

Раздел III. Акустические методы и приборы в медико-биологической практике

УДК 534.29

С.А. Виллов, И.Н. Диденкулов, А.И. Мартьянов, Н.В. Прончатов-Рубцов
О ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЭФФЕКТА НЕЛИНЕЙНОГО
РАССЕЯНИЯ АКУСТИЧЕСКИХ ВОЛН В МЕДИЦИНСКОЙ
ДИАГНОСТИКЕ*

Работа посвящена экспериментальной проверке возможностей метода, использующего эффект Доплера на разностной частоте для определения скорости кровотока. Метод основан на одновременном воздействии на газовые пузырьки двух высокочастотных акустических волн накачки с близкими частотами и регистрации рассеянного пузырьками акустического поля на разностной частоте. Описываются преимущества применения указанного метода в задачах медицинской диагностики по сравнению с использованием линейного эффекта Доплера. Дается теоретический вывод основных соотношений, основанный на физических свойствах пузырька воздуха, определяющих связь между скоростью движения пузырька и сдвигом частоты рассеянного им сигнала по отношению к частотам волн накачки. Описывается проведенный авторами эксперимент, подтверждающий полученные теоретические соотношения, а также возможность использования рассматриваемого метода для решения задач в медицинской диагностике и в технических приложениях по измерению скорости потока в жидкостях с сильным поглощением звука. Показано, что форма доплеровского спектра зависит от распределения концентрации пузырьков по скоростям в зоне пересечения пучков накачки, что дает возможность определять распределение скоростей. Обсуждаются недостатки используемой методики и перспективы дальнейших исследований в данной области.

Нелинейное рассеяние; скорость кровотока; эффект Доплера.

S.A. Vilov, I.N. Didenkulov, A.I. Mart'yanov, N.V. Pronchatov-Rubtsov
THE POSSIBILITY OF USING THE EFFECT OF THE NON-LINEAR
ACOUSTICAL WAVES SCATTERING IN MEDICAL DIAGNOSTICS

The work is devoted to an experimental verification of a method using the difference frequency Doppler Effect to determine a blood velocity. This method is based on simultaneous action of two high-frequency primary acoustic waves with closed frequencies on bubbles and registration of the scattered by bubbles acoustic field at the difference frequency. Advantages of this method application in medical diagnosis problems in comparison with using of the linear Doppler Effect are described. The theoretical conclusion of the basic equations based on the physical properties of an air bubble defining communication between the movement speed of a bubble and frequency shift of the signal disseminated by it in relation to frequencies of rating waves is given. The experiment conducted by authors, confirming the received theoretical equations, as well as the ability of the method to be applied in medical diagnostics and in technical applications on measurement of

* Работа выполнена при частичной поддержке Гранта Российского научного фонда № 14-12-00882 (в части экспериментальной реализации метода), а также гранта Правительства РФ для государственной поддержки научных исследований, проводимых под руководством ведущих ученых (договор №11.G34.31.0066).

flow velocities in liquids with strong sound attenuation is described. It is shown that the Doppler spectrum form depends on bubble concentration velocity distribution in the primary acoustic beams crossing zone that allows one to measure the flow velocity distribution. Disadvantages of the method and prospects of further research in this field are discussed.

Non-linear scattering; blood velocity; Doppler Effect.

Введение. Задача измерения скорости потока жидкости неинвазивными акустическими методами возникает в различных областях науки и техники. Одной из таких областей является контроль потока жидкости (эмульсии) в трубопроводах. Другая интересная область применения акустических методов, интенсивно развивающаяся в последние годы, – это медицинская диагностика. Известно, что нарушение микроциркуляции крови в капиллярах и малых венах со временем ведет к серьезным проблемам здоровья человека. Поэтому ранняя диагностика таких нарушений является актуальной задачей современной медицины [1]. Для измерения скоростей движущихся объектов широко применяется метод, основанный на эффекте Доплера – сдвиге частоты отраженного от движущегося объекта сигнала по отношению к излученному [2]. Величина такого сдвига пропорциональна исходной частоте сигнала и скорости движения объекта. Этим методом производится измерение скорости кровотока в артериях, когда величины этой скорости достигают десятков см/с [2]. При этом акустические волны отражаются от движущихся по сосудистому руслу элементов крови, таких как эритроциты. При использовании ультразвуковых волн на частоте, например, 3 МГц, соответствующий сдвиг частоты при скорости крови в артерии ~30 см/с составляет порядка 600 Гц. Такие сдвиги частоты можно достаточно легко измерить современными инструментальными системами. Однако этот метод встречает трудности в реализации при малых скоростях кровотока, характерных для малых вен и капилляров. Скорость тока крови в них составляет менее 1 см/с вплоть до 0.5 мм/с. В случае ультразвуковой локации этих сосудов на частоте 3 МГц доплеровский сдвиг частоты составит величину от 20 Гц для скорости 1 см/с до 1 Гц для скорости 0.5 мм/с. Измерение столь малых сдвигов частоты с учетом нестабильности тока крови представляется невозможным. Выход может состоять в многократном увеличении частоты ультразвуковых волн, например до 10–15 МГц и выше. Однако с повышением частоты существенно увеличивается затухание звука в биологических тканях, вследствие чего пришлось бы значительно увеличивать мощность зондирующей акустической волны. Так как акустические поля с большой амплитудой способны повредить биологическую ткань, для определения скоростей кровотока необходимо применять другие методы, позволяющие использовать сигналы, обладающие меньшей интенсивностью.

