

## Раздел V. Диагностика состояния различных сред и психофизического состояния человека

УДК 534:535

DOI 10.23683/2311-3103-2017-4-246-254

Д.А. Кравчук, Д.В. Орда-Жигулина, Г.Ю. Слива

### ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ОПТОАКУСТИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА В ДВИЖУЩЕЙСЯ ЖИДКОСТИ

*При взаимодействии мощного оптического излучения, генерируемого современными лазерами, со средой в последней могут возбуждаться звуковые волны. Параметры акустического сигнала, тепловой механизм возникновения которого связан с неоднородным локальным нагревом и расширением среды при поглощении в ней лазерного излучения, зависят от оптических, теплофизических и акустических параметров поглощающей среды. Поэтому термооптическое возбуждение звука широко применяется в задачах диагностики жидкостей. Разработана лабораторная установка для проведения экспериментальных исследований оптоакустического эффекта в неподвижных и движущихся жидких средах на основе лазерного комплекса ЛМО 100-532/1064-4 (красная линия). Для регистрации и обработки акустического сигнала, сформированного в результате генерации звука с помощью оптоакустического эффекта в жидкости, синтезирован виртуальный прибор в среде LabVIEW. Движение жидкости в кювете управляется насосом, который создает в объеме ламинарный поток. Приведены результаты эксперимента по возбуждению оптоакустического сигнала в жидкости с помощью лазера, для лазерной диагностики потока. 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. Исследование актуально, поскольку в настоящее время быстро развиваются методы оптоакустической диагностики, использующие 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. Мы установили, что наблюдаемые в этих средах оптоакустические эффекты выходят за рамки основополагающих разработанных моделей для идеальных сред.*

*Лазер; оптоакустические волны; биожидкость; виртуальный прибор; спектр сигнала.*

D.A. Kravchuk, D.V. Orda-Zhigulina, G.Yu. Sliva

### EXPERIMENTAL INVESTIGATIONS OF THE OPTOACOUSTIC EFFECT IN A MOVING FLUID

*In case of interaction of the powerful optical radiation generated by modern lasers with the environment, sound waves can be initiated in the last. Parameters of an acoustic signal, which thermal origins are connected with heterogeneous local heating and expansion of the environment in case of absorption of laser radiation in it, depend on optical, heatphysical and acoustic parameters of the absorbing environment. Therefore thermo-optical excitation of sound is widely applied in diagnostics of liquids. Laboratory facility is developed for conducting pilot studies of optoacoustic effect in motionless and moving liquid environments on the basis of the laser LIMO 100-532/1064-4 complex (the red line). For registration and handling of the acoustic signal created as a result of generation of sound by means of optoacoustic effect in liquid the virtual device in the environment of LabVIEW is synthesized. Movement of liquid in a ditch is controlled by the pump which creates a*

*laminar flow in the volume. Results of the experiment on excitement of the optoacoustic signal are given in liquid by means of the laser, for the laser diagnostics of a flow. The principle of diagnostics consists that the researched flow is probed by a laser bunch in which parameters of the radiation which passed through the environment are measured. As the laser bunch is characterized by set of parameters: capacity, polarization, wavelength, frequency, phase and direction of distribution, by change of these parameters it is possible to judge the processes occurring in the researched flow. The research is urgent as now the methods of optoacoustic diagnostics using an ultrasonic response of the researched sample as information parametkr quickly develop. At the same time appears the necessity to study the pulse sound response properties in the real liquid environments subjected to laser radiation: suspensions, mixtures, biological tests. We established that the optoacoustic effects observed in these environments are beyond the basic developed models for ideal environments.*

*Optoacoustic waves; carbon nanoparticles; piezoelectric converters; signal harmonicas.*

**Введение.** 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 неинвазивный метод диагностики биообъектов [1, 2].

Взаимодействие интенсивного оптического излучения со средой может приводить к генерации звука. Физические механизмы этого явления 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.

