

## СТРУКТУРА, ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ И МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА МАГНИТОАКТИВНЫХ КОНДУИТОВ ДЛЯ ИНЖЕНЕРИИ НЕРВНОЙ ТКАНИ

Л. Е. Шлапакова, М. А. Сурменова

Научный руководитель – д.т.н., профессор Р. А. Сурменев

*Национальный исследовательский Томский политехнический университет  
634050, Россия, г. Томск, пр-т Ленина, д. 30, les2@tpu.ru*

Нервная система человека, включая центральную (ЦНС) и периферическую (ПНС) системы, контролирует функции всех органов. В сравнении с ЦНС, которую защищает костная ткань и гематоэнцефалический барьер, ПНС намного более уязвима для токсинов и травм вследствие болезней, аварий, операций и т. п. Повреждения ПНС ведут к потере сенсорной и моторной функций конечностей, что может привести к длительной потере трудоспособности и инвалидности пациентов. Повреждения периферических нервов длиной свыше 1–2 см требуют операций по восстановлению их функции. Ежегодно в России в проведении таких операций нуждается от 4 до 7 тысяч человек [1]. На данный момент «золотым стандартом» восстановления нервов является имплантация донорского нерва. Этот метод обладает рядом недостатков, а именно: нехватка доноров, неполное восстановление функций нерва, отторжение донорского нерва, риски инфекций и нейром, необходимость повторных операций. Поэтому активно ведется поиск альтернативных методов восстановительной терапии, например, имплантация биоактивных биоразлагаемых материалов, которые способны стимулировать восстановление поврежденных нервов.

Конduit для регенерации нервной ткани представляет собой трубку, которую имплантируют в область повреждения нерва. Кондуиты обеспечивают топографические, биохимические и/или физические стимулы для регенерации аксонов, которые растут от проксимального конца поврежденного нерва к дистальному внутри трубки [2]. При этом конduit обеспечивает механическую поддержку и физическую защиту новой ткани в окружающей среде. Пористая микроволокнистая структура кондуита способствует переносу питательных веществ и газов между внешней и внутренней средой кондуита, а также активному прикреплению и росту клеток. Для получения подобных структур с контролируемой структурой и механическими свойствами

широко применяется электроформование полимеров [3].

Целью данного исследования является получение электроформованных магнитоактивных кондуитов на основе поли-3-оксибутирата (ПОБ) и 8 мас. % наночастиц магнетита (МНЧ), модифицированных лимонной кислотой, а также комплексное исследование их свойств для применения в инженерии нервной ткани. ПОБ является биосовместимым биоразлагаемым полимером бактериального происхождения, который обладает пьезоэлектрическими свойствами; магнетит ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ) широко применяется в биомедицине благодаря его биосовместимости и высоким магнитным характеристикам. Значения намагниченности насыщения синтезированных МНЧ и композитного кондуита ПОБ/ $\text{Fe}_3\text{O}_4$  составляют  $61,9 \pm 0,3$  и  $7,4 \pm 0,1$  эме/г, соответственно, что обеспечивает магнитную стимуляцию регенерации нервной ткани. Диаметр волокон и пористость кондуита ПОБ/ $\text{Fe}_3\text{O}_4$  составляют  $1,2 \pm 0,1$  мкм и  $82,3 \pm 1,1$  %, соответственно. Методом атомной силовой микроскопии (АСМ) установлено улучшение нанотопографии композитного кондуита за счет внедрения МНЧ, что подтверждается увеличением средней шероховатости ( $R_a$ ) от  $11,2 \pm 1,9$  до  $19,4 \pm 5,5$  нм. Развитая удельная поверхность композитного кондуита обеспечивает значительную площадь для клеточной адгезии и пролиферации. Рентгенофазовый анализ позволил предположить увеличение содержания электроактивной  $\beta$ -фазы ПОБ после добавления МНЧ, которая может обеспечивать пьезоэлектрическую стимуляцию восстановления нервного повреждения [4]. Методом дифференциальной сканирующей калориметрии установлено снижение степени кристалличности композитного кондуита ПОБ/ $\text{Fe}_3\text{O}_4$  от 59 до 54 % в сравнении с исходным кондуитом ПОБ вследствие агломератов МНЧ, которые ограничивают мобильность цепей и кристаллизацию полимера. Механические испытания на растяжение выявили увеличение пластичности кондуитов при добавлении