В задаче измерения скорости течения многофазной жидкости возникает аналогичная проблема. И хотя в этом случае нет опасности акустических повреждений, увеличение интенсивности акустических волн тоже имеет определенный предел – обычно это порог кавитации, при превышении которого дальнейшее увеличение мощности акустического излучателя не приводит к заметному увеличению амплитуды поля.

Ряд таких методов основан на свойствах пузырька как осциллятора, обладающего выраженной резонансной частотой [3]. При этом частотный сдвиг в спектре рассеянного сигнала по-прежнему в силу эффекта Доплера пропорционален скорости движения объекта. Возможность использования газовых пузырьков, движущихся вместе с кровью в сосудах, в последние годы привлекло внимание многих исследователей. Разработаны и внедрены практику медицинской диагностики так называемые контрастные агенты – специальные пузырьки в липидной оболочке размерами порядка нескольких микрометров, которые с раствором жид-

кости вводятся в кровеносное русло [4, 5]. За время жизни порядка 10 мин до полного растворения в крови эти контрастные агенты разносятся по различным органам и позволяют при ультразвуковой эхоскопии этих органов увеличить контрастность изображения [6].

В достаточно сильных акустических полях свободные газовые пузырьки и контрастные агенты проявляют не только линейные, но и нелинейные свойства, которые обуславливают, в частности, появление гармоник высших порядков, а также комбинационных частот в спектре сигнала, рассеянного микропузырьком. Нелинейные акустические эффекты находят применение в диагностике жидких и твердых сред, биологических тканей [7–11].

В работах Лейгона рассматривался модуляционный метод [11]. Его суть заключается в получении комбинационных частот при рассеянии на пузырьке воздуха высокочастотной волны и волны с частотой, совпадающей с собственной резонансной частотой пузырька. В ходе других исследований [12–16] пузырек воздуха подвергался воздействию поля на резонансной частоте, а в спектре принимаемого сигнала выделялись высшие гармоники. В работах [8, 17, 18] исследовался метод разностной частоты, основанный на рассеянии пузырьками волн разностной частоты при воздействии на них двух высокочастотных волн.

Последний метод интересен тем, что волна разностной частоты, излучаемая пузырьком имеет существенно меньшее затухание в среде на пути распространения к приемнику, что позволяет уменьшить мощность излучаемых высокочастотных сигналов. Экспериментальная апробация этого метода является целью данной работы.

Теория. Рассмотрим сперва линейный эффект Доплера. Пусть скорость движения рассеивателя v , частота посылаемого сигнала w_1 , а углы между направлениями на излучатель и приемник и направлением движения объекта θ_1 и θ_2 соответственно. Тогда в результате эффекта Доплера принимаемая рассеивателем частота будет равна

$$w_r = w_1 \left(1 - \frac{v}{c} \cos \theta_1 \right). \quad (1)$$

В свою очередь, переизлученная частота составит

$$w_s = \frac{w_r}{1 - \frac{v}{c} \cos \theta_2}. \quad (2)$$

Таким образом, вычисление сдвига частоты w_s относительно w_1 дает возможность определить скорость движения объекта.

Прежде чем рассматривать эффект Доплера при рассеянии от пузырька рассмотрим свойства пузырька, обеспечивающие появление комбинационных частот в спектре рассеянного им сигнала.

Для колебаний стенки пузырька, размеры которого много меньше длины падающей волны, справедливо уравнение Рэлея:

$$R\ddot{R} + \frac{3\dot{R}^2}{2} = \frac{p_g - P_0 - p_a}{\rho_0}, \quad (3)$$

где $R(t)$ – радиус пузырька, ρ_0 – плотность жидкости, P_0 – статическое давление, p_g – давление газа в пузырьке, $p_a(t)$ – давление в акустической волне, падающей на пузырек. Уравнение Рэлея выводится из уравнения Эйлера и волнового уравнения [17].

Считая, что теплообмен между газом внутри пузырька и окружающей его жидкостью отсутствует, запишем уравнение состояния:

$$p_g = P_0 \left(\frac{V_0}{V_0 + V} \right)^\gamma. \quad (4)$$

Подставляя уравнение (4) в уравнение Рэлея (3), получаем выражение для изменения объема пузырька:

$$\ddot{V} + w_0^2 V + \mu \dot{V} - \frac{1}{8\pi R_0^3} [3(\gamma + 1)w_0^2 V^2 + 2V\dot{V} + (\dot{V})^2] = \frac{-4\pi R_0}{\rho_0} p_a, \quad (5)$$

где $w_0 = \frac{1}{R_0} \sqrt{\frac{3\gamma P_0}{\rho_0}}$ – частота собственных колебаний пузырька, γ – показатель адиабаты газа в пузырьке, R_0 – радиус пузырька при статическом давлении P_0 .

Пусть на пузырек воздействуют две плоские волны с частотами w_1 и w_2 :

$$p_a = P_1 e^{iw_1 t} + P_2 e^{iw_2 t}. \quad (6)$$

Тогда из (5) следует, что пузырек будет генерировать сигналы на комбинационных частотах $w_s = nw_1 \pm mw_2$, а компонента на разностной частоте $\Omega = w_1 - w_2$ составит

$$V_\Omