

Очевидно, что режимы процесса пиролиза (температура и время) значительно влияют на характеристики наполнителей - модификаторов, что в свою очередь приводит к получению ПКМ с отличающимися прочностными свойствами.

Список литературы

1. Батаев А.А., Батаев В.А. Композиционные материалы: строение, получение, применение: Учебник. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2002.-384 с.
2. Андреева И.Н., Веселовский Е. В., Наливайко Е.И. и др. Сверхвысокомолекулярный полиэтилен высокой плотности./ Под ред. И.И Андреевой.- Л.: Химия, 1982,-80с
3. Кондратюк А.А., Клопотов А.А., Муленков А.Н. и др. // Изв. вузов. Физика. – 2012. – № 5/2. – С.151-155.

ВЛИЯНИЕ ФУНКЦИОНАЛИЗАЦИИ ПОВЕРХНОСТИ АРЕНДИАЗОНИЕВОЙ СОЛЮ НА СМАЧИВАЕМОСТЬ И ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ОТКЛИК БИОРАЗЛАГАЕМЫХ МАТРИКСОВ НА ОСНОВЕ ПОЛИ-3-ОКСИБУТИРАТА

*Р.В. ЧЕРНОЗЕМ^{1,2}, О.А. ГУСЕЛЬНИКОВА¹, М.А. СУРМЕНЕВА¹, А.Г. СКИРТА²,
П.С. ПОСТНИКОВ¹, Р.А. СУРМЕНЕВ¹*

¹ Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Россия

² Гентский университет, Бельгия

E-mail: rsurmenev@mail.ru

Введение. Для инженерии различных типов тканей в последние годы уделяется особое внимание получению новых “умных” биосовместимых 3-Д скэффолдов, которые способны обеспечить электромеханическую стимуляцию клеток/тканей и биоразлагаются, что позволяет избежать повторного хирургического вмешательства [1]. Задача разработки биоразлагаемых электроактивных материалов является актуальной.

Среди известных биоразлагаемых полиоксиканоатов (ПОА), выделяется поли-3-оксибутират (ПОБ), который обладает пьезоэлектрическим откликом из-за своей нецентросимметричной кристаллической структуры [2]. Благодаря пьезоэлектрическим свойствам, ПОБ способен преобразовывать механическую энергию в электрическую и наоборот, что является важным свойством для регенеративной тканевой инженерии. Однако, при этом 3-Д ПОБ матриксы обладают гидрофобной поверхностью, которая существенно ограничивает их широкое клиническое применение [2].

Для улучшения смачиваемости 3-Д ПОБ матриксов их поверхность может быть ковалентно функционализирована мономолекулярной гидрофильной группой с помощью арендиазониевой соли. Предложенный подход не оказывает существенного воздействия на поверхность полимерных материалов [3], что имеет важное значение для сохранения морфологии волокон 3-Д матриксов, обеспечивающей эффективную адгезию/пролиферацию клеток и циркуляцию питательных/метаболических веществ. Однако, для успешного применения 3-Д матриксов необходимо оценить влияние данной функционализации поверхности на пьезоэлектрические свойства ПОБ. Например, другие хорошо известные методы повышения биоактивности и улучшения смачиваемости, как покрытия или нанодобавки на основе кальций-фосфатной керамики или карбоната кальция, приводят к изменению морфологии и значительному ухудшению пьезоэлектрических свойств матриксов [2]. Таким образом, цель данной работы заключается в изучении влияния функционализации поверхности волокон арендиазоний тозилатом на смачиваемость и эффективный пьезоэлектрический отклик биоразлагаемых 3-Д скэффолдов на основе ПОБ для регенеративной тканевой инженерии.

Материалы и методы. В рамках данной работы микроволокнистые 3-Д ПОБ скэффолды были получены методом электроформования. Для функционализации поверхности волокон скэффолдов в работе был использован 3,4-карбокситбензолдиазоний тозилат (АДТ-СООН) и источник УФ-излучения [3]. В качестве контроля модифицирования поверхности использовались биоразлагающиеся 3-Д матриксы на основе не пьезоэлектрического поликапролактона (ПКЛ).