**Постановка задачи.** Теория возбуждения звука в жидкостях при поглощении импульсного оптического излучения внутри среды изложена в [3, 12–14, 19]. Приведем выражение для максимального давления в звуковом импульсе в предположении сферической симметрии

$$p_m \approx 3E_n \beta c / 16\pi\tau R R_0 J c_p.$$

Здесь  $E_n$  – поглощенная энергия,  $\beta$  – коэффициент теплового расширения,  $c$  – скорость звука в жидкости,  $\tau$  – длительность импульса излучения,  $R$  – расстояние от центра сферы до точки наблюдения,  $R_0$  – радиус фокальной области,  $c_p$  – удельная теплоемкость,  $J$  – механический эквивалент теплоты. Формула получена при следующих основных предположениях: жидкость считается невязкой; теплопроводность не учитывается; испарения нет; импульс воздействующего лазерного излучения является прямоугольным. Рассмотрим теперь возбуждение звука при поглощении излучения внутри среды, когда вся поглощенная энергия мала и вещество не испаряется. В этом случае генерация звука происходит из-за расширения быстро нагретого объема вещества и формула примет следующий вид [19]:

$$P_{m>} = \frac{3E\beta c}{8\pi\tau R_0 r c_p}.$$

Полная поглощенная энергия должна быть меньше критической (для воды  $2260 \text{ дж/см}^3$  [3]), соответствующей полному испарению. Для численных оценок  $\tau = 84 \text{ нс}$ ,  $R_0 = 3 \cdot 10^{-2} \text{ см}$ , расстояние до точки наблюдения  $r = 0,02 \text{ м}$ ;  $c = 1500 \text{ м/сек}$ ,  $\beta = 1,4 \cdot 10^{-4} \text{ град}^{-1}$ ,  $c_p = 4,18 \text{ дж/г} \cdot \text{град}$ . Используя формулу, получим  $p_{m>} \cong 390 \text{ кПа}$ .

Оптикоакустические источники звука имеют ряд преимуществ перед давно известными акустическими излучателями: дистанционность, отсутствие непосредственного контакта со средой, в которой распространяется звук.

Генерация звука обусловлена тепловым расширением нагреваемых оптическим излучением участков среды. С увеличением плотности энергии, выделившейся в веществе, становятся существенными эффекты, обусловленные возраста-

нием скорости расширения нагреваемого объема среды, а также изменения термодинамических параметров вещества в процессе действия лазерного излучения. При дальнейшем росте плотности энергии развиваются более сложные процессы генерации звука, связанные с фазовыми переходами и оптическим пробоем [3].

В работах [6, 7, 15–18] проводились эксперименты по исследованию капиллярных патологий кровотока с помощью фотоакустического импульсного метода измерения состояния кровотока. Общий принцип фотоакустической потокометрии заключается в облучении эритроцитов модулированным лазерным светом, для образования оптоакустического эффекта, в результате которого образуются ультразвуковые волны. Скорость перемещения эритроцитов можно вычислить при регистрации измеренного времени прихода сигнала, фазы или частоты ультразвуковых волн, которые образуются в результате взаимодействия лазерного излучения и естественных рассеивателей, которыми являются эритроциты.

На предварительном этапе исследования было проведено моделирование возбуждения короткого акустического импульса. С этой целью для излучения использовался пьезоэлектрический излучающий. Импульсы длительностью 84 нс и периодом следования 10 кГц формировались с помощью генератора среды LabVIEW Прием импульсов, излучаемых в модельную жидкость, осуществлялся пьезоэлектрическим преобразователем, выполненным на основе пьезокерамического материала ЦТС-19. Регистрируемый сигнал приведен на рис. 2, анализ полученного результата позволил сделать вывод о том, что приемный преобразователь и построенная система на базе LabView позволяет принимать и обрабатывать акустические сигналы с длительностями порядка 80-100 нс [8–10, 20].

