

Оптические свойства реберного хряща и их изменения в процессе неразрушающего воздействия лазерного излучения с длиной волны 1.56 мкм

А.В.Южаков, А.П.Свиридов, Е.М.Щербаков, О.И.Баум, Э.Н.Соболь

Изучаются оптические свойства реберного хряща и их изменение под действием лазерного излучения с длиной волны 1.56 мкм. Режим лазерного воздействия соответствует режиму, используемому для изменения формы хряща. Динамика прошедшего рассеянного лазерного излучения изучалась с помощью оптико-волоконной системы, а оптические свойства хрящевой ткани (на основе моделирования распространения света методом Монте-Карло) – с использованием установки с двумя интегрирующими сферами. При воздействии излучения, характеристики которого соответствовали применяемым для коррекции формы хряща, существенных изменений оптических параметров не обнаружено. Результаты, полученные при изучении динамики оптических сигналов в процессе облучения реберного хряща, могут быть использованы для разработки системы контроля, обеспечивающей безопасность и эффективность лазерных медицинских технологий.

Ключевые слова: лазер, оптические свойства, хрящевая ткань, коррекция формы.

1. Введение

Внедрение лазерных технологий в медицину является одним из наиболее перспективных направлений современного научного развития. Изменение формы хрящей [1], в частности создание имплантатов из реберного хряща для лечения стеноза гортани [2], – один из примеров таких технологий. Для оптимизации режимов лазерного воздействия и обеспечения безопасности лазерных медицинских технологий, особенно при необходимости строгого контроля температурного поля, создаваемого в облучаемой ткани [3], требуются достаточно точные знания об оптических параметрах ткани и их изменениях в процессе лазерного воздействия. Особый интерес представляют исследования динамики оптических свойств хрящевой ткани при ее умеренном нагреве излучением лазера на кварцевом волокне, допированном ионами эрбия, с длиной волны 1.56 мкм, которое в настоящее время активно используется в медицинской практике для коррекции формы хрящевых тканей и их регенерации [1, 4]. Подобные исследования для хрящей перегородки носа и ушной раковины проводились в работах [5–13], однако данные об оптических параметрах реберного хряща в настоящее время отсутствуют. Поэтому измерения оптических параметров реберного хряща и их изменений в процессе лазерного нагрева являются актуальными.

Распространение света через неоднородную среду можно однозначно описать, если известны коэффициенты поглощения μ_a , рассеяния μ_s , фактор анизотропии рассеяния g , показатель преломления и фазовая функция рассеяния [3, 14, 15]. В биомедицинской оптике принято, что

фазовая функция рассеяния, или плотность вероятности угла отклонения, определяется функцией Хенни–Гринштейна. Вычисления μ_a , μ_s и g методом Монте-Карло на основании результатов измерений диффузного отражения, диффузного пропускания и их угловых распределений могут привести к значительной ошибке при разделении μ_s и g . Это связано с тем, что при одном и том же значении приведенного коэффициента рассеяния $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ диффузное отражение, диффузное пропускание и их угловые распределения слабо зависят от выбора μ_s или g . Во многих практических случаях термическое воздействие лазерного излучения с хорошей точностью можно оценить с помощью эффективного коэффициента поглощения $\mu_{\text{eff}} = [3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)]^{1/2}$ [3]. В связи с этим в настоящей работе основное внимание уделено измерению параметров μ_a и μ'_s реберного хряща и их изменениям при лазерном нагреве, моделирующем медицинские процедуры. Ранее аналогичные исследования были проведены нами для тканей глаза [16]. Для развития системы контроля процесса лазерного воздействия исследуются также особенности поведения сигналов диффузного отражения, диффузного пропускания и приосевого пропускания при умеренном нагреве образцов реберного хряща излучением медицинского лазера с длиной волны 1.56 мкм.

