

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 535.321.54:620.1.08

**ДИСТАНЦИОННЫЙ ИНДИКАТОР ТЕМПЕРАТУРЫ ТОРЦА
ОПТОВОЛОКНА ДЛЯ ЗАДАЧ ЛАЗЕРНОЙ ХИРУРГИИ**

© 2023 г. В. В. Казаков^а, *, В. А. Каменский^б

^аФедеральный исследовательский центр “Институт прикладной физики РАН”
Россия, 603950, Нижний Новгород, ул. Ульянова, 46

^бНИИ экспериментальной онкологии и биомедицинских технологий ПИМУ
Россия, 603005, Нижний Новгород, пл. Минина и Пожарского, 10/1

*e-mail: kazak@appl.sci-nnov.ru

Поступила в редакцию 01.07.2022 г.

После доработки 08.07.2022 г.

Принята к публикации 04.09.2022 г.

Для лазерного скальпеля разработан метод контроля температуры на торце его оптоволоконна с конвертером путем возбуждения в нем ультразвуковых импульсов продольных и изгибных волн и измерения времени задержки их распространения. Для возбуждения в сердцевине оптоволоконна ультразвуковых волн на частоте 1.1 МГц с помощью пьезоэлемента из ЦТС-19 использовался метод клина. В качестве материала клина использовался сплав Розе, а для его закрепления на защитной оболочке оптоволоконна – навитая на нем тонкая проволока. Измерение задержек ультразвуковых импульсов осуществлялось методом стробирования сигналов для дальностей локации, соответствующих отражению от рабочего торца оптоволоконна. При превышении установленных значений температур выработывается цифровой сигнал для звуковой сигнализации и для схемы управления лазером с целью уменьшения мощности излучения.

DOI: 10.31857/S0032816223010172, EDN: PVOTZL

ВВЕДЕНИЕ

Лазерный скальпель активно используется для резки биологических тканей в различных разделах медицины: при операциях, удалении папиллом в дерматологии, протезировании в стоматологии, дроблении почечных камней [1, 2]. Скальпель состоит из лазера с блоком управления мощностью излучения и оптоволоконна с держателем для перемещения его в биологической ткани. При поглощении оптического излучения в локальной области биологической ткани происходит увеличение ее температуры, которое обуславливает: быстрое рассечение при малой ширине разреза, сгорание и испарение, соединение за счет коагуляции, уменьшение кровотечения, подавление жизнедеятельности бактерий.

Для увеличения термического эффекта на торец оптоволоконна наносят конвертер – поглощающее свет покрытие в виде компаунда с графитом, например Dental Photonics [3, 4]. В этом случае температуру вблизи торца сердцевины оптоволоконна в воздухе удается поднять вплоть до 1200–1300°C – температуре размягчения кварцевого стекла. Однако с увеличением температуры время жизни конвертера существенно сокращается, до десятков секунд, что требует его повторного нанесения. По-

является необходимость определения и ограничения температуры в зоне торца оптоволоконна с целью как увеличения срока службы конвертера, так и непредвиденного перегрева биологической ткани.

Широкий диапазон температур, возникающих в процессе абляции, создает определенные сложности при выборе как метода измерения температуры в зоне нагрева, так и соответствия условий калибровки условиям использования лазерного скальпеля на практике. Бесконтактные пирометры не позволяют измерять температуру в глубине биологической ткани, а использование оптических методов с дополнительным оптоволоконном, позволяющим исследовать изменения спектра отраженного сигнала, технически сложно реализуемо и, кроме того, при измерениях требует одновременного учета многих факторов [5–7], в частности изменения теплообмена в зоне нагрева ткани и коэффициента поглощения света тканевыми структурами, через которые продвигают оптоволоконно.