Сигнал обрабатывался и записывался с помощью модульного измерительно-го комплекса NI PXI 1042Q (полоса пропускания – до 1 ГГц, максимальная частота дискретизации в реальном времени – 2 ГГц), предназначенного для проведения широкого спектра испытаний [1, 4, 11].

Разработанный виртуальный прибор 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. 1.

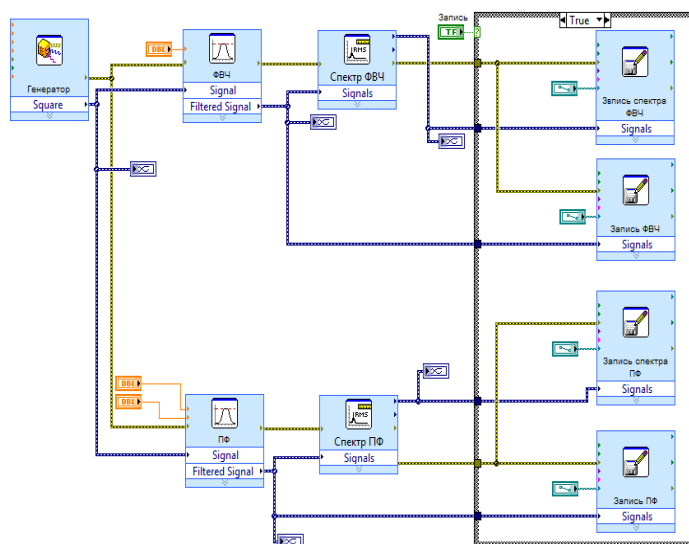


Рис. 1. Блок-диаграмма виртуального прибора

Интерфейс программы содержит графики данных, строящиеся в реальном времени, окно сигнала фильтра высоких частот с изменяемой частотой среза, график частотного спектра после фильтра высокой частоты и файлы в которые происходит запись данных (рис. 2). Фильтра верхних частот был реализован на основе фильтра Баттерворта [10–11].

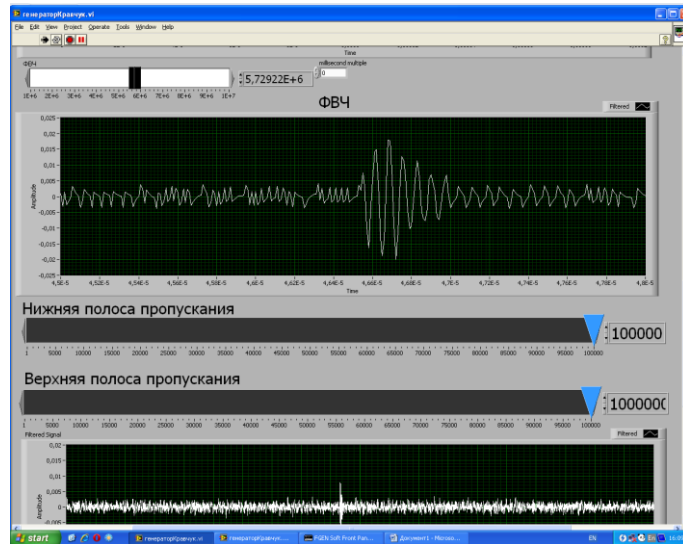


Рис. 2. Регистрируемый сигнал

С помощью встроенной функции построения спектра сигнала после фильтра верхних частот и полосового фильтра в программу был добавлено быстрое преобразование Фурье для анализа высокочастотного сигнала в заданной полосе частот (рис. 3).