МНЧ, которая предпочтительна для инженерии мягких тканей, таких как нервы. Модуль Юнга кондуита ПОБ/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> снижается от 468 ± 11 до 221 ± 52 МПа, в то время как удлинение до разрыва значительно увеличивается от 18 ± 4 до 29 ± 3 % в сравнении с кондуитом из чистого ПОБ. Повышенная пластичность композита может быть связана с улучшенным межфазовым взаимодействием между МНЧ и полимерной матрицей за счет функционализации магнетита лимонной кислотой. В результате, механические характеристики кондуита ПОБ/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> сопостави-

мы с коммерческими материалами (напр., с кондуитом Neurolac®) [5].

Полученные магнитоактивные композитные кондуиты ПОБ/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> являются перспективным материалом для клинической терапии повреждений ПНС.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ (проект № 20-63-47096). Выражаем благодарность Мухортовой Ю. Р. за помощь в синтезе магнетита, Парию И. за проведение измерений АСМ и Вагнеру Д. В. за проведение магнитометрии.

### Список литературы

1. Журбин Е. А. Дисс. канд. мед. наук. – С.-П.: Воен.-мед. акад. им. С. М. Кирова, 2018. – 147 с.
2. Behtaj S., Ekberg J. A. K., St John J. A. // *Pharmaceutics*, 2022. – 14. – 2. – 219.
3. Lee S., Patel M., Patel R. // *European Polymer Journal*, 2022. – 111663.
4. Orkwis J. A. et al. // *Biomaterials Advances*, 2022. – 140. – 213081.
5. Zhang X. F. et al. // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 2011. – 4. – 7. – 1266–1274.

## ПРИМЕНЕНИЕ ГИДРОГЕЛЕЙ НА ОСНОВЕ ЯБЛОЧНОГО ПЕКТИНА В КАЧЕСТВЕ МОДЕЛЬНЫХ СРЕД ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ КОРРОЗИИ МАГНИЕВОГО СПЛАВА

И. Янь, Я. Лю, О. В. Дубинина

Научный руководитель – к.х.н., доцент О. В. Дубинина

Национальный Исследовательский Томский Политехнический университет  
634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, dubininaov@tpu.ru

На сегодняшний день применение различных видов имплантов в медицине растет в геометрической прогрессии. Металлические конструкции на основе магния и магниевых сплавов, могут быть использованы в качестве биodeградируемых имплантатов. Магний биосовместим, легок, имеет модуль упругости, схожий с человеческой костью (около 45 ГПа), к тому же, продукты растворения магния (Mg<sup>2+</sup>) являются не токсичными для организма [1].

Процессы, протекающие в жидкой среде с металлом, отличаются по природе и механизму от процессов, происходящих на границе раздела «полимерный гель – металл». Реакции в растворе имеют высокую скорость протекания, в отличие от реакций в полимерном геле. Здесь процессы замедленны, зачастую затруднен отвод продуктов реакции от места ее протекания. В связи с этим, необходимо исследовать коррозию металлов как в среде полимерного геля, так и в жидкой среде [2].

Данная работа посвящена испытанию коррозионной устойчивости магниевого сплава AZ91A в среде полимерного геля на основе яблочного пектина. Исследуемый полимерный гель содержит функциональные группы, которые входят в состав аминокислот, ферментов, пептидов и т. д. (–COOH, –OH, –CH<sub>3</sub>).

Для получения полимерных гелей были использованы: яблочный пектин, вода, раствор Рингера, наночастицы CaCO<sub>3</sub> и костная ткань. Гели применяли в работе в виде цилиндров и тонких пленок (рис. 1).

Процесс формирования полимерной пленки является важным этапом, определяющим ее дальнейшие эксплуатационные характеристики при контакте с металлом [3]. Введение в состав геля наночастиц CaCO<sub>3</sub> и костной ткани повышает устойчивость полимерной матрицы за счет образования межмолекулярных связей с функциональными группами полимера (рис. 1).

Влияние полимерных гелей на поверхность магниевого сплава, после 5 суток контакта пред-