2. Материалы и методы

Материалы. Исследования оптических свойств проводились на образцах реберного хряща зрелой свиньи (возраст 8–9 месяцев). Свежий реберный хрящ заготавливали после забоя животных и хранили при температуре -10°C и 100%-ной влажности. Перед проведением эксперимента хрящ размораживали и разрезали на пластины толщиной 1.5–2 мм. Из них с помощью пуансона вырезали диски диаметром 10 мм, которые для предотвращения высыхания хранили в физиологическом растворе. Перед проведением эксперимента образцы немного подсушивали при комнатной температуре во избежание по-

А.В.Южаков, А.П.Свиридов, Е.М.Щербаков, О.И.Баум, Э.Н.Соболь.
Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН,
Россия, 142092 Москва., Троицк, Пионерская ул., 2;
e-mail: yuzhalvas@gmail.com, esobol@rambler.ru, baumolga@gmail.com

Поступила в редакцию 12 ноября 2013 г.

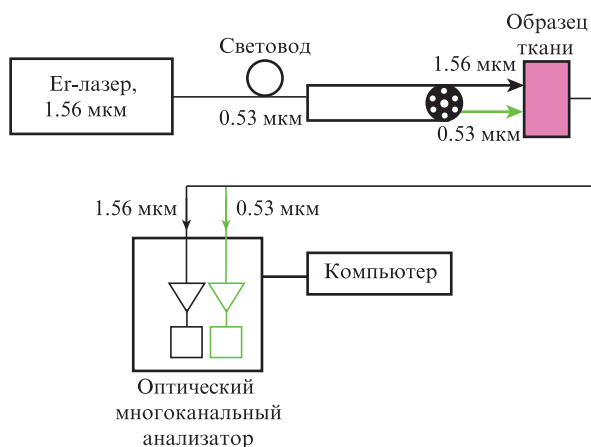


Рис.1. Схема установки для исследования оптических свойств биоткани в процессе лазерного воздействия.

глощения излучения избыточной водой на поверхности ткани и закрепляли в специальном держателе. Каждый эксперимент повторяли по крайней мере четыре раза.

Экспериментальные установки. В экспериментах использовали волоконный медицинский ИК лазер ЛС-1.56 («ИРЭ –Полюс», Россия), генерирующий излучение с длиной волны 1.56 мкм и мощностью до 5 Вт, который позволял управлять длительностью лазерного импульса, паузой между импульсами и частотой их следования. В выходное оптическое волокно ИК лазера добавлялось зондирующее непрерывное лазерное излучение с длиной волны 530 нм и мощностью 3–5 мВт.

Прошедшее через образец ИК излучение и зондирующее излучение с помощью оптического зонда направлялись на многоканальный оптический анализатор. Сигналы анализатора оцифровывались и выводились на монитор компьютера (рис.1). Поскольку при измерениях с помощью оптоволоконной системы часть излучения, не попадающая в угловую апертуру собирающего оптического зонда, не учитывается, то для получения более точной информации, учитывающей рассеяние света в различных направлениях, были выполнены эксперименты с использованием сдвоенных интегрирующих сфер.

Установка (рис.2) состоит из двух сфер, внутренние поверхности которых покрыты мелкодисперсным сульфатом бария, обеспечивающим высокий коэффициент отражения излучения. В результате в сферах создается однородное световое поле, не зависящее от направления облучения, а сигнал может регистрироваться в любой точке сфер.

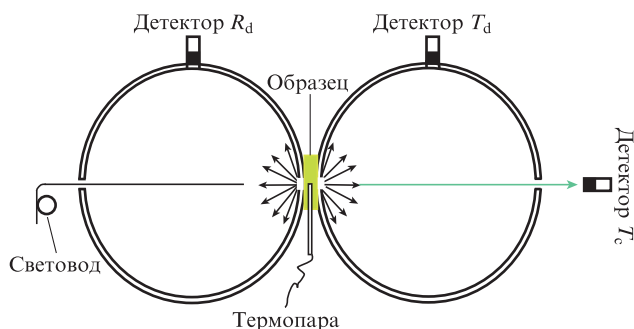


Рис.2. Схема экспериментальной установки с двумя интегрирующими сферами для измерения оптических параметров биоматериалов.