Для анализа влияния функционализации поверхности на смачиваемости матриксов проведены измерения краевого угла (КУ) смачивания с помощью установки DSA25 (Kruss, Германия). Для оценки эффективного пьезоэлектрического d_{33} коэффициента 3-Д ПОБ матриксов был использован прибор Wide-Range D_{33} Meter (АСР, США). Также, проводился статистический анализ полученных результатов с помощью One-way Anova test.

Результаты и обсуждение. Смачиваемость поверхности является одним из ключевых параметров, позволяющих косвенно оценить адгезию и жизнеспособность клеток на поверхности биоматериала [3]. Как видно из представленных результатов измерений (рисунок 1а), значения КУ для исходных ПКЛ и ПОБ матриксов, которые составили $127\pm 4^\circ$ и $126\pm 4^\circ$, соответственно, свидетельствуют о гидрофобной поверхности. Тогда как после ковалентной функционализации поверхности карбоксильной (СООН) группой ПКЛ и ПОБ матриксы демонстрируют снижение значений КУ соответственно до $67\pm 1^\circ$ и $54\pm 2^\circ$. Следовательно, модифицирование поверхности АДТ-СООН позволяет улучшить смачиваемость поверхности пьезоэлектрических ПОБ матриксов (с гидрофобной на гидрофильную), что позволяет прогнозировать улучшение клеточной реакции.

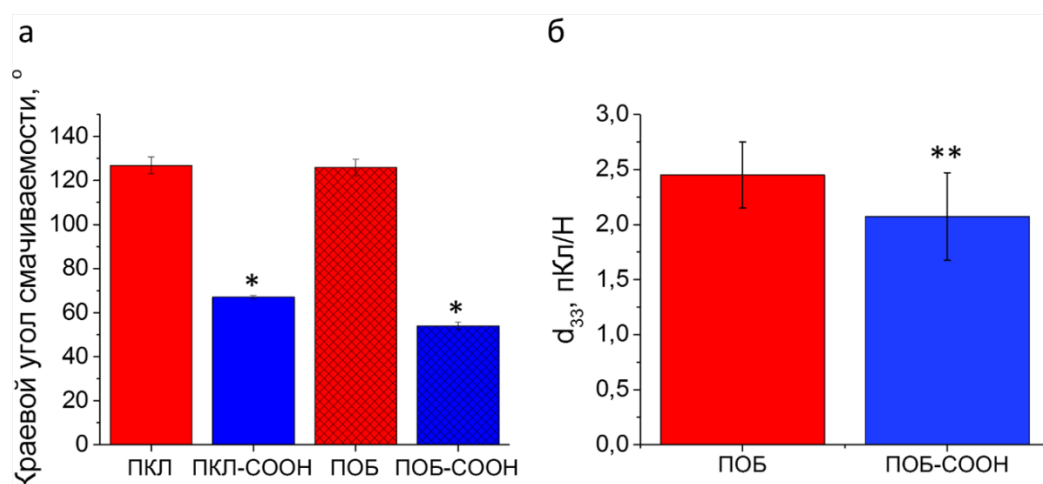


Рисунок 1 – (а) Краевой угол смачивания и (б) эффективный пьезоэлектрический d_{33} коэффициент скэффолдов до и после функционализации (АДТ-СООН) поверхности: *($p < 0,05$) и **($p < 0,1$) статистическая значимость по сравнению с исходными образцами

В свою очередь, функционализация поверхности 3-Д ПОБ матриксов мономолекулярным слоем СООН группы приводит к незначительному снижению эффективного пьезоэлектрического d_{33} коэффициента с $2,5\pm 0,4$ пКл/Н до $2,0\pm 0,5$ пКл/Н (рисунок 1б). Применение биоактивных покрытий на основе карбоната кальция приводит к ухудшению пьезоэлектрического отклика ПОБ скэффолдов в более, чем 2 раза [2]. Таким образом, арендиазониевая функционализация не влияет на морфологию волокон скэффолдов, однако улучшает смачиваемость поверхности полимерных 3-Д скэффолдов и также позволяет сохранить близкий к исходному пьезоэлектрический отклик.

