

Исследование сигнала обратного рассеяния при лазерной коагуляции биоткани

Лякина А.Б.¹

Научный руководитель – канд. техн. наук, доцент Смирнов С.Н.¹

¹Университет ИТМО

lyakinaanfisa@gmail.com

Введение

Лазерная коагуляция (фотокоагуляция) представляет собой один из наиболее распространенных методов малоинвазивного воздействия на биологические ткани, находящий широкое применение в различных областях медицины. Наиболее известным и востребованным направлением является офтальмология, где данный метод используется для лечения таких заболеваний, как периферическая дистрофия сетчатки, диабетическая ретинопатия, а также для профилактики отслоения сетчатки путем создания хориоретинальных спаек (коагулятов) [1, 2], лечения гемангиобластомы сетчатки [3] и глаукомы [4]. Помимо офтальмологии, лазерная коагуляция успешно применяется в хирургии для гемостаза, удаления сосудистых дефектов кожи и лечения варикозной болезни [5] в нейрохирургии [6] и др. Ключевым фактором, определяющим эффективность и безопасность процедуры, является контролируемое термическое воздействие на ткань-мишень. На практике подбор оптимальных параметров лазерного воздействия (мощности, экспозиции) представляет собой сложную задачу из-за вариативности индивидуальных оптических и термомеханических свойств биотканей пациентов [2, 7]. В клинической практике оценка степени коагуляции зачастую проводится субъективно, основываясь на визуальном контроле побледнения или пигментации ткани, что особенно критично при работе вблизи чувствительных анатомических структур, таких как зрительный нерв. Это обуславливает высокую потребность в разработке объективных методов автоматического контроля и анализа состояния ткани в режиме реального времени. Настоящая работа посвящена исследованию метода оптического мониторинга процесса лазерной коагуляции. В основе подхода лежит использование двух лазерных источников: коагулирующего (длина волны 810 нм) и зондирующего (длина волны 532 нм) для контроля изменения состояния ткани.

Основная часть

В качестве экспериментального объекта была выбрана кровенасыщенная ткань печени *ex vivo*, что обусловлено ее доступностью и гомогенной структурой. Использование печени в данном контексте является общепринятой практикой для доклинического изучения процессов термической денатурации и верификации методов оптического контроля, поскольку она позволяет моделировать взаимодействие лазерного излучения с биотканью без сложной микроструктуры [7]. Таким образом, работа сфокусирована исключительно на анализе изменений оптического сигнала (обратного рассеяния) в процессе коагуляции и не претендует на прямое моделирование хирургических процедур.

На первом этапе было проведено моделирование процессов распространения излучения на обеих длинах волн в биоткани в программе «TracePro 7.0», реализующей метод Монте-Карло для решения уравнения переноса излучения. Исходными параметрами для моделирования служили оптические свойства нативной и коагулированной ткани печени [8]. На втором этапе проводились эксперименты по лазерному облучению ткани печени *ex vivo*. Воздействие осуществлялось при различных

режимах работы диодного лазера с длиной волны 810 нм: мощность варьировалась от 1.5 до 7 Вт при диаметре пятна на поверхности биоткани 1 мм, а время экспозиции – от 0.5 до 6 с. Более подробно был исследован режим с мощностью излучения 5 Вт и временем экспозиции 0.7 – 3 с. При облучении ткани фотоприёмником фиксировалось диффузно отражённое от образца в зоне воздействия излучение с длиной волны 532 нм и сильно ослабленная компонента рассеянного излучения с длиной волны 810 нм. Постобработка образцов включала поперечный разрез для определения геометрических параметров коагулята (ширины и глубины).

Выводы

Установлена возможность использования динамики оптического сигнала для неинвазивного контроля процесса лазерной коагуляции: при инициации и росте коагулята величина оптического сигнала возрастает. После окончания лазерного воздействия оптический сигнал имеет большую амплитуду по сравнению с начальным значением, величина амплитуды зависит от размера коагулята. Горение биоткани сопровождается искажением оптического сигнала, отличным от такового при коагуляции. Получены зависимости параметров коагулята (ширины и глубины) от времени воздействия при мощности лазерного источника 5 Вт. Проведено оптическое моделирование с регистрацией диффузно отражённого сигнала для разных размеров коагулята. Установлено удовлетворительное согласование результатов моделирования и эксперимента.

Литература

1. Серебряков В.А., Бойко Э.В., Ян А.В. Оптико-акустический мониторинг температуры сетчатки при лазерной терапии в режиме реального времени // Оптический журнал. – 2014. – № 81. – С. 14-26
2. Xie X., Munir L., Paulus Y. M. Retinal Laser Therapy Mechanisms, Innovations, and Clinical Applications // Photonics. – MDPI, 2025. – Vol. 12. – No. 11. – P. 1043.
3. Бойко Э. В., Панова И. Е., Закараия Т. Г. Система возможностей лечения ангиоматоза сетчатки—от селективной термотерапии до эндорезекции //Офтальмохирургия. – 2025. – №. 2с. – С. 27-33
4. Khodeiry M. M. et al. Slow-coagulation transscleral cyclophotocoagulation in pseudoexfoliation glaucoma //Journal of glaucoma. – 2025. – Vol. 34. – No. 4. – P. 304-309
5. Adly A. S. et al. Laser-induced blood coagulation for surgical application: A scoping review // Seminars in Thrombosis and Hemostasis. – Thieme Medical Publishers, Inc., 2024. – Vol. 50. – No. 2. – P. 236-252
6. Ostreiko O. V. et al. Application of biophantomes to evaluate the thermal effects of laser radiation with wavelengths of 970 nm and 1560 nm under different exposure modes // Biomedical Photonics. – 2022. – Vol. 11. – №. 2. – P. 12-22
7. Geoghegan R. et al. From Simulation to Surgery: Comprehensive Validation of an Optical Sensor for Monitoring Focal Laser Ablation of Solid Organ Tumors // IEEE sensors journal. – 2024. – Vol. 24. – No. 24. – P. 40159-40169
8. Ritz J. P. et al. Optical properties of native and coagulated porcine liver tissue between 400 and 2400 nm //Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery. – 2001. – Т. 29. – №. 3. – С. 205-212