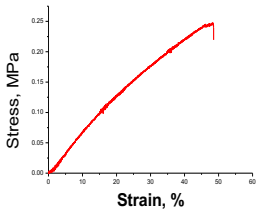

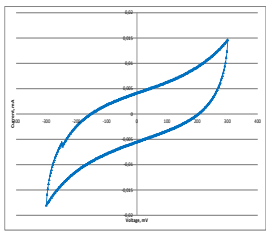

Рис. 1. Кривая деформации образца Рис. 2. ВАХ БТЭ с электродом из геля

Первые результаты применения электропроводящих гидрогелей в электродах биотопливных элементов и биосенсоров продемонстрировали хорошие электрохимические характеристики и большой (более 10 дней) срок работы. Так как выбранная система включает только биосовместимые полимеры, а метод получения не вносит дополнительных веществ, то полученный материал перспективен в качестве электродов для имплантируемых устройств.

Литература.

1. *C. Yang, Z. Suo,* Hydrogel ionotronics, Nat. Rev. Mater. 3 (2018)
2. *J. Necas, L. Bartosikova,* Veterinarni Med., 58, 2013 (4): 187–205

УДК 577.359

Электроспиннинг матриксов с регулярным рельефом для изучения морфологии кератиноцитов линии HaCaT

А.С. Богданова[1,2], А.И. Соколова[2,3], Е.Р. Павлова[1,2], Д.В. Багров[2,3], Д.В. Клинов[1,2]

[1] Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет)
[2] Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научно-клинический центр физико-химической медицины Федерального медико-биологического агентства»
[3] Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова»

Электроспиннинг представляет собой технологию изготовления полимерных микро- и нановолокон. Под действием электростатических сил в процессе электроспиннга формируется струя раствора полимера, которая по мере испарения растворителя превращается в твёрдое волокно, а множество таких волокон образует нетканый наноматериал. Подобные материалы используются в качестве фильтров, катализаторов, элементов защитной одежды и в других приложениях [1].

Использование биосовместимых и биоразлагаемых полимеров, в том числе биополимеров, для изготовления нетканых материалов открывают возможности их биомедицинских приложений, например, для решения задач тканевой инженерии, локальной доставки и пролонгированного высвобождения лекарственных агентов (в частности – терапии опухолей, лечении раневых и ожоговых поверхностей) [2,3]. Различные коллекторные системы и методы постобработки нетканых материалов позволяют создавать матриксы с различной поверхностной структурой, плотностью и степенью ориентированности волокон. Состав и структура материала могут влиять на морфологию, дифференцировку и пролиферацию клеток, выращенных на данном материале [4].

В данной работе методом электроспиннинга были изготовлены матриксы с регулярным рельефом (patterned mats). Они состояли из смеси полилактида (ПЛА) и желатина (ПЛА: желатин = 1:1), в качестве растворителя использовали гексафторизопропанол. Для получения рельефа (упорядоченной укладки волокон) в качестве коллектора использовалась стальная сетка из прутьев толщиной 40 мкм с размером ячейки 50 мкм. Мы исследовали влияние поверхностной структуры матрикса на морфологию кератиноцитов человека линии HaCaT, в качестве контроля использовали матриксы без рельефа того же состава (ПЛА: желатин = 1:1 в ГФИП).

Матриксы с рельефом имели зоны более плотной упаковки волокон, соответствующие прутьям стальной сетки коллектора, и менее плотной – в ячейках сетки. Также матриксы с рельефом имели области радиальной ориентации волокон в узлах плетёной стальной сетки. На рис. 1 приведены изображения кератиноцитов HaCaT, выращенных на рельефных и контрольных матриксах, полученные методом СЭМ. Было обнаружено, что рельеф и участки из выравненных волокон не

оказывает существенного влияния на морфологию поверхности клеток (их шероховатость, количество отростков).

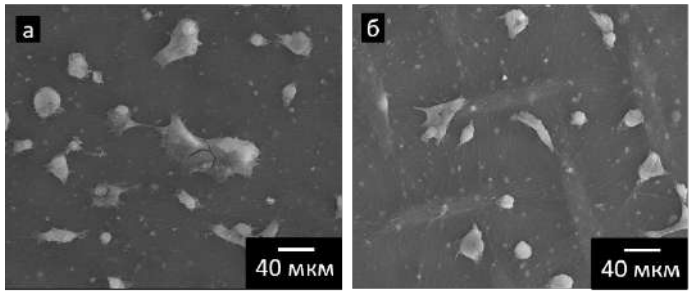

Рис. 1. Снимки СЭМ кератиноцитов НаСаТ на матриксах из смеси ПЛА-желатин в ГФИП. (а) – контрольные, матриксы без рельефа; (б) – матриксы с рельефом.

С помощью конфокальной микроскопии были вычислены такие параметры, как площадь клеток и ядер, а также соотношение сторон (aspect ratio, AR) ядра. Средние значения параметров представлены в таблице 1. Мы получили, что площади клеток и ядер немного увеличиваются при переходе от матрикса без рельефа к матриксу с рельефом, а AR – уменьшается (по непараметрическому критерию Манна-Уитни различия с контролем статистически значимы, $p<0,05$). Увеличение площади клеток может говорить об их лучшем распластывании на поверхности матриксов с рельефом.

Тип матрикса	**Ядра**		**Клетки**
	Площадь, мкм^2	**AR**	**Площадь, мкм^2**
Контроль (без рельефа)	93 ± 20	1,4 ± 0,2	165 ± 65
С рельефом	105 ± 27	1,3 ± 0,2	187 ± 77

Таб. 1. Средние значения площади клеток и ядер, AR ядер

Таким образом, мы обнаружили, что изготовленные нами матриксы с рельефом не оказывают существенного влияния на морфологию поверхности кератиноцитов, однако площадь клеток увеличивается при росте на матриксе с рельефом. В дальнейшем планируется изучение влияния рельефа полученных матриксов на пролиферацию кератиноцитов.

Работа выполнена при финансовой поддержке РНФ (грант №17-75-30064).

Литература

1. *Wendorff J.H., Agarwal S., Greiner A.* Electrospinning : Materials, Processing, and Applications. John Wiley & Sons, 2012. 481 p.
2. *Buschle-Diller G., Hawkins A., Cooper J.* Electrospun nanofibers from biopolymers and their biomedical applications // Modified Fibers with Medical and Specialty Applications. Springer Netherlands, 2006. P. 67–80.
3. *Supaphol P. et al.* Electrospinning of biocompatible polymers and their potentials in biomedical applications // Adv. Polym. Sci. Springer, Berlin, Heidelberg, 2012. V. 246, № 1. P. 213–240.
4. *Denchai A., Tartarini D., Mele E.* Cellular Response to Surface Morphology: Electrospinning and Computational Modeling. // Front. Bioeng. Biotechnol. Frontiers Media SA, 2018. V. 6. P. 155.

УДК 541.138

Электрохимические редокс-потенциалы нитроксильных производных биополимера хитозана по данным молекулярно-динамического моделирования и квантово-химических расчетов

В.Б. Крапивин[1], В.Б. Лужков[1,2]

[1]Институт проблем химической физики РАН
[2]Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова

Хитозан представляет собой полисахарид, который получают гидролизом природного биополимера хитина. Хитозан обладает широким спектром биологической активности, включающим