Задачу контроля температуры можно упростить, если отказаться от измерения температуры в широком диапазоне и ограничиться созданием простого индикатора определенного, критически важного для текущих условий использования значения температуры. Назначение индикатора заключается в том, чтобы при превышении опре-

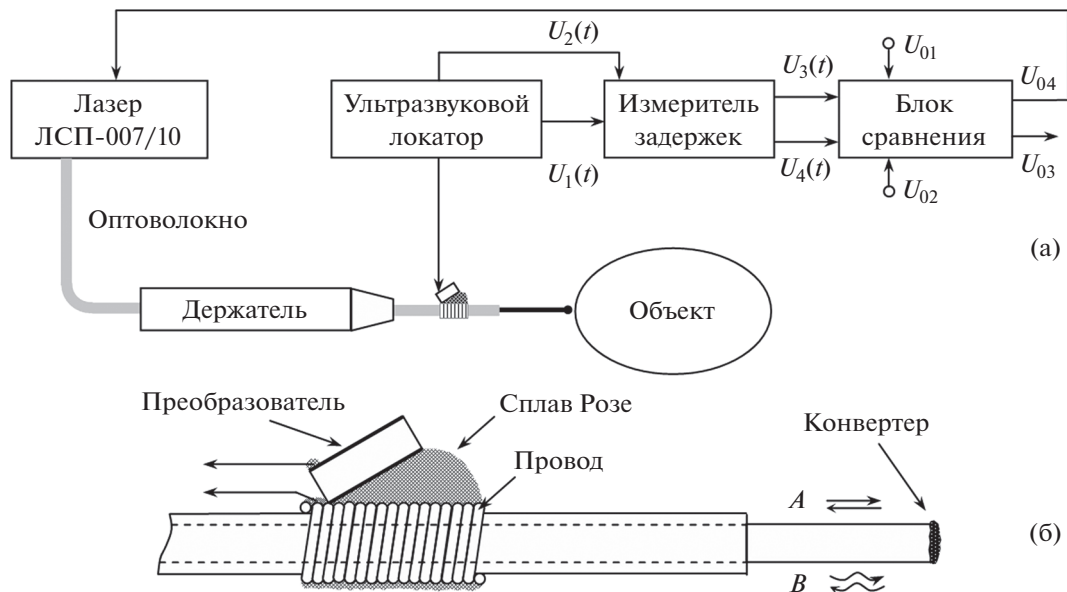


Рис. 1. Схема проведения измерений (а) и крепления пьезоэлемента к оптоволокну (б).

деленного значения температуры вблизи торца оптоволокну, величина которого устанавливается экспериментально, максимально быстро уменьшить мощность излучения лазера одним из способов: либо изменением параметров широтно-импульсной модуляции блока питания лазера, либо шунтированием тока через лазер с помощью добавочного резистора.

Для решения этой задачи предлагается использовать зависимость изменения скорости распространения ультразвуковой волны в твердом теле от его температуры [8, 9]. Известно, что скорость c продольных волн в образцах из кварцевого стекла составляет 5460–5990 м/с, она сильно зависит от присутствующих в нем примесей и имеет аномальный характер – возрастает с увеличением температуры с коэффициентом $\Delta c = 0.7\text{--}1.2$ (м/с)/°С [10, 11]. В упрощенном случае можно считать, что изменение скорости волны происходит скачкообразно на участке длиной d_0 за счет его “мгновенного” нагрева от конвертера до температуры T_0 . Тогда время задержки распространения ультразвукового импульса Δt_1 при локации на отражение и выборе следующих параметров: $c = 5960$ м/с, $\Delta c = 0.9$ (м/с)/°С, $d_0 = 2\text{--}3$ мм, $T_0 = 300\text{--}700$ °С – можно оценить как 26–92 нс, что вполне доступно для измерения.

МЕТОД ИЗМЕРЕНИЙ И КОНСТРУКЦИЯ ДАТЧИКА

Общая схема проведения измерений приведена на рис. 1а. В качестве источника непрерывного излучения света использовался лазерный аппарат

для хирургии ЛСП-007/10 “ИРЭ Полус”, использующий длину волны 0.97 мкм и имеющий максимальную мощность 30 Вт. Оптоволокну в изоляционной оболочке диаметром 1 мм вставляли в держатель, который при экспериментах удерживали рукой, обеспечивая перемещение излучающего свет торца оптоволокну в биологической ткани.

