

05.1;05.3;06.5

Лазерная перфорация водонасыщенных материалов

© В.И. Юсупов

Институт фотонных технологий ФНИЦ „Кристаллография и фотоника“ РАН, Москва,
Троицк, Россия
E-mail: iouss@yandex.ru

Поступило в Редакцию 9 февраля 2022 г.
В окончательной редакции 3 марта 2022 г.
Принято к публикации 4 марта 2022 г.

Уточнен механизм действия лазерного излучения при перфорации с помощью оптического волокна водонасыщенных материалов в случае сильного поглощения лазерного излучения в воде. Показано, что вблизи торца лазерного волокна из-за взрывного кипения воды в порах, а также уменьшения предела прочности на разрыв и увеличения пластичности материала образуется слой высокопористой ткани, способствующий существенному увеличению скорости перфорации.

Ключевые слова: волоконный лазер, взрывное кипение, образование пор.

DOI: 10.21883/PJTF.2022.09.52442.19155

Большая группа технологий, связанных с лазерной обработкой различных материалов, основана на использовании оптоволокон, по которому распространяется лазерное излучение. Диаметр кварцевой жилы оптоволоконки обычно составляет 100–1000 μm , поэтому на ее торце сосредоточена большая интенсивность лазерного излучения, которая при конверсии излучения в тепло может создать рекордно большой тепловой поток [1]. В таком случае кончик оптоволоконки становится рабочим инструментом, с помощью которого можно осуществлять технологическую обработку, например перфорацию различных материалов. В настоящей работе мы рассматриваем материалы, насыщенные водой, поскольку лазерная перфорация таких материалов представляет особый интерес. Этот интерес обусловлен тем, что все биологические ткани в той или иной степени наполнены водой. А лазерная перфорация биоткани, в частности костной и хрящевой ткани, является чрезвычайно актуальной задачей в лазерной травматологии, ортопедии, стоматологии, неврологии и др. [2–5].

Цель настоящей работы заключается в уточнении механизма действия лазерного излучения при перфорации водонасыщенных материалов лазерным волокном в случае сильного поглощения лазерного излучения в воде.

Исследования проводились на фантоме хряща, который был изготовлен на основе полиакриламидного геля со степенью сшивки 1:9. По своим оптическим свойствам, а также теплопроводности и содержанию воды (80%) такой фантом близок к хрящевой ткани [6]. Для приготовления полиакриламидного геля раствор акриламида и бисакриламида смешивался с персульфатом аммония. В полученный раствор в чашке Петри для начала полимеризации добавлялось небольшое количество катализатора TEMED (tetramethylethylenediamine). Через некоторое время гель затвердевал, и полученные образцы фантома хряща толщиной ~ 5 mm использова-

лись в экспериментах. Часть экспериментов выполнена с использованием кости бедра индейки.

В экспериментах использовался непрерывный лазер (ИРЭ-Полюс, РФ) мощностью $P = 1–10$ W с длиной волны излучения $\lambda = 1.56$ μm , снабженный кварцевым волокном с диаметром по кварцу 400 μm . Излучение этой длины волны сильно поглощается водой с коэффициентом поглощения $\mu_a \sim 10$ cm^{-1} [7].

Перфорация материалов проводилась на специальной установке [8], позволяющей задавать силу давления на волокно с помощью калибровочных гирь и регистрировать положение торца лазерного волокна в момент проведения перфорации с точностью 10 μm . Лазерная перфорация поверхности костной ткани выполнялась как без воды, так и в присутствии воды. Во втором случае перед перфорацией на поверхность кости наносилась капля воды, в которую опускали торец волокна. Для визуализации сформированного канала и структуры его

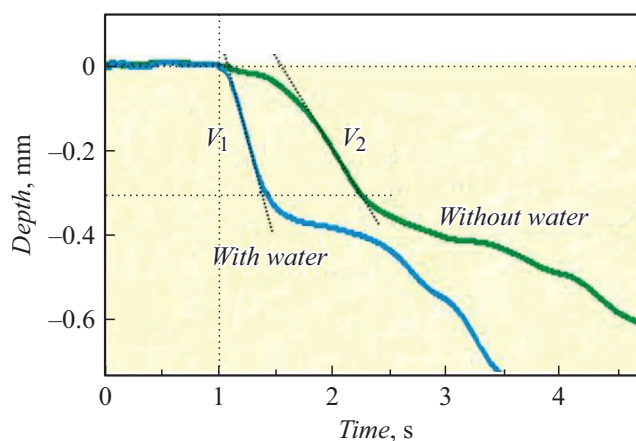


Рис. 1. Изменение во времени глубины торца оптического волокна при лазерной перфорации поверхности костной ткани в присутствии воды и без воды.