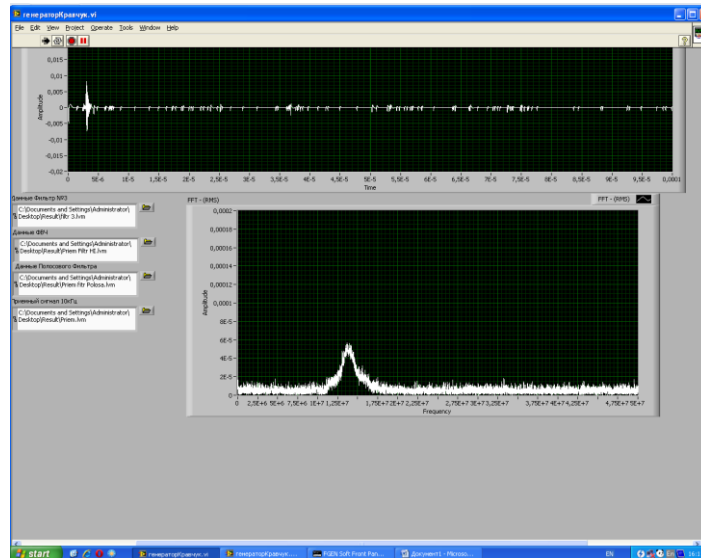


Рис. 3. Спектр сигнала

Измерительная установка была построена, как описано ранее [1, 4, 5], с использованием лазера, модель LIMO 100-532/1064-U на основе Nd:YAG лазера с фиксированной длиной волны 1064 нм, длительностью импульса 84 нс, и энергией в импульсе, которая могла задаваться программно в диапазоне 0,1 до 100 Вт (табл. 1). Значение частоты следования импульсов лазера, которая определяет частоту основной гармоники генерируемого оптико-акустического сигнала, составляла 10 кГц.

Таблица 1

Параметры установки LIMO 100-532/1064-4

|  |         |
|--|---------|
| Длина волны лазерного излучения, $\lambda$ | 1064 нм |
| Частота следования импульсов, $f_{rep}$    | 10 кГц  |
| Энергия в импульсе, E                      | 11 мДж  |
| Длительность импульса, $\tau$              | 84 нс   |
| Диаметр луча, d                            | 3,5 мм  |
| Пиковая мощность, $P_{peak}$               | 170 кВт |

Сгенерированный лазером ОА сигнал детектировался ультразвуковым преобразователем, который прикреплялся к стенке кюветы. Кювета наполнялась жидкостью. Расстояние от лазерного пятна до УЗ приемника составляло 0,5–1 см. Сигнал от УЗ датчика регистрировался цифровым осциллографом системой LabVIEW. Приемник ультразвуковых колебаний представляет собой пьезочувствительный элемент из ЦТС-19 толщиной 0,3 мм и диаметром 41 мм (диаметр металлизации – 8 мм). Полоса регистрации приемного тракта 5 МГц при чувствительности приемника 5 мкВ/Па. По результатам измерения оптико-акустического сигнала зарегистрированного в неподвижной жидкости была проведена оценка уровня звукового давления, которое составило 400 кПа. Полученные экспериментальные результаты совпадают с приведенным выше теоретическим расчетом.

На рис. 4 приведена кювета, наполненная жидкостью, которая расположена в универсальном лазерном комплексе LIMO, состоящем из двух твердотельных Nd:YAG лазеров.

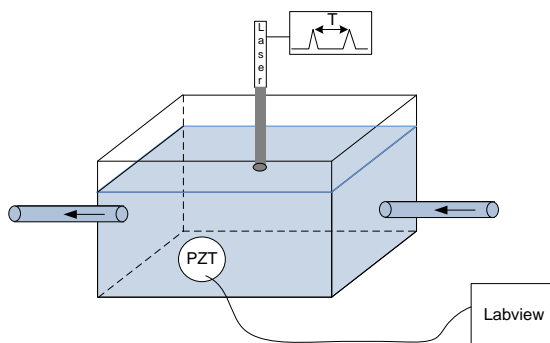


Рис. 4. Схема экспериментальной установки

Основные узлы системы. Лазер; система регистрации и записи сигнала LabVIEW; PZT – пьезокерамический преобразователь.