Для излучения в оптоволокну ультразвуковых волн и приема волн, отраженных от торца с нанесенным на него конвертером, к его оболочке на расстоянии 30 мм от торца крепили пьезоэлемент размером 1.5×2.5 мм и толщиной 0.8 мм под углом $20^\circ\text{--}30^\circ$ к его оси, для чего использовался оригинальный клин. Он состоял (см. рис. 1б) из основания в виде навитых витков к витку поверх оболочки 30-ти витков проволоки диаметром 0.2 мм и капли припоя из низкотемпературного сплава Розе. Сначала проволока залуживалась. При кратковременном касании паяльника происходил нагрев проволоки, ее надежное вплавление в поверхность оболочки с одновременным затеканием сплава в межвитковое пространство, в результате чего создавался сплошной акустический контакт залуженной поверхности с оптоволоком. Расплавление капли сплава между залуженной поверхностью и пьезоэлементом “мгновенно” обеспечивало крепление пьезоэлемента и его акустическую связь с оболочкой оптоволокну. Принципиально, чтобы возбуждение и прием ультразвуковых волн происходили не через кварцевый стержень, а через защитную оболочку оптоволокну. Хотя это существенно ослабляет амплитуду возбуждаемых волн, тем не менее, поз-

воляет сохранить механическую прочность оптоволокна на изгиб. Часть оптоволокна длиной 10–15 мм вблизи конвертера, используемая для непосредственного контакта с объектом, зачищалась от оболочки. С помощью ультразвукового локализатора преобразователь возбуждали на радиальной моде колебаний электрическими импульсами, имеющими четыре периода колебаний частоты 1.1 МГц, амплитуду 10 В и частоту повторения 4 Гц. При возбуждении методом клина [12] в кварцевый стержень в направлении конвертера одновременно излучались и продольная волна (А) со скоростью 5500 м/с, и поперечная (изгибная) волна (Б) со скоростью 2100 м/с.

С целью повышения чувствительности измерений в работе определялись не абсолютные значения времен t_{11} и t_{22} распространения продольных и изгибных ультразвуковых волн в оптоволокне, а их относительные изменения $t_{z1} = t_{11} - t_1$, $t_{z2} = t_{22} - t_2$, где t_1, t_2 – времена задержек переднего фронта стробирующих импульсов, устанавливаемых заранее. При этом максимальные значения t_{z1}, t_{z2} не превышают длительности периода частоты 1.1 МГц возбуждаемых колебаний. Для установления положения стробирующих импульсов использовался сигнал $U_1(t)$ задающего непрерывного генератора частоты 1.1 МГц с выхода ультразвукового локализатора, позволяющий синхронизировать работу всех цифровых узлов (делителей частоты, мультиплексоров, одновибраторов), выполненных на микросхемах серии АС74xxx. Преобразование “время–напряжение” осуществлялось с помощью двух генераторов пилообразных напряжений с временами нарастания 5 В/мкс, выполненных на транзисторах 2Т3906, 2Т3904. По фронту сигнала стробирующего импульса запускалась развертка напряжения, а по первому переднему фронту принятого сигнала она останавливалась. Вариацией времени нарастания изменялась чувствительность измерений в широких пределах. Пиковые значения напряжений $U_3(t)$ и $U_4(t)$, соответствующие задержкам t_{z1} и t_{z2} , запоминались устройствами выборки хранения на микросхемах AD783 на время, соответствующее периоду ультразвуковых посылок. Далее они поступали на два компаратора, где сравнивались с опорными напряжениями U_{01} и U_{02} , значения которых соответствовали выбранным предельным допустимым значениям температур T_1 и T_2 , устанавливаемым отдельно для каждого типа волн. При превышении температур на выходе компараторов устанавливаются значения логических единиц U_{03} и U_{04} , которые могут независимо использоваться для инициализации процесса уменьшения мощности лазера и, при необходимости, звуковой сигнализации. Значения опорных напряже-

ний определялись экспериментально по результатам бесконтактного измерения температуры с помощью пирометра DT-9860 (СЕМ, China) при нагреве торца оптоволокна в воздушной среде, когда возможно получение экстремальных значений температур.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