Излучение ИК лазера подавалось через оптическое волокно ($NA = 0.22$, диаметр сердцевины 600 мкм) перпендикулярно поверхности образца. Режимы лазерного воздействия (интенсивность ~ 70 Вт/см², длительность импульса 500 мс, длительность паузы 200 мс, экспозиция 6 с) соответствовали условиям лазерной коррекции формы, которые были определены и исследованы в работе [2]. В режиме реального времени одновременно измерялись полное диффузное отражение (детектор R_d), а также полное диффузное (детектор T_d) и приосевое (детектор T_c) пропускания, необходимые для расчета оптических параметров методом Монте-Карло.

Методика расчета. Решение прямой оптической задачи методом Монте-Карло заключается в многократном разыгрывании случайной траектории движения фотона в среде с учетом поглощения и рассеяния [12]. Расчет траектории фотона основан на нескольких правилах, согласно которым фотон проникает в среду, распространяется в ней и выходит из нее. Эти правила задаются вероятностью акта рассеяния и поглощения, определяющей длину свободного пробега фотона между актами рассеяния и поглощения, вероятностью изменения траектории движения фотона на тот или иной угол, когда происходит рассеяние, и вероятностью отражения фотона от границы раздела двух сред с различными показателями преломления, когда фотон достигает такой поверхности.

В основу расчета коэффициентов диффузного отражения R_d и коэффициентов диффузного и коллимированного пропускания T_d и T_c был положен модернизированный алгоритм Монте-Карло [17, 18]. В отличие от традиционного подхода [19–21], когда моделируется распространение единичных фотонов, в работе [17] предложено рассматривать условный пакет фотонов, распространяющийся прямолинейно от одного акта рассеяния до другого, который теряет свой вес по мере распространения в соответствии с коэффициентом поглощения среды. Такой подход значительно повышает эффективность моделирования, сокращает длительность вычисления значений R_d , T_d и T_c при заданном уровне точности. В нашем случае при решении обратной задачи мы рассматривали 10^5 пакетов фотонов на каждую итерацию (количество итераций определялось программой исходя из близости начальных параметров к искомому). Точность измерения μ_a и μ'_s оценивалась как дисперсия их значений, рассчитанных для 15 выборок значений R_d , T_d и T_c с нормальным распределением, с учетом погрешности их измерений вблизи экспериментально полученных данных. Вычисленная погрешность измерений составила 4%–8% в зависимости от условий эксперимента и измеряемого параметра.

3. Результаты

Результаты расчетов оптических характеристик реберного хряща, определенных до и после лазерного воздействия с использованием данных, полученных с помощью двух интегрирующих сфер, таковы: до воздействия $\mu_a = 5.4 \pm 0.3$ см⁻¹, $\mu'_s = 7.7 \pm 0.6$ см⁻¹; после облучения $\mu_a = 5.1 \pm 0.3$ см⁻¹, $\mu'_s = 7.3 \pm 0.3$ см⁻¹.

Налицо отсутствие (в пределах погрешности измерения) изменений коэффициентов поглощения и рассеяния света в тканях реберного хряща при лазерном воздействии в режимах, используемых для изменения формы хряща.