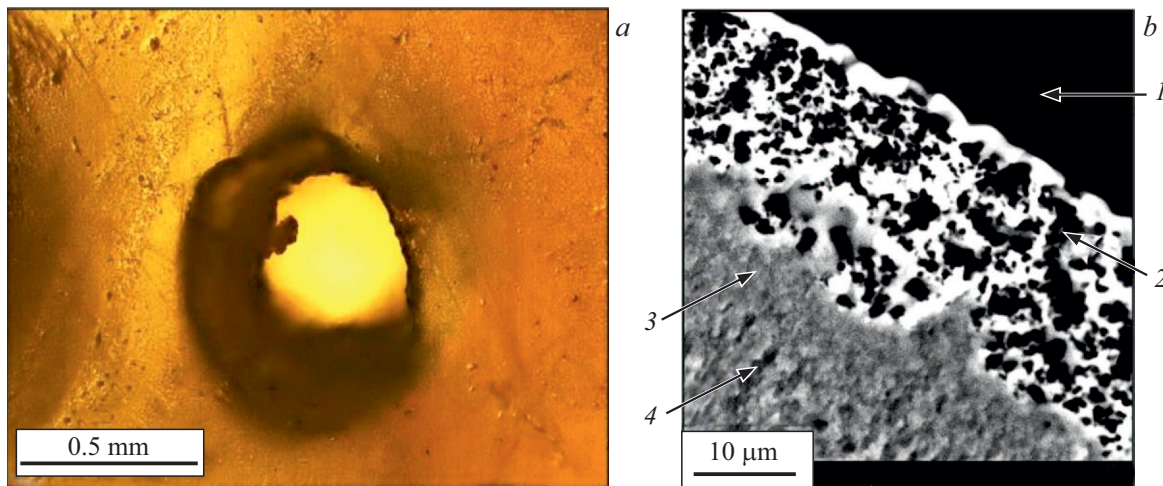


Рис. 2. Особенности формирования канала в фантоме хрящевой ткани при продвижении лазерного волокна. *a* — оптическое изображение лазерного отверстия. *b* — СЭМ-изображение среза во внутренней части стенки лазерного канала (см. часть *a*). 1 — область канала, 2 — образовавшийся слой высокопористого материала, 3 — слой мелкопористого материала, 4 — интактная часть материала фантома. Параметры воздействия: $\lambda = 1.56 \mu\text{m}$, мощность 5 W, осевая нагрузка на волокно 500 g.

стенки использовались 3D-микроскоп HRM-300 Series (Huvitz, Корея) и сканирующий электронный микроскоп (СЭМ) Phenom ProX (Phenom World, Нидерланды).

На рис. 1 приведены графики изменения со временем глубины торца оптического волокна при лазерной перфорации поверхности кости в присутствии воды и без воды. Сравнение кривых показывает, что в присутствии воды скорость перфорации в верхних слоях кости значительно возрастает с $V_2 = 0.45 \text{ mm/s}$ до $V_1 = 1 \text{ mm/s}$.

Для объяснения полученного эффекта была проведена лазерная перфорация фантома хрящевой ткани и подробно изучена структура стенки образованного канала. Как следует из рис. 2, *a*, перфорация фантома привела к появлению в нем канала круглой формы диаметром $0.75 \pm 0.05 \text{ mm}$. На СЭМ-изображении среза во внутренней части стенки этого лазерного канала (рис. 2, *b*) видно, что на границе лазерного канала сформировался слой высокопористого материала толщиной $15 \pm 5 \mu\text{m}$ с характерным размером пор $1\text{--}12 \mu\text{m}$ и пористостью $45 \pm 5\%$. За этим слоем пористой ткани расположен слой ткани толщиной $8 \pm 3 \mu\text{m}$ с более мелкими порами, чем в интактной ткани фантома.

Таким образом, при продвижении торца лазерного волокна в глубь водосодержащей ткани вблизи торца и на краях канала образуется высокопористый слой (рис. 2, *b*). Поскольку прочность такого пористого слоя будет значительно меньше прочности материала, его наличие будет приводить к увеличению скорости формирования канала. Именно это наблюдается в эксперименте (рис. 1), когда добавление воды увеличивает скорость перфорации в верхних слоях ткани.

Мы полагаем, что образование высокопористой структуры при лазерной перфорации связано с термокавитацией, а также уменьшением предела прочности на разрыв и увеличением пластичности материала при

нагревании. Из-за поглощения лазерного излучения в водонасыщенной ткани вода в порах постепенно становится перегретой. При приближении ее температуры к спинодали (критические значения температуры и давления: $T_C \sim 374^\circ\text{C}$ и $p_C \sim 22 \text{ MPa}$) происходит взрывное вскипание [9–11], при котором вода в порах частично переходит в сжатый практически до давления насыщенных паров воды для данной температуры пар [12]. При превышении критических для ткани параметров такие скачки давления могут приводить к ее взрывному разрушению и образованию пор.

Важно отметить, что образующиеся в водонасыщенной ткани скачки давления возникают в условиях нагретого до высоких температур материала фантома. Степень разрушения материала $\Omega(t)$ хорошо описывается интегралом Аррениуса [13]:

$$\Omega(t) = \xi \int_0^{t_h} \exp[-E_a/RT(t)] dt, \quad (1)$$

где $\xi [\text{s}^{-1}]$ — коэффициент, t_h — время нагрева, E_a — энергия, необходимая для разрыва межмолекулярных или межмолекулярных связей, R — универсальная газовая постоянная, $T(t)$ — температура. Следует отметить, что зависимость (1) выполняется при $E_a = \text{const}$, однако она позволяет качественно описать степень разрушения материала. За время нагрева температура в водонаполненной ткани (в контактном режиме, когда торец волокна плотно касается ее поверхности) в пренебрежении теплопроводностью увеличивается на величину [14]:

$$\Delta T = \frac{C\mu_a F}{\rho c_p} \exp(-\mu_a z), \quad (2)$$

где C — содержание воды в ткани, μ_a — коэффициент поглощения, ρ — плотность, c_p — теплоемкость при

постоянном давлении, $F = P t_h / (\pi r^2)$ — поверхностная плотность энергии, r — радиус волокна, z — расстояние в глубину материала от торца волокна. Подставляя в (2) экспериментальные и табличные значения, получим, что вблизи торца волокна водонасыщенная ткань нагреется на $\Delta T = 200^\circ\text{C}$ за ~ 26 ms. Такой сильный нагрев материала может привести к ослаблению его структуры и даже разрушению. Если температура T при нагреве не превышает критических значений для данного материала (T_{crit}), скорость его разрушения $\Delta\Omega/\Delta t = \xi \exp(-E_a/RT_{crit})$ мала. Напротив, при $T > T_{crit}$ скорость разрушения экспоненциально возрастает.

Оценим возможность того, что поры в образовавшемся слое высокопористого материала (3 на рис. 2, b) заполнены газом, который до этого был растворен в воде. Отношение объема канала к объему высокопористого слоя $r_{ch}/(2h) \sim 12.5$, где r_{ch} — радиус канала, h — толщина пористого слоя. С учетом пористости слоя ($\sim 45\%$) и содержания воды в материале (80%) получим, что предположение выполняется, если изначально содержание газа в воде составляло $\sim 4.5\%$. Это примерно соответствует величине растворимости воздуха в воде при комнатной температуре 3%. Оставшаяся часть пустого пространства могла образоваться в результате выноса и/или разложения части материала фантома.

Таким образом, показано, что в процессе лазерного перфорирования водонасыщенных биотканей вблизи торца волокна образуется слой высокопористой ткани, наличие которого из-за уменьшения плотности и прочности материала существенно увеличивает скорость его перфорации. Отметим, что аналогичная ситуация возникает при барботировании газа перед движущимся в жидкости телом (суперкавитация [15]), приводящем к резкому уменьшению сопротивления и увеличению скорости движения объекта.

