических сшивок в матрице, которые образуются при взаимодействии ионов кальция с функциональными группами хитозана и полиэтиленгликоля. Для точного подтверждения этого предположения необходимо провести ИК-анализ гелей, однако по визуальным характеристикам гелей исходных растворов – они прозрачные (рис. 2) – можно сделать вывод, что карбонат кальция практически полностью растворяются. Видно, что добавление соли кальция значительно меняет текстуру геля, делая ее менее однородной.

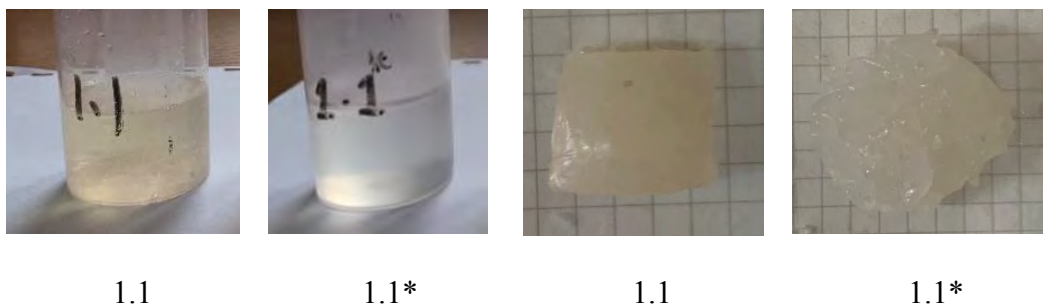


Рис. 2. Фотографии растворов и гидрогелей на основе хитозана с частицами CaCO_3

Заключение. В результате работы были получены составы гелей, которые можно использовать как тест системы для оценки коррозии медицинских сплавов. Для их дальнейшего использования необходимо оценить их стабильность при нахождении на воздухе, подобрать необходимую толщину пленок.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Zhai Y. Preparation and properties of hydroxypropyl chitosan gel [D]. // Jinan University. - 2005. -Т.5 -№.23.
2. Yu M. Preparation and properties of polyacrylamide hydrogel with grafted chitosan// Tianjin Chemical Industry. -2006.-Т.20. -№.3.
3. Dana A., Madina S., Salimgerey A., Dmitriy B. Biocompatible scaffolds based on natural polymers for regenerative medicine// International Journal of Biological Macromolecules. -2018. -Т.114– С.324–333

Чжао Чжэнчуань (Китай)

Томский политехнический университет, г.Томск

Научный руководитель: Годымчук Анна Юрьевна,
канд. техн. наук, доцент

КОЛЛОИДНЫЕ СВОЙСТВА НАНОЧАСТИЦ В ПРЕСНОЙ ВОДЕ: ВЛИЯНИЕ РАЗМЕРА

Введение

Наночастицы (НЧ) оксида железа потенциально могут применяться для доставки лекарств, магнитной гипертермии, контрастного агента МРТ, магнитного разделения [1], и в результате растущей производственной деятельности попадать в окружающую среду. При этом известно, что при определенных условиях в поверхностных водах НЧ могут оказывать токсичное действие на беспозвоночных [2], рыб [3] и гидрофиты [4].

Из литературы известно, что токсичность наночастиц в поверхностных водах сильно связана с их коллоидными свойствами, которые, в свою очередь, зависят от размера частиц. Например, в работе [5] показано, что при уменьшении размера от 16 до 6 нм значительно усиливается агрегация наночастиц Au, при этом увеличивается токсичность. В другой работе на примере наночастиц Au показан противоположный эффект [6].

Не смотря на актуальность, экспериментальных данных о поведении наночастиц крайне недостаточно. Поэтому целью данного исследования