Динамика оптических сигналов в процессе лазерного воздействия на образцы реберного хряща представлена

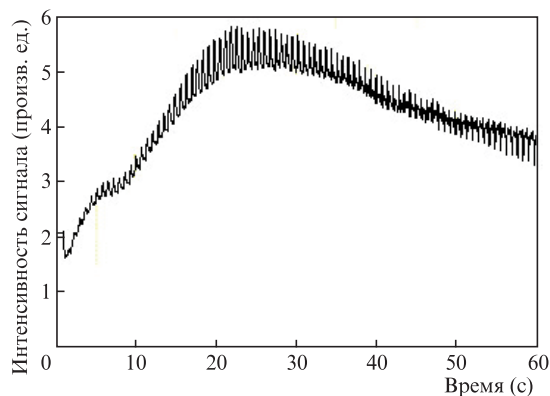


Рис.3. Динамика сигналов прошедшего видимого излучения.

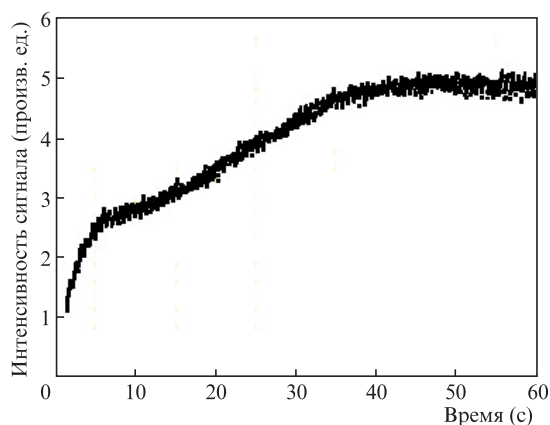


Рис.4. Динамика сигналов прошедшего ИК излучения.

на рис.3 и 4. На начальной стадии лазерного нагрева происходит активный рост сигналов как для видимого, так и для ИК диапазона излучения. Затем (в один и тот же момент времени) на обеих кривых рис.3 и 4 наблюдается особенность, выраженная в замедлении их роста. Далее для ИК диапазона следует монотонный, хотя и не столь активный рост с выходом на плато, тогда как для видимого диапазона растущий сигнал достигает экстремума с последующим падением. На рис.5 на меньшем отрезке времени показан синхронный характер колебаний видимого и ИК световых сигналов, что свидетельствует о соответствии периода колебаний периоду импульсного режима лазерного воздействия.

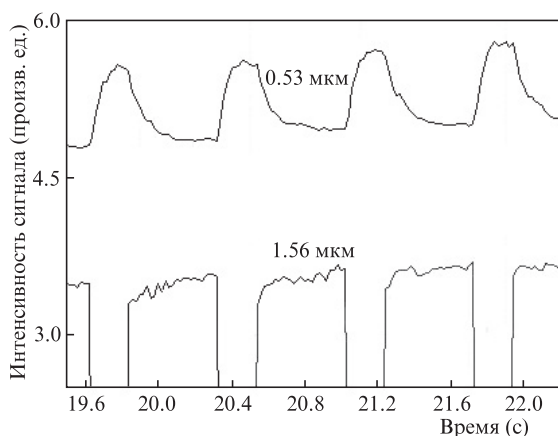


Рис.5. Динамика сигналов прошедшего видимого (0.53 мкм) и ИК (1.56 мкм) излучений на меньшем отрезке времени.

Представленные на рис.3–5 динамические кривые позволяют сделать следующие конкретные наблюдения:

- наличие особенностей на обеих кривых на 5-й–6-й секунде лазерного воздействия;
- наличие ярко выраженного экстремума для видимого диапазона в интервале 22–25 с;
- отсутствие экстремума для ИК диапазона и выход сигнала на плато через 35–40 с;
- постепенный рост сигнала видимого излучения на большом временном отрезке (до 25 с) несмотря на снижение интенсивности прошедшего видимого света в течение каждого лазерного импульса длительностью 0.5 с и ее рост в промежутке между лазерными импульсами.

4. Обсуждение результатов

Данные об отсутствии существенных изменений оптических параметров при лечебном лазерном воздействии согласуются с полученными ранее результатами об отсутствии заметной денатурации хрящевой ткани [22] и сохранении механических свойств хряща после изменения его формы [2]. Эти данные подтверждают неразрушающий характер лазерной коррекции формы реберного хряща.