На рис. 2а приведены изменения задержек Δt_{z1} и Δt_{z2} распространения продольных и поперечных волн по отношению к значениям задержек, полученным при температуре 25°C для мощности $P = 23$ Вт и измерении в воздушной среде. Лазер включался на время $t = 7$ с, что приводило к нагреву торца оптоволокна с компаундом из графита, затем лазер выключался, и наблюдался процесс охлаждения оптоволокна. Согласно рисунку, значения сигналов в начале и конце записи совпадают, т.е. процесс многократно повторяем, что объясняется стабильностью механических характеристик кварцевой сердцевины оптоволокна. Экспериментально полученное время задержки Δt_{z1} соответствует проведенной выше оценке задержки распространения ультразвукового импульса Δt_1 для продольной волны. Из рисунка видно, что изменение задержки для продольной волны в разы меньше, чем для поперечной, и для каждой из них необходимо устанавливать свое значение порога ограничения температуры.

На рис. 2б для иллюстрации изменения сигналов $U_3(t), U_4(t)$ на выходе измерителя задержек в процессе резки приведены осциллограммы, пересчитанные в значения температур $U_3(^{\circ}\text{C}), U_4(^{\circ}\text{C})$ и нормированные, соответственно, на максимальное значение амплитуды, чтобы значения выбранных предельных температур для волн обоих типов были одинаковыми: $T_1 = T_2 = 400^{\circ}\text{C}$. В качестве модельного объекта использовались ткани куриного бедра. Мощность излучения лазера составляла 17.5 Вт. Излучение включалось через 5 с после начала записи, затем оптоволокно вдавливалось в ткань и перемещалось в нем в различных направлениях с изменением глубины в пределах 2–4 мм. Преднамеренно, для иллюстрации, через 11 с оптоволокно вынималось и начинался резкий рост температуры, вызванный нагревом мгновенно обуглившегося слоя биоткани, оставшегося на торце оптоволокна, затем лазер выключался и оптоволокно остывало. Согласно рис. 2б, задержка распространения ультразвуковых волн, отраженных от торца оптоволокна, происходит в соответствии с ожидаемым изменением температуры в зоне взаимодействия торца оптоволокна с биологической тканью.

Процессы нагрева, происходящие вблизи торца оптоволокна, достаточно сложны для анализа

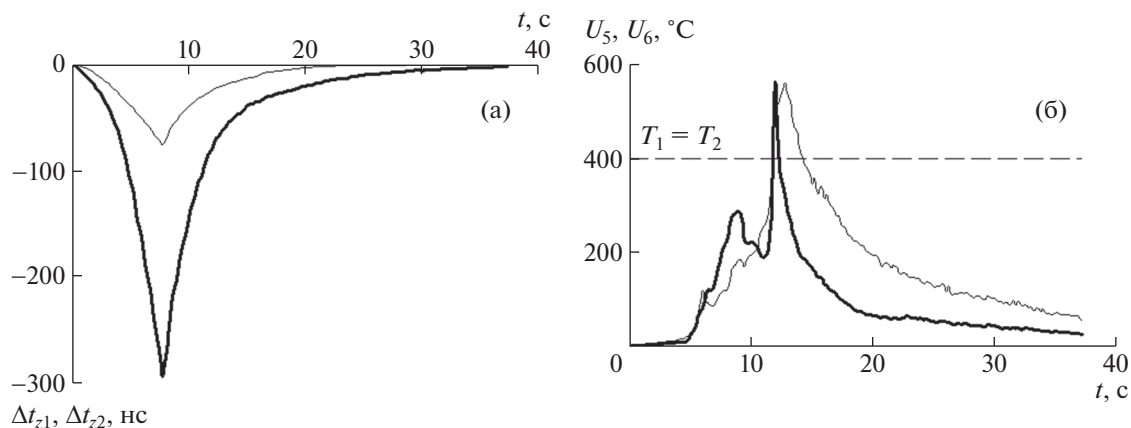


Рис. 2. Изменение задержки сигналов для продольной (тонкая линия) и изгибной (жирная линия) волн (а) и при резке биологической ткани (б).

