

## ЛАЗЕРНОЕ СТРУКТУРИРОВАНИЕ И ИМПРЕГНИРОВАНИЕ НАНОЧАСТИЦАМИ ПОЛИМЕРНЫХ БИОДЕГРАДИРУЕМЫХ МАТЕРИАЛОВ

Смирнов В.А. (ИТМО), Зерницкая Е.А. (Loma Linda University, USA), Романова Г.В. (ИТМО)

Научный руководитель — ассистент, м.н.с. Карлагина Ю.Ю. (ИТМО)

**Аннотация:** Работа посвящена лазерной модификации биоразлагаемого полимера поли(L-лактид-ко-гликолид) (PLLGA) для улучшения антибактериальных свойств и приживаемости стоматологических биодеградируемых мембран для аугментации костной ткани. В ходе работы были выбраны металлы для создания наночастиц, показаны способы инпрегнирования наночастиц в PLLGA и проведена лазерная модификация поверхности образцов из PLLGA.

**Введение.** Атрофия костной ткани челюсти – это постепенное уменьшение объема костной ткани, которое может быть вызвано различными причинами, такими как потеря зубов, травмы, возрастные изменения, пародонтит и некоторые системные заболевания. Следствием атрофии кости становится ухудшение качества жизни пациента: затруднения при жевании, изменение контуров лица, а также сложности при протезировании. Для предотвращения этих негативных последствий и восстановления утраченного объема костной ткани применяются различные методы лечения, включая костную пластику и синус-лифтинг [1]. Одним из современных методов является установка мембраны под слизистую для создания каркаса, чтобы в дальнейшем направлено регенерировать костную ткань. Как правило, для направленной костной регенерации используют мембраны из титана, изготавливаемые с учетом индивидуальных особенностей каждого пациента [2]. Однако из-за того, что титан является нерезорбируемым материалом (не растворяется в биологических средах организма), одним из этапов костной аугментации является повторное хирургическое вмешательство с целью извлечения мембраны, а также существует риск таких осложнений, как недостаточное покрытие мягкими тканями мембраны, развитие инфекционных осложнений. Современные исследования направлены на разработку биоразлагаемых мембран, в том числе из нового материала Поли-(L-лактид-ко-гликолида), далее PLLGA [3]. В отличие от аналогов PLLA, PGA и PLGA, благодаря своему составу, PLLGA позволяет контролировать время деградации путем изменения концентрации компонентов, что может быть полезно для различных задач. Однако из-за распада PLLGA на молочную и гликолевую кислоту, не токсичных для человека, существует риск осложнений из-за недостаточной скорости регенерации костной ткани на биодеградируемую мембрану, а также заражения и инфицирования десны при установке мембраны. Данное исследование посвящено способам предотвратить данные риски путем создания структур лазером на поверхности мембраны для ускорения наращивания костной ткани и импрегнирование наночастицами для придания антибактериальных свойств материалу.

**Основная часть.** Перед лазерной модификацией мембраны были изучены физические свойства полимера PLLGA методом дифференциальной сканирующей калориметрии и измерен спектр поглощения инфракрасным методом НПВО. Было получено, что точка размягчения материала находится на температуре 49 °С, температура плавления на 160 °С, а материал имеет пик поглощения на 5.9 мкм и хорошо поглощает излучение на 6.4 — 10 мкм. Благодаря этому был напечатан образец мембраны на 3d-принтере из прутка PLLGA. Используя наночастицы золота, серебра и титана, обладающие антибактериальными

свойствами, проведено экспериментальное исследование по импрегнированию наночастиц в мембрану. После чего, используя спектр поглощения материала и теорию о влиянии лазерного излучения на скорость деградации [3, 4], были проведены эксперименты по нанесению микрорельефа на образцы из PLLGA. Исследована смачиваемость поверхности образцов методом лежащей капли, так как гидрофильность поверхности способствует биоинтеграции [5].

**Выводы.** В ходе работы были изучены свойства материала PLLGA, изготовлены мембраны из PLLGA, разработаны способы импрегнирования наночастиц в мембраны и изучены способы структурирования поверхности полимера для улучшения биосовместимости с помощью критерия гидрофильности.

#### **Список использованных источников:**

1. Tugnait A., Clerehugh V. Gingival recession—its significance and management //Journal of dentistry. – 2001. – Т. 29. – №. 6. – С. 381-394.
2. Xie Y. et al. Titanium mesh for bone augmentation in oral implantology: current application and progress //International journal of oral science. – 2020. – Т. 12. – №. 1. – С. 37.
3. Pattaro A. F. et al. Poly (L-Lactide-co-Glycolide)(PLLGA)—fast synthesis method for the production of tissue engineering scaffolds //Mat Int. – 2020. – Т. 2. – С. 0286-0296.
4. Shibata A., Yada S., Terakawa M. Biodegradability of poly (lactic-co-glycolic acid) after femtosecond laser irradiation //Scientific reports. – 2016. – Т. 6. – №. 1. – С. 27884.
5. Tiaw K. S. et al. Laser surface modification of poly ( $\epsilon$ -caprolactone)(PCL) membrane for tissue engineering applications //Biomaterials. – 2005. – Т. 26. – №. 7. – С. 763-769.