На поверхность биожидкости падает лазерный луч (рис. 4). 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.



Рис. 5. Внешний вид экспериментальной установки

На рис. 5 приведена кювета, наполненная жидкостью, приемный преобразователь и насос для прокачки жидкости.

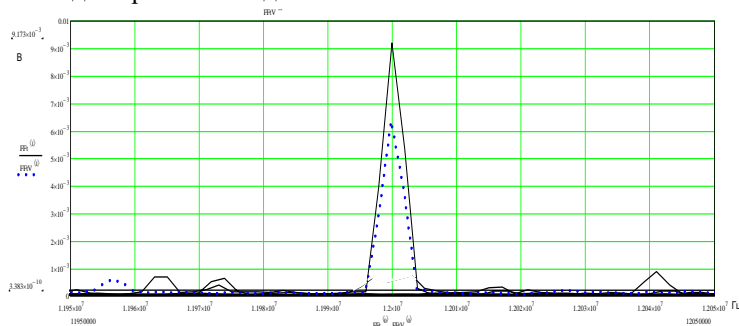


Рис. 6. Амплитудно-частотный спектр сигнала

**Заключение.** На рис. 6 приведен амплитудно-частотный спектр ОА сигнала построенный для случаев воздействия лазерного луча на неподвижную и движущуюся жидкость, сплошной линией показан спектр в неподвижной жидкости, пунктиром показан спектр сигнала движущейся жидкости. В результате нами было замечено, что при скорости жидкости свыше 100 мл/мин наблюдалось снижение амплитуды оптоакустического сигнала, вследствие воздействия потока на область теплового расширения среды при поглощении светового импульса лазера в месте образования опто-акустического сигнала. Насос, с помощью которого жидкость приводилась в движение, позволял менять скорость прокачки от 10–500 мл/мин. Также мы наблюдали спад амплитуды регистрируемого сигнала в движущейся жидкости, за счет движения частиц жидкости, интерференции и охлаждения участков жидкости на которую действует лазер. Полученные результаты экспериментальных исследований приведенные на рис. 6, они дополняют результаты, полученные ранее [1, 4, 5, 11, 20].

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.).