и требуют учета многих факторов, поэтому задача прямой калибровки задержки распространения ультразвуковых волн от температуры для данных условий использования лазерного скальпеля не является тривиальной. Однако задача контроля превышения температурой определенного, заранее установленного значения может быть решена путем возбуждения в оптоволокне непосредственно с поверхности его оболочки продольной или поперечной волны и измерения изменения скорости ее распространения. Использование для анализа продольной волны имеет особенность: амплитуда сигнала продольной волны, отраженной от торца, существенно зависит от его подготовки. Если торец имеет сколы или существенный наклон к оси, продольная волна рассеивается, сигнал принятой волны значительно уменьшается вплоть до его пропадания. Вследствие этого по снижению амплитуды сигнала принятой продольной волны ниже определенного уровня дополнительно возможно установление факта деградации торца в процессе эксплуатации. Экспериментально показано, что наибольшая чувствительность при определении изменения температуры достигается при использовании результатов измерения скорости изгибной ультразвуковой волны — асимметричной волны Лэмба, поэтому для управления работой лазера целесообразно использовать сигнал U_{04} (см. рис. 1).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработан метод возбуждения продольной и изгибной волн в оптоволокне непосредственно с его защитной оболочки. Показана возможность измерения температуры вблизи торца оптоволокна по измерению времени задержки распространяющихся в нем ультразвуковых импульсов ча-

стойкой 1.1 МГц. Создан индикатор температуры лазерного скальпеля, который при превышении температурой определенного, априорно установленного значения вырабатывает логический сигнал, пригодный для инициализации звукового сигнала и управления лазером с целью изменения мощности его излучения. Это позволяет увеличить срок службы конвертера температуры на торце оптоволокна и избежать непреднамеренного перегрева биологической ткани при проведении хирургических операций.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта № 21-15-00371 Российского научного фонда.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Streltsova O.S., Grebenkin E.V., Bredikhin V.I., Yunusova K.E., Elagin V.V.* // *Sovremennye tehnologii v medicine*. 2019. V. 11. № 2. P. 103. <https://doi.org/10.17691/stm2019.11.2.15>
2. *Romanos G.E., Belikov A.V., Skrypnik A.V., Feldchtein F.I., Smirnov M.Z., Altshuler G.B.* // *Lasers in surgery and medicine*. 2015. V. 47. P. 411. <https://doi.org/10.1002/lsm.22360>
3. *Streltsova O.S., Grebenkin E.V., Bityurin N.M., Bredikhin V.I., Elagin V.V., Vlasov V.V., Kamensky V.A.* // *Photonics*. 2021. V. 8. P. 452. <https://doi.org/10.3390/photonics8100452>
4. *Sapogova N., Bredikhin V., Afanasiev A., Kamensky V., Bityurin N.* // *Photonics*. 2021. V. 8. № 10. P. 423. <https://doi.org/10.3390/photonics8100423>
5. *Schena E., Tosi D., Saccomandi P., Lewis E., Kim T.* // *Sensors*. 2016. V. 16. P. 1144. <https://doi.org/10.3390/s16071144>
6. *Zhou J., Guo X., Du C., Cao C., Wang X.* // *Sensors*. 2019. V. 19. P. 404. <https://doi.org/10.3390/s19020404>

7. *Скворцов Л.А., Кириллов В.М.* // Квантовая электроника. 2003. Т. 33. № 12. С. 1113. <https://doi.org/10.1070/QE2003v033n12ABEH002564>
8. *Olabode O.F., Fletcher S., Longsta A.P., Mian N.S.* // J. Manuf. Mater. Process. 2019. V. 3. P. 80. <https://doi.org/10.3390/jmmp3030080>
9. *Алабышев А.П.* // Сб. тр.: Новые материалы и технологии в машиностроении. Вып. 20. Брянск: БГИТА, 2014. С. 3–5. http://www.science-bsea.bgिता.ru/2014/mashin_2014_20/alabyshev_ras.htm
10. *Горальник А.С., Кульбицкая М.Н., Михайлов И.Г., Ферштат Л.Н., Шутилов В.А.* // Акустический журнал. 1972. Т. 18. Вып. 3. С. 391. http://www.akzh.ru/htm/1972_3.htm
11. *Лунин Б.С., Торбин С.Н.* // Вестник Московского университета. Сер. 2. Химия. 2000. Т. 41. № 3. С. 172.
12. *Викторов И.А.* Физические основы применения ультразвуковых волн Релея и Лэмба в технике. М.: Наука, 1966.