Настоящая статья не содержит каких-либо исследований с использованием животных в качестве объектов.

Благодарности

Автор выражает благодарность В.С. Жигарькову, Н.В. Минаеву и А.П. Свиридову за полезные обсуждения.

Финансирование работы

Исследование выполнено при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках работ по государственному заданию ФНИЦ „Кристаллография и фотоника“ РАН.

Конфликт интересов

Автор заявляет, что у него нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] В.М. Чудновский, В.И. Юсупов, С.А. Жуков, С.Б. Ечмаев, В.Н. Баграташвили, ДАН, **473** (5), 533 (2017). DOI: 10.1134/S1028335817040061 [V.M. Chudnovskii, V.I. Yusupov, S.A. Zhukov, S.B. Echmaev, V.N. Bagratashvili, Dokl. Phys., **62** (4), 174 (2017). DOI: 10.1134/S1028335817040061].
- [2] H. Abbasi, R. Guzman, P.C. Cattin, A. Zam, Opt. Lasers Eng., **148**, 106765 (2022). DOI: 10.1016/j.optlaseng.2021.106765
- [3] В.А. Привалов, И.В. Крочек, И.А. Абушкин, И.И. Шумилин, А.В. Лаппа, Вестник экспериментальной и клинической хирургии, **2** (1), 19 (2009).
- [4] E. Khalkhal, M. Rezaei-Tavirani, M.R. Zali, Z. Akbari, J. Lasers Med. Sci., **10** (Suppl 1), S104 (2019). DOI: 10.15171/jlms.2019.S18
- [5] P. Kronenberg, O. Traxer, Translational andrology and urology, **8** (Suppl 4), S398 (2019). DOI: 10.21037/tau.2019.08.01
- [6] А.В. Кондюрин, А.П. Свиридов, Квантовая электроника, **38** (7), 641 (2008). [A.V. Kondyurin, A.P. Sviridov, Quantum Electronics, **38** (7), 641 (2008). DOI: 10.1070/QE2008v038n07ABEH013845].
- [7] K.F. Palmer, D. Williams, J. Opt. Soc. Am., **64** (8), 1107 (1974). DOI: 10.1364/JOSA.64.001107
- [8] Н.В. Минаев, В.И. Юсупов, Приборы и техника эксперимента, № 2, 128 (2021). DOI: 10.31857/S0032816221010341 [N.V. Minaev, V.I. Yusupov, Instrum. Exp. Techn., **64** (2), 297 (2021). DOI: 10.1134/S0020441221010309].
- [9] V.P. Skripov, E.N. Sinityn, P.A. Pavlov, G.V. Ermakov, G.N. Muratov, N.V. Bulanov, V.G. Baidakov, *Thermophysical properties of liquids in the metastable (superheated) state* (Gordon and Breach Science Publ., N.Y., 1988).
- [10] P.V. Skripov, A.P. Skripov, Int. J. Thermophys., **31** (4-5), 816 (2010). DOI: 10.1007/s10765-010-0738-4
- [11] В.И. Юсупов, А.Н. Коновалов, В.А. Ульянов, В.Н. Баграташвили, Акуст. журн., **62** (5), 531 (2016). DOI: 10.7868/S032079191605019 [V.I. Yusupov, A.N. Kononov, V.A. Ul'yanov, V.N. Bagratashvili, Acoust. Phys., **62** (5), 537 (2016). DOI: 10.1134/S1063771016050183].
- [12] В.И. Юсупов, Сверхкритические флюиды: теория и практика, **14** (1), 71 (2019).
- [13] S. Thomsen, J.A. Pearce, in *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*, ed by A.J. Welch, M.J.C. van Gemert (Springer, Dordrecht, 2010), p. 487. DOI: 10.1007/978-90-481-8831-4_13
- [14] J. Wang, H. Niino, A. Yabe, Appl. Surf. Sci., **154-155**, 571 (2000). DOI: 10.1016/S0169-4332(99)00462-6
- [15] D. Yang, Y.L. Xiong, X.F. Guo, Int. J. Naval Architect. Ocean Eng., **9** (1), 35 (2017). DOI: 10.1016/j.ijnaoe.2016.07.003