Таким образом, описанный в данном исследовании метод возбуждения оптико-акустического сигнала имеет большой потенциал для исследований и измерения кровотока внутри сосудов.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Старченко И.Б., Малюков С.П., Орда-Жигулина Д.В., Саенко А.В.* Измерительный комплекс для лазерной диагностики биообъектов с использованием наночастиц на базе LIMO100 // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2013. – № 2 (22). – С. 166-172.
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 импульса с водой // Акустический журнал. – 1976. – Т. XXII. – Вып. 5. – С. 652-657.
4. *Джуплина Г.Ю., Старченко И.Б.* Система и методика исследования наноразмерных артефактов в кровотоке // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2010. – № 8 (109). – С. 61-64.
5. *Кравчук Д.А., Кириченко И.А., Орда-Жигулина Д.В.* Обзор методов использования наноразмерных объектов в биомедицинских исследованиях // Научные труды SWorld. – 2015. – Т. 5, № 4 (41). – С. 24-27.
6. Pulsed photoacoustic Doppler flowmetry using time-domain cross-correlation: Accuracy, resolution and scalability // J. Acoust. Soc. Am. – September 2012. – Vol. 132, No. 3.
7. *Joanna Brunker & Paul Beard.* Acoustic resolution photoacoustic Doppler velocimetry in bloodmimicking fluids // Scientific Reports | 6:20902 | DOI: 10.1038/srep20902.
8. *Kravchuk D.A., Kirichenko I.A., Orda-Gigulina D.V.* The review of methods of use nanodimensional objects in biomedical researches // SWorldJournal. – 2016. – Vol. 10, No. j116 (10). – P. 45-48.
9. *Kravchuk D.A., Vtorushin A.S., Myakinin V.A.* Tendencies of development of optoacoustic methods and devices in biomedicine // SWorldJournal. – 2016. – Vol. 10, No. j116 (10). – P. 42-45.
10. *Кравчук Д.А.* Система регистрации оптоакустического эффекта в жидкости. Результаты эксперимента // Успехи современной науки и образования. – 2016. – Т. 5, № 12. – С. 131-134.
11. *Кравчук Д.А.* Моделирование системы регистрации акустического сигнала в результате возбуждения оптико-акустического эффекта в жидкости // Успехи современной науки. – 2016. – Т. 4, № 11. – С. 121-123.
12. *Тучин В.В.* Оптическая биомедицинская диагностика. – М.: Физматлит, 2007. – 511 с.
13. *Грашин П.С., Карабутов А.А., Пеливанов И.М., Подымова Н.Б.* Измерение оптических характеристик рассеивающих сред по временному профилю оптико-акустического сигнала // Вестник Московского университета. Серия 3. Физика. Астрономия. – 2001. – № 2. – С. 39-42.
14. *Гусев В.Э., Карабутов А.А.* Лазерная оптоакустика. – М.: Наука, 1991. – 304 с.
15. *Бондаренко А.Н.* Лазерные методы возбуждения и регистрации акустических сигналов. – М.: Изд-во стандартов, 1989. – 115 с.
16. *Boas G.* Photoacoustic Imaging Gets Dynamic // Biophotonic International. – 2008. – P. 26-29.
17. *Shapiro H.M.* The evolution of cytometers // Cytometry. – 2004. – No. 58A. – P. 13-20.
18. *Shapiro H.M.* Practical flow cytometry // NJ: Wiley and Sons. 4th ed. Hoboken. – 2003. – P. 565-566.
19. *Бункин Ф.В.* Оптическое возбуждение звука // Акустический журнал. – 1973. – Вып. 3. – С. 305-320.
20. *Джуплина, Г.Ю., Вишневецкий В.Ю., Старченко И.Б., Шашкин М.С.* Теоретическая модель оптоакустического рассеяния на наноразмерных объектах для учета распределения загрязняющих веществ в водной среде // Инженерный вестник Дона. – 2011. – Т. 18, № 4. – С. 13-19.

REFERENCES

1. *Starchenko I.B., Malyukov S.P., Orda-Zhigulina D.V., Saenko A.V.* Izmeritel'nyy kompleks dlya lazernoy diagnostiki bioob"ektov s ispol'zovaniem nanochastits na baze LIMO100 [Measuring complex of laser diagnostics of biological objects with the use of nanoparticles on the basis of LIMO100], *Prikaspiyskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii* [Caspian journal: management and high technologies], 2013, No. 2 (22), pp. 166-172.
2. *Karabutov A.A., Pelivanov I.M., Podymova N.B., Skipetrov S.E.* Izmerenie opticheskikh kharakteristik rasseivayushchikh sred optiko-akusticheskim metodom [Measurement of optical characteristics of scattering media of optical-acoustic method], *Kvantovaya elektronika* [Quantum electronics], 1999, Vol. 29, No. 3, pp. 215.
3. *Botygipa N.N., Bukatyy V.I., Khmelevtsov S.S.* Generatsiya akusticheskikh voln, vznikayushchikh v protsesse vzaimodeystviya lazernogo impul'sa s vodoy [Generation of acoustic waves generated in the interaction of laser pulse with water], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustical physics], 1976, Vol. KhKhII, Issue 5, pp. 652-657.
4. *Dzhuplina G.Yu., Starchenko I.B.* Sistema i metodika issledovaniya nanorazmernykh artefaktov v krovotoke [System and technology of investigation of nanosized artifacts in blood current], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2010, No. 8 (109), pp. 61-64.
5. *Kravchuk D.A., Kirichenko I.A., Orda-Zhigulina D.V.* Obzor metodov ispol'zovaniya nanorazmernykh ob"ektov v biomeditsinskikh issledovaniyakh [Review of the methods of use of nanosized objects for biomedical researches], *Nauchnye trudy SWorld* [Scientific works SWorld], 2015, Vol. 5, No. 4 (41), pp. 24-27.
6. Pulsed photoacoustic Doppler flowmetry using time-domain cross-correlation: Accuracy, resolution and scalability, *J. Acoust. Soc. Am.*, September 2012, Vol. 132, No. 3.
7. *Joanna Bruncker & Paul Beard.* Acoustic resolution photoacoustic Doppler velocimetry in bloodmimicking fluids, *Scientific Reports* | 6:20902 | DOI: 10.1038/srep20902.
8. *Kravchuk D.A., Kirichenko I.A., Orda-Gigulina D.V.* The review of methods of use nanodimensional objects in biomedical researches, *SWorldJournal*, 2016, Vol. 10, No. j116 (10), pp. 45-48.
9. *Kravchuk D.A., Vtorushin A.S., Myakinin V.A.* Tenedencies of development of optoacoustic methods and devices in biomedicine, *SWorldJournal*, 2016, Vol. 10, No. j116 (10), pp. 42-45.
10. *Kravchuk D.A.* Sistema registratsii optoakusticheskogo effekta v zhidkosti. Rezul'taty eksperimenta [The system of registration of optoacoustic effect in liquids. The results of the experiment], *Uspekhi sovremennoy nauki i obrazovaniya* [Advances of modern science and education], 2016, Vol. 5, No. 12, pp. 131-134.
11. *Kravchuk D.A.* Modelirovanie sistemy registratsii akusticheskogo signala v rezul'tate vzbuzhdeniya optiko-akusticheskogo effekta v zhidkosti [Modeling system of registration of the acoustic signal as a result of excitation of photoacoustic effect in liquids], *Uspekhi sovremennoy nauki* [Successes of modern science], 2016, Vol. 4, No. 11, pp. 121-123.
12. *Tuchin V.V.* Opticheskaya biomeditsinskaya diagnostika [Optical biomedical diagnostics]. Moscow: Fizmatlit, 2007, 511 p.
13. *Grashin P.S., Karabutov A.A., Pelivanov I.M., Podymova N.B.* Izmerenie opticheskikh kharakteristik rasseivayushchikh sred po vremennomu profil'yu optiko-akusticheskogo signala [Measurement of optical characteristics of scattering media by the temporal profile of optoacoustic signal], *Vestnik Moskovskogo universiteta. Seriya 3. Fizika. Astronomiya* [Moscow University Physics Bulletin. Series 3. Physics. Astronomy], 2001, No. 2, pp. 39-42.
14. *Gusev V.E., Karabutov A.A.* Lazernaya optoakustika [Laser optoacoustics]. Moscow: Nauka, 1991, 304 p.
15. *Bondarenko A.N.* Lazernye metody vzbuzhdeniya i registratsii akusticheskikh signalov [Laser methods of excitation and detection of acoustic signals]. Moscow: Izd-vo standartov, 1989, 115 p.
16. *Boas G.* Photoacoustic Imaging Gets Dynamic, *Biophotonic International*, 2008, pp. 26-29.
17. *Shapiro H.M.* The evolution of cytometers, *Cytometry*, 2004, No. 58A, pp. 13-20.
18. *Shapiro H.M.* Practical flow cytometry, *NJ: Wiley and Sons*. 4th ed. Hoboken. 2003, pp. 565-566.
19. *Bunkin F.V.* Opticheskoe vzbuzhdenie zvuka [Optical excitation of sound], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic journal], 1973, Issue 3, pp. 305-320.



