

# Система проточной лазерной диагностики жидкостей при генерации оптоакустического сигнала на рассеивателях сферической формы

**Д.А. Кравчук**

доцент кафедры электрогидроакустической и медицинской техники Южного федерального университета ИНЭП; г. Ростов-на-Дону

e-mail: denik545@ya.ru

**Аннотация.** Разработана лабораторная установка для проведения экспериментальных исследований оптоакустического эффекта в неподвижных и движущихся жидких средах. Разработана теория возбуждения оптоакустического сигнала на рассеивателях сферической формы. Разработан алгоритм методики проведения проточной диагностики жидкости.

**Ключевые слова:** лазер, диагностика, оптоакустические волны, биожидкость, виртуальный прибор.

## Введение

Актуальность данного исследования определяется быстрым развитием в настоящее время методов оптоакустической диагностики, использующих в качестве информационного параметра ультразвуковой отклик исследуемого образца. При этом возникает необходимость в изучении свойств импульсного звукового отклика в подвергнутых лазерному облучению реальных жидких средах: суспензиях, смесях, растворах, биологических пробах.

Принцип диагностики состоит в том, что исследуемый поток зондируется лазерным пучком, в котором измеряются параметры прошедшего через среду излучения. Так как лазерный пучок характеризуется совокупностью параметров: мощностью, поляризацией, длиной волны, частотой, фазой и направлением распространения, то по изменению этих параметров можно судить о процессах, происходящих в исследуемом потоке.

Оптико-акустический эффект (ОА), который приводит к возбуждению акустических волн при поглощении переменного светового потока, вызывает интерес с точки зрения прикладного использования в области медико-биологических измерений как перспективный метод диагностики биопроб [1–5].

Оптикоакустические источники звука имеют ряд преимуществ перед давно известными аку-

стическими излучателями: дистанционность, отсутствие непосредственного контакта со средой, в которой распространяется звук.

Взаимодействие интенсивного оптического излучения со средой может приводить к генерации звука. Физические механизмы оптоакустического эффекта весьма разнообразны, но при умеренной интенсивности света основным является тепловой эффект [1, 3]. Его сущность сводится к тому, что вызванное поглощением света быстрое нагревание отдельных участков среды приводит, вследствие теплового расширения, к возмущению плотности, распространяющемуся в виде звуковых волн. Излучение акустической волны сжатия при этом происходит в результате быстрого расширения паровой полости.

Рассмотрим возможность возбуждения оптоакустического сигнала в жидкости при наличии там сферических и цилиндрических источников генерации сигнала.

## Сферические источники, генерирующие оптоакустический сигнал

Распределение температуры в результате теплового нагрева, взятого в момент  $t = \tau$ , представляющего собой пространственное распределение Гаусса со значением  $e^{-1}$ , расположенным при  $r = (4k_T\tau)^{1/2}$ , где  $k_T = [m^2/c]$  – коэффициент кинематической вязкости, использовалось в [5], чтобы описать распределение температуры при  $t = 0$  для случая лазерного нагрева некоторого конечного объема источника сигнала. Если  $E_\alpha$  представляет собой энергию лазерного импульса, поглощенную объемом источника за «короткое» время, то пространственное и временное распределение температуры после нагрева при  $t = 0$  описывается формулой:

$$\Delta T(r, t) = \frac{E_\alpha}{\rho c_p \pi^{3/2} (r_0^2 + 4k_T\tau)^{3/2}} \exp\left(-\frac{r^2}{r_0^2 + 4k_T t}\right). \quad (1)$$

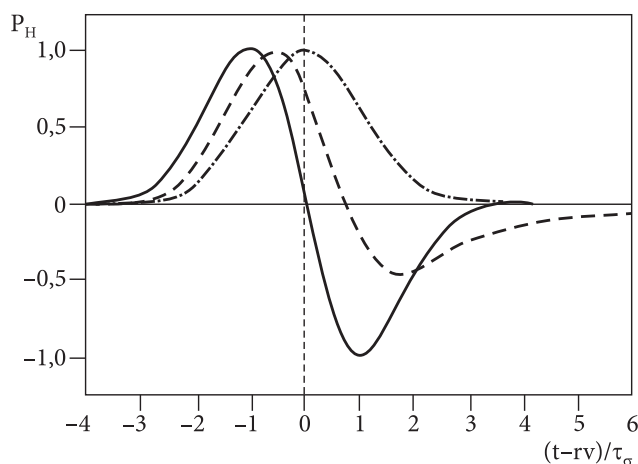
При  $t = 0$  это соответствует гауссовскому распределению в пространстве  $1/e$  с радиусом  $r_0$ . Предположение о коротком лазерном импульсе подразумевает, что температурный профиль источника ОА-сигнала существенно не изменяется во время нагрева лазера и что длительность нагрева, равная длительности лазерного импульса, на-

много меньше длительности генерируемого звука. Характерное время сигнала  $r_0/v$ , и если оно намного меньше  $r_0^2/k_t$ , диффузия тепла происходит медленно по сравнению с длительностью ОА-сигнала. Это приводит к минимальному значению для  $r_0$ :  $r_0 \gg k_t/v = 9,3 \cdot 10^{-11}$  м для воды или  $6,4 \cdot 10^{-11}$  м для мягкой ткани [5]. Для всех практических случаев это будет верно. Руководствуясь данными предположениями и используя начальное распределение Гаусса по температуре, которое описано формулой (4) при нулевом времени для сферически-симметричной геометрии, найдем решение волнового уравнения (справедливое для малых амплитуд):

$$P(r, t) = -P_{max} \frac{\sqrt{2e\nu}}{r_0} \left( t - \frac{r}{v} \right) \exp \left\{ - \left[ \frac{v}{r_0} \left( t - \frac{r}{v} \right) \right]^2 \right\}; \quad (2)$$

$$P_{max} = -P_{min} = \frac{\beta E_\alpha v^2}{(2\pi)^{3/2} \sqrt{e c_p r_0^2 r}},$$

где давление задается в виде амплитудного коэффициента  $P_{max}$ , умноженного на нормированную функцию. Эта функция эквивалентна первой производной гауссовской функции с запаздывающим временем  $t-r/v$  как переменной, состоящей, таким образом, из положительного (сжатия) импульса с последующим отрицательным (разрежение) пиком (рис. 1). Точка изгиба нормального распределения расположена в  $x = \sigma$ , квадратный корень дисперсии. Пиковые амплитуды сферического ОА-импульса расположены при  $t = r/v \pm \tau_{pp}/2$ , где  $\tau_{pp} = 2\sigma = 2^{1/2}r_0/v$ . Таким образом, положение мак-



**Рис. 1. Временные профили нормированных ОА-импульсов, генерируемых сферическим (сплошная линия), цилиндрическим (пунктирная) и плоским источником (пунктир с точкой) для временной функции дельта-импульсного нагрева. Происходит запаздывание времени прохождения звука от центра источника до точки наблюдения**

симумов соответствует максимумам градиента распределения поглощения. Было показано, что ОА-импульс, генерируемый мгновенно нагретым сферическим источником, является абсолютно антисимметричным в зависимости от времени относительно времени прохождения звука  $t = r/v$  от центра источника до точки наблюдения. Импульс не показывает эту симметрию как функцию сферической координаты  $r$ , обусловленную зависимостью амплитуд импульсов давления от  $r^{-1}$ . Для цилиндрического источника пик сжатия имеет более широкий, но меньший пик разрежения.

Пик разрежения ОА-импульса не обусловлен охлаждением источника, поскольку диффузия тепла пренебрежимо мала по временному масштабу импульса. В работе [6] предполагали, что разрежение вызвано инерцией массы, в то время как многие авторы в [4, 5, 7] вообще не упоминают физическую интерпретацию.

Легко убедиться в том, что в одномерном случае (в частности, плоский источник конечной толщины, внедренный в бесконечную среду с одинаковым акустическим сопротивлением) генерируются два импульса сжатия, которые распространяются в противоположных направлениях, инерция массы не объясняет разрежение в явном виде. С другой стороны, граничные условия для генерации ОА-импульса плоским, цилиндрическим или сферическим источником практически идентичны, если источник не расположен вблизи границы раздела с различным акустическим сопротивлением. Именно геометрию источника ОА-сигнала необходимо рассматривать как решающий фактор. В принципе, с решением волнового уравнения для временной и пространственной дельта-импульсной функции нагрева все остальные источники ПА могут быть построены по принципу суперпозиции.

На рис. 1 показаны три теоретических зависимости, характерные для различных геометрических форм источников оптоакустического сигнала, нормированные. Сферический сигнал соответствует теории [4]. Цилиндрический сигнал численно генерируется линейным источником, состоящим из перекрывающихся гауссовских сферических источников. По отношению к сферическому сигналу для цилиндрического сигнала максимальное сжатие, точка перехода через ноль и максимальное разрежение приходят позже, а пик разрежения расширяется и уменьшается по амплитуде. Полученный результат хорошо согласуется с теорией в [7] для гауссова цилиндрического источника.

#### Экспериментальная установка

На предварительном этапе исследования было проведено моделирование возбуждения короткого

акустического импульса. С этой целью для излучения использовался пьезоэлектрический излучатель. Импульсы длительностью 84 нс и периодом следования 10 кГц формировались с помощью генератора. Прием импульсов, излучаемых в модельную жидкость, осуществлялся пьезоэлектрическим преобразователем, выполненным на основе пьезо-керамического материала ЦТС-19.

Сигнал обрабатывался и записывался с помощью модульного измерительного комплекса NI PXI 1042Q (полоса пропускания – до 1 ГГц, максимальная частота дискретизации в реальном времени – 2 ГГц), предназначенного для проведения широкого спектра испытаний [1, 8–10].

Виртуальный прибор, разработанный на базе LabVIEW, содержит фильтр верхних частот, полосовой фильтр и систему записи данных на выходе каждого из устройств. Полученные экспериментальные данные по команде записываются в документ формата «.txt». Рабочие блоки программы представлены на *рис. 2*.

На поверхность биожидкости падает лазерный луч (*рис. 3*). Жидкость приводится в движение с помощью насоса, через трубки поступает в кювету, где на движущийся поток воздействует лазер. Действие света на вещество вызывает возмущения среды, сопровождающиеся излучением звука.

На *рис. 3* показаны кювета, наполненная жидкостью, приемный преобразователь и насос для прокачки жидкости.

### Разработка алгоритма диагностики биопроб проточным методом

Установка для диагностики клеток в кровотоке состоит из следующих функциональных частей: лазерного комплекса, ПК с программой для записи данных, УЗ-датчика с усилителем и фильтра низких частот, подключенного к цифровому

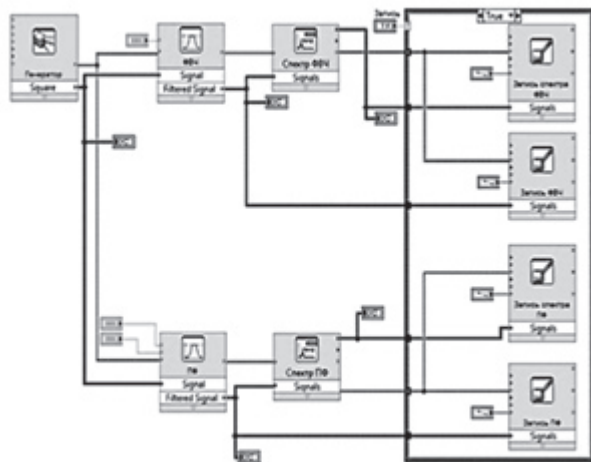


Рис. 2. Блок-диаграмма виртуального прибора

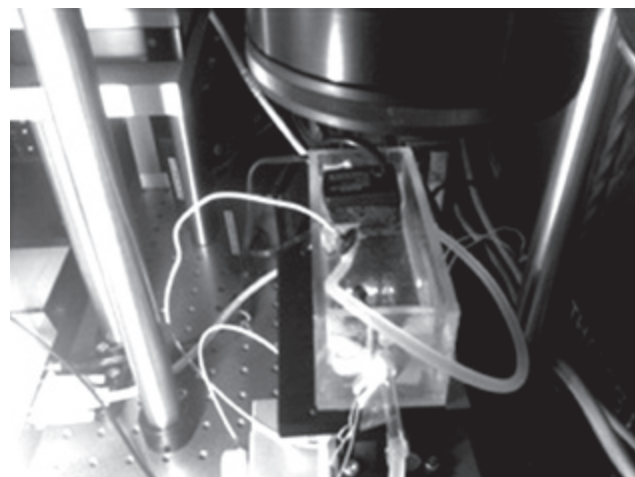


Рис. 3. Внешний вид экспериментальной установки

осциллографу. Алгоритм обследования начинается с одновременного запуска этих частей. ПК и цифровой осциллограф работают в непрерывном режиме. Далее лазер формирует световые импульсы, направленные на биопробу. При наличии бактериальных клеток с наночастицами в биопробе генерируется акустический отклик, который регистрируется УЗ-преобразователем и далее проходит фильтрацию и усиление. Далее сигнал поступает на цифровой осциллограф, который формирует осциллограмму и выводит ее на ПК. В реальном времени мы можем просматривать осциллограмму и сохранять данные, поступившие на ПК для дальнейшей обработки и анализа. Затем подсчитываются пики амплитуды, соответствующие акустическим откликам от скопления наночастиц на бактериальных клетках, выводится и сохраняется результат исследования. На *рис. 4* представлена блок-схема алгоритма проведения обследования методом проточной цитометрии.

### Заключение

Лазерная диагностика движущегося потока состоит в том, чтобы при известных параметрах зондирующего излучения и известных оптических параметрах потока найти параметры прошедшего или рассеянного излучения или излучения, генерирующегося в среде под воздействием лазера. Очевидно, что это возможно сделать при условии, что известны связи между физическими параметрами потока (температурой, скоростью, концентрацией и размером частиц, плотностью, давлением и т.д.) и его оптическими характеристиками (комплексным показателем преломления, градиентом показателя преломления, матрицей рассеяния и т.д.). Поэтому термооптическое возбуждение звука широко применяется в задачах диагностики жидкостей.



Рис. 4. Блок-схема алгоритма методики проведения проточной диагностики жидкости

Установлено, что наблюдаемые в средах оптоакустические эффекты выходят за рамки основополагающих разработанных моделей для идеальных сред, поэтому была предложена теория генерации оптоакустических волн сферическими источниками, а также схема-алгоритм проведения проточной диагностики жидкости. Таким образом, можно заключить, что описанный в данном исследовании метод возбуждения оптико-акустического сигнала имеет большой потенциал для исследований и измерения свойств жидкостей.

### Литература

1. Кравчук Д.А., Орда-Жигулина Д.В., Слива Г.Ю. Экспериментальные исследования оптоакустического эффекта в движущейся жидкости// Известия ЮФУ. Технические науки. 2017, № 4 (189). – С. 246–254.
2. Карабутов А.А., Пеливанов И.М., Подымова Н.Б., Скипетров С.Е. Измерение оптических характеристик рассеивающих сред оптико-акустическим методом // Квантовая электроника. 1999. – Т. 29, № 3. – С. 215.
3. Ботыгина Н.Н., Букатый В.И., Хмелевцов С.С. Генерация акустических волн, возникающих в процессе взаимодействия лазерного им-

пульса с водой// Акустический журнал. Том XXII. Вып. 5. – 1976. С 652–657.

4. M.W. Sigrist and F.K. Kneubühl, «Laser generated stress waves in liquids», J. Acoust. Soc. Am. 64, 1652–1663. 1978.

5. D.L. Balageas, J.C. Krapez, and P. Cielo, «Pulsed photothermal modelling of layered materials», J. Appl. Phys. 59, 348–357. 1986.

6. C.-L. Hu, «Spherical model of an acoustic wave generated by rapid laser heating in a liquid», J. Acoust. Soc. Am. 46, 728–736. 1969.

7. H.M. Lai and K. Young, «Theory of the pulsed optoacoustic technique», J. Acoust. Soc. Am. 72, 2000–2007. 1982.

8. Кравчук Д.А. Система регистрации оптоакустического эффекта в жидкости. Результаты эксперимента// Успехи современной науки и образования. 2016. – Т. 5. № 12. – С. 131–134.

9. Кравчук Д.А. Моделирование системы регистрации акустического сигнала в результате возбуждения оптико-акустического эффекта в жидкости// Успехи современной науки и образования. 2016. – Т. 4. № 11. – С. 121–123.

10. Кравчук Д.А. Экспериментальные исследования и моделирование процесса генерации оптоакустических волн// Электронный научный журнал «Инженерный вестник Дона», № 2 (2017). URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2017/4234](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2017/4234).

### The System of Flowing Laser Diagnostics of Liquids at Generation of an Optoacoustic Signal on Lenses of Spherical Shape

D.A. Kravchuk, associate professor of department of electrohydroacoustic and medical equipment of the Nanotechnologies, electronics and instrument making, Southern Federal University; Rostov-on-Don

e-mail: [denik545@ya.ru](mailto:denik545@ya.ru)

**Summary.** Laboratory installation is developed for conducting pilot studies of optoacoustic effect in motionless and moving liquid environments. The theory of excitement of an optoacoustic signal on lenses of spherical shape is developed. The algorithm of a technique of performing flowing diagnostics of liquid is developed.

**Keywords:** laser, diagnostics, optoacoustic waves, bio-liquid, virtual device.

### References:

1. Kravchuk D.A., Orda-Zhigulina D.V., Sliva G.Yu. Pilot studies of optoacoustic effect in moving liquid. *News of Southern Federal University. Technical science.* 2017. No. 4 (189). Pp. 246–254.
2. Karabutov A.A., Pelivanov I.M., Podymova N.B., Skipetrov S.E. Measurement of optical characteristics of the disseminating environments by an optoacoustic

method. *Quantum electronics*. 1999. Volume 29, No. 3. p. 215.

3. Botygipa N.N., Bukaty V.I., Khmelevtsov S.S. Generation of the acoustic waves arising in the course of interaction of a laser impulse with water. *Acoustic magazine*. Volume XXII. Release 5. 1976. Pp. 652–657.

4. Sigrist M.W., Kneubühl F.K. Laser generated stress waves in liquids. *Journal Acoust. Soc. Am.* 64. 1978. Pp. 1652–1663.

5. D.L. Balageas, J.C. Krapez, P. Cielo Pulsed photothermal modelling of layered materials. *Journal Appl. Phys.* 59. 1986. Pp. 348–357.

6. C.-L. Hu Spherical model of an acoustical wave generated by rapid laser heating in a liquid. *Journal Acoust. Soc. Am.* 46. 1969. Pp. 728–736.

7. H.M. Lai, K. Young Theory of the pulsed optoacoustic technique. *Journal Acoust. Soc. Am.* 72. 1982. Pp. 2000–2007

8. Kravchuk D.A. The system of registration of optoacoustic effect in liquid. Results of an experiment. *Progress of modern science and education*. 2016. Volume 5. No. 12. Pp. 131–134.

9. Kravchuk D.A. Modeling of system of registration of an acoustic signal as a result of arousing optoacoustic effect in liquid. *Achievements of modern science*. 2016. Volume 4. No. 11. Pp. 121–123.

10. Kravchuk D.A. Pilot studies and modeling of process of generation of optoacoustic waves. Online scientific magazine «Engineering bulletin of Don», No. 2 (2017). [URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2017/4234](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2017/4234).]

## О методе моделирования оптоакустических сигналов от источников сферической формы на примере эритроцитов

**Д.А. Кравчук**

доцент кафедры электрогидроакустической и медицинской техники Южного федерального университета ИНЭП; г. Ростов-на-Дону

e-mail: [denik545@ya.ru](mailto:denik545@ya.ru)

**Аннотация.** Разработана теория возбуждения оптоакустического сигнала на рассеивателях сферической формы, для моделирования агрегированных и не агрегированных эритроцитов. Исследование агрегации эритроцитов необходимо для установления количества агрегатов, т.к. гиперагрегация является патологией.

**Ключевые слова:** лазер, диагностика, оптоакустические волны, биожидкость, эритроциты, сферические источники.

### Введение

Оптоакустическая (ОА) визуализация является активной областью биомедицинских исследований, которая привлекает большое внимание в последние годы. При ОА-визуализации ткани обычно облучаются лазером с коротким импульсом. Ткани поглощают энергию падающего излучения, нагреваются, подвергаются термоупругим расширениям и затем испускают волны давления. По существу, оптические и термоупругие свойства ткани исследуются путем обнаружения волн давления с использованием ультразвуковых технологий после освещения лазерным излучением. Оптоакустический метод никогда не использовался для изучения агрегации эритроцитов в крови человека. Хотя агрегация эри-

троцитов (красных кровяных клеток) в крови человека – это нормальное явление, гиперагрегация является патологическим состоянием. Она связана с широким спектром патологических состояний, таких как острый инфаркт миокарда, церебральная ишемия, диабет и серповидно-клеточная анемия. Это происходит из-за присутствия в крови больших белков плазмы, что при ненормальных уровнях [1] и может приводить к различным сердечно-сосудистым расстройствам.

Агрегация эритроцитов косвенно оценивается для клинических целей через скорость оседания эритроцитов (СОЭ), но этот метод плохо коррелирует с агрегацией эритроцитов [2]. В работе [3] для измерения агрегации эритроцитов использовался метод оптической когерентной томографии в доплеровском спектре. Результаты показали, что дисперсия спектра частот Доплера способна дифференцировать неагрегирующие и агрегирующие эритроциты при гематокритах от 30% до 55%.

### Постановка задачи

Цель работы – показать, что ОА-метод может быть реализован на практике для оценки неинвазивного уровня агрегации эритроцитов.

Волновое уравнение для давления, создаваемого при поглощении оптического излучения (теплопроводность остается равной нулю до того, как импульс давления запущен):

$$\nabla^2 p - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H}{\partial t},$$