Заключение. Предложенный подход функционализации поверхности позволяет существенно улучшить смачиваемость и сохранить близкий к первоначальному эффективный пьезоэлектрический отклик 3-Д ПОБ матриксов. Таким образом, биоразлагаемые пьезоэлектрические 3-Д матриксы, ковалентно функционализированные

различными группами с помощью арендиазониевых солей, являются перспективными для регенеративной тканевой инженерии.

Благодарность. Работа выполнена при финансовой поддержке Российской научного фонда (№18-73-10050) и Программы повышения конкурентоспособности ТПУ.

Список литературы

1. Jacob J., More N., Kalia K., et al. Piezoelectric smart biomaterials for bone and cartilage tissue engineering // *Inflammation and Regeneration*. – 2018. – № 38.
2. Chernozem R.V., Surmeneva M.A., Shkarina S.N., et al. Piezoelectric 3-D fibrous poly(3-hydroxybutyrate)-based scaffolds ultrasound-mineralized with calcium carbonate for bone tissue engineering: inorganic phase formation, osteoblast cell adhesion and proliferation // *ACS Applied Materials & Interfaces*. – 2019. – № 11 (21). – P. 19522-19533.
3. Chernozem R.V., Guselnikova O, Surmeneva M.A., et al. Diazonium chemistry surface treatment of piezoelectric polyhydroxybutyrate scaffolds for enhanced osteoblastic cell growth // *Applied Materials Today*. – 2020. – № 20. – P. 100758.

БИОМЕХАНИКА АДАПТАЦИИ ТРАБЕКУЛЯРНОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ К ВНЕШНЕЙ НАГРУЗКЕ

Т.Н. ЧИКОВА, В.М. ТВЕРЬЕ

Пермский национальный исследовательский политехнический университет

E-mail: ChikovaTN@gmail.com

В зависимости от внутренней структуры и пористости выделяют два вида костной ткани: компактную и трабекулярную (рис. 1, а). Как правило, внешний слой кости представлен плотной компактной костной тканью, образующий внешний каркас. Внутри такие кости пористые за счет трабекулярной костной ткани. Трабекулы – это отдельные костные образования в виде палочек и пластинок, разделенные порами, размером в несколько микрон [1]. Трабекулярная костная ткань напоминает губку, внутри которой поры и трабекулы расположены закономерно действующему на них давлению от окружающих мышц и массы тела. К примеру, структура головки бедренной кости наилучшим образом приспособлена к тому, чтобы выдержать перпендикулярно действующую на нее нагрузку от веса человека (рис. 2, б).

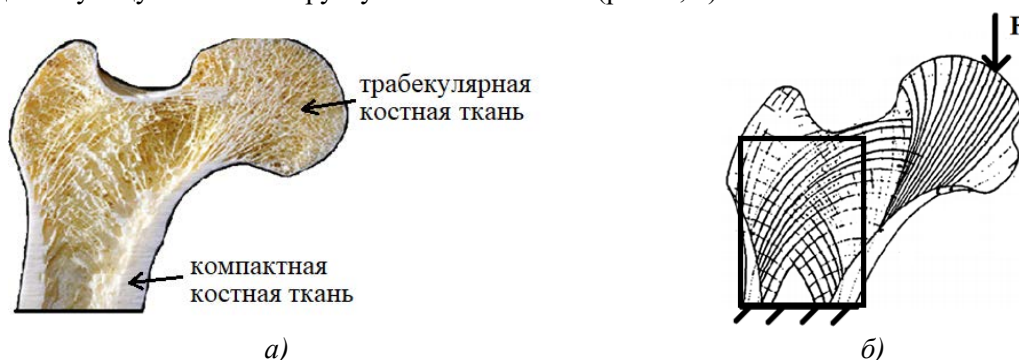


Рисунок 1 - Трабекулярная структура бедренной кости: а) фотография структуры [2]; б) схематическое представление реальной структуры и нагружения

Вследствие таких заболеваний, как остеопороз, кости становятся более пористыми и, следовательно, более хрупкими, склонными к перелому. На структуру и пористость кости также влияют различные врачебные вмешательства. Например, с помощью брекетов можно скорректировать расположение зубов за счет усилий, создаваемых конструкцией на