Первоначальный рост интенсивности прошедшего сигнала как для видимого, так и для ИК диапазона (рис.3 и 4) вероятнее всего свидетельствует о перераспределении рассеивающих центров вследствие ухода воды из облучаемой зоны. Одновременный перегиб на обеих кривых, возможно, связан с деформацией поверхности хряща в результате нагрева лазерным излучением. Дальнейшее поведение видимого сигнала можно объяснить ростом фактора анизотропии рассеяния вследствие увеличения размеров рассеивающих центров. Рост ИК сигнала может быть связан с изменением спектра поглощения воды при увеличении температуры. Наличие максимума и последующее уменьшение пропускания видимого сигнала свидетельствует о начале структурных изменений, приводящих к увеличению числа рассеивающих центров. Выход ИК сигнала на плато говорит об установлении равновесия между двумя действующими в противоположных направлениях процессами: процессом «просветления» хряща из-за изменения спектра и процессом увеличения рассеяния света вследствие образования дополнительных границ раздела сред.

Согласование колебаний сигналов видимого света с периодом импульсного режима лазерного излучения, вероятно, связано с появлением газовых пузырьков при нагреве в течение импульсов, их растворением в ткани и ее остыванием в промежутках между импульсами. Образование газовых пузырьков при лазерном нагреве обусловлено температурной зависимостью растворимости газов, которые всегда присутствуют в межтканевой жидкости, что наблюдалось ранее для суставного хряща и хрящей межпозвоночных дисков [4, 23, 24]. Поскольку в хрящевых тканях поверхность газовых пузырьков содержит положительно заряженные ионы, такие осцилляции газовых пузырьков могут сопровождаться также осцилляциями электрических параметров хрящевой ткани в процессе импульсно-периодического лазерного воздействия [25]. Сложная кинетика сигналов на рис.3–5 связана с протеканием процессов образования, роста и схлопывания газовых пузырьков в облучаемой ткани, которые имеют разную кинетику и дают различный вклад в систему рассеивающих свет центров. Падение интенсивности про-

шедшего видимого света в течение каждого лазерного импульса длительностью 0.5 с (см. рис.5) может быть связано с образованием новых газовых пузырьков, что приводит к увеличению числа центров рассеяния. Рост интенсивности прошедшего видимого света в промежутке между соседними лазерными импульсами может быть обусловлен схлопыванием части образовавшихся пузырьков (т.е. уменьшением количества рассеивающих центров), а постепенный рост сигнала на большом временном интервале может быть связан с относительно медленным увеличением среднего размера газовых пузырьков вследствие роста средней температуры ткани.

5. Выводы

Измерены коэффициент поглощения и приведенный коэффициент рассеяния для реберного хряща при комнатной температуре и при лазерном нагреве в режиме неразрушающего изменения его формы. Показано отсутствие существенных изменений оптических параметров реберного хряща в случае лазерного нагрева в лечебных режимах, применяемых при коррекции его формы.

Динамика изменения прозрачности ткани хряща в процессе лазерного воздействия может стать основой системы регистрации желательных и нежелательных изменений структуры тканей хряща при создании контрольных систем, обеспечивающих эффективность и безопасность лазерных медицинских технологий.

Авторы выражают благодарность А.И.Омельченко за плодотворную дискуссию.

Работа поддержана РФФИ (гранты № 13-02-01123, 13-02-00435, 12-02-31517, 12-02-31699).