20. *Dzhuplina, G.Yu. Vishnevetskiy V.Yu., Starchenko I.B., Shashkin M.S.* Teoreticheskaya model' optoakusticheskogo rasseyaniya na nanorazmernykh ob'ektakh dlya ucheta raspredeleniya zagryaznyayushchikh veshchestv v vodnoy srede [Theoretical model of the optoacoustic scattering by nanoscale objects to account for the distribution of pollutants in the aquatic environment], *Inzhenernyy vestnik Dona* [Engineering journal of Don], 2011, Vol. 18, No. 4, pp. 13-19.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор С.П. Тарасов.

**Кравчук Денис Александрович** – Южный федеральный университет; e-mail: Kravchukda@sfedu.ru; 347922, ул. Шевенко, 2, корп. «Е»; тел.: 88643371795; кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; доцент.

**Слива Галина Юрьевна** – ЗАО ОКБ "Ритм"; e-mail: stabilan@okbritm.com.ru; 347900, г. Таганрог, ул. Петровская, 99; тел.: 88634383643; к.т.н., ведущий специалист.

**Орда-Жигулина Дина Владимировна** – e-mail: dinazhigulina@sfedu.ru; тел.: 88634311933; ведущий инженер.

**Kravchuk Denis Aleksandrovitch** – Southern Federal University; e-mail: Kravchukda@sfedu.ru; 347922, Schevchenko street, 2, build. "E"; phone: +78643371795; the department of electrohydroacoustic and medical equipment; associate professor.

**Sliva Galina Yurievna** – ZAO OKB "RITM"; e-mail: stabilan@okbritm.com.ru; 99, Petrovskaya street, Taganrog, Russia, 347900, Russia; phone: +78634383643; cand. of eng. sc.; senior specialist.

**Orda-Zhigulina Dina Vladimirovna** – e-mail: dinazhigulina@sfedu.ru; phone +78634311933; senior engineer.

УДК 534.771

DOI 10.23683/2311-3103-2017-4-254-261

**Н.Н. Чернов, И.А. Кириченко, Р.П. Бондаренко, И.И. Кириченко**

### **АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ СЛУХА С ПРИМЕНЕНИЕМ КОРРЕЛЯЦИОННЫХ ГРАФОВ**

*Решение задачи ранней диагностики заболеваний слуха человека является актуальным для проводимых профилактических обследований населения. Для целей диагностики слуха традиционно используются субъективные методы обследования, такие как тональная аудиометрия и речевая аудиометрия, а также объективные методы, одним из которых является тимпанометрия. Эти методы предусматривают графическое представление результатов. На качественную и количественную оценку полученных результатов, в особенности на анализ и принятие решений по таким характеристикам, как форма и конфигурация тональных аудиограмм, речевых аудиограмм и тимпанограмм, оказывает влияние субъективность оценки разными экспертами. При этом различие в оценках может быть значительным, что влияет на точность постановки диагноза. Представлена структурная схема биотехнической системы диагностики нарушений слуха, которая позволяет реализовать статистические методы анализа тональных аудиограмм и тимпанограмм. Использовались данные результатов импедансной аудиометрии тональной аудиометрии. Был проведен регрессионный анализ аудиограмм и тимпанограмм типа С с диагнозом отит. Вычислялось среднее значение коэффициента корреляции для внутрибарабанного давления и его среднеквадратическое отклонение. Результаты анализа данных по оценке силы корреляционной связи тональных аудиограмм, соответствующих нарушениям звукопроводимости и звукопроводимости при отите, и тимпанограмм, представленных в данной работе, позволяют сделать вывод о том, что в качестве значащего признака силы связи можно учитывать знак коэффициента корреляции для рассматриваемых случаев отклонения от нормы. По результатам оценки корреляционной связи тональных пороговых аудиограмм и тимпанограмм построены корреляционные графы. В качестве признака для тональных аудиограмм использовался коэффициент корреляции Пирсона. В случае анализа*