1. *Лазерная инженерия хрящей*. Под ред. В.Н.Баграташвили, Э.Н.Соболя, А.Б.Шехтера (М.: Физматлит, 2006).
2. Baum Olga, Soshnikova Yulia, Sobol Emil, Korneychuk Andrey, Obrezkova Mariya, Svistushkin Valeriy, Timofeeva Oxana, Lunin Valeriy. *Lasers in Surgery and Medicine*, **43**, 511 (2011).
3. Ashley J. Welch, Martin J.C. van Gemert. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (Austin:Springer, 2011).
4. Sobol E., Zakharkina O., Baskov A., Shekhter A., Borschenko I., Guller A., Baskov V., Omelchenko A., Sviridov A. *Laser Phys.*, **19**, 825 (2009).
5. Sviridov A.P., Sobol E.N., Bagratashvili N., Bagratashvili V.N., Omelchenko A., Dmitriev A.K., Shechter A., Ovchinnikov Y.M., Svistushkin V., Nikiforova G., Jones N., Lowe J. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2923**, 114 (1996).
6. Sobol E.N., Sviridov A.P., Kitai M.S., Gilligan J., Tolc N.H., Edwards G.S. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **3106**, 122 (1999).
7. Bagratashvili N.V., Sviridov A.P., Sobol E.N., Kitai M.S. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **3254**, 398 (1998).
8. Wong B.J., Milner T.E., Anvari B., Sviridov A.P., Omelchenko A.I., Bagratashvili V., Sobol E.N., Nelson J.S. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2970**, 380 (1997).
9. Баграташвили В.Н., Баграташвили Н.В., Гапонцев В.П., Махмутова Г.Ш., Минаев В.П., Омельченко А.И., Самарцев И.Э., Свиридов А.П., Соболев Э.Н., Цыпина С.И. *Квантовая электроника*, **31**, 534 (2001).
10. Sobol E.N., Sviridov A.P., Kitai M.S., Gilligan J., Edwards G.S. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **3925**, 78 (2000).
11. Соболев Э.Н., Китай М.С., Свиридов А.П., Бутвина Л.Н. *Изв. вузов. Сер. Приборостроение*, **46**, 47 (2001).
12. Соболев Э.Н., Китай М.С., Свиридов А.П., Бутвина Л.Н. *Изв. вузов. Сер. Приборостроение*, **46**, 42 (2001).
13. Sviridov A., Kondyurin A. *J. Biomed. Opt.*, **15**, 055003 (2010).
14. Wang L., Jacques S.L. *Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C, Laser Biology Research Laboratory-17* (University of Texas, M.D.Anderson Cancer Center, 1992).
15. Лопатин В.В., Приезжев А.В., Федосеев В.В. *Биомедицинская радиоэлектроника*, **7**, 29 (2000).
16. Yuzhakov A.V., Sviridov A.P., Baum O.I., Shcherbakov E.M., Sobol E.N. *J Biomed. Opt.*, **18** (5), 5800 (2013).
17. Wang L., Jacques S.L., Zheng L. *Comp. Methods Programs Biomed.*, **45**, 131 (1995).
18. Pope K., Wang L. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **3914**, 300 (2000).
19. Roggan A., Albrecht H., Dorschel K., Minet O., Muller G. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2323**, 21 (1995).
20. Roggan A., Minet O., Schoder C., Muller G. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2100**, 42 (1994).
21. Roggan A., Schadel D., Netz U., Ritz J.-P., Germer C.-T., Muller G. *Appl. Phys. B*, **69**, 445 (1999).
22. Sobol E.N., Milner T.E., Shechter A.B., Baum O.I., Guller A.E., Ignatieva N.Y., Omelchenko A.I., Zakharkina O.L. *Laser Phys. Lett.*, **4** (7), 488 (2007).
23. Sobol E., Baskov A., Shekhter A., Borschenko I., Zakharkina O. *Light-Activated Tissue Regeneration and Therapy Conf.* (Springer Science + Business Media, LLC2008, v. 12, p. 259–266).
24. Омельченко А.И., Соболев Э.Н. *Квантовая электроника*, **39** (3), 279 (2009).
25. Sobol E., Shekhter A., Guller A., Baum O., Baskov A. *J. Biomed. Opt.*, **16** (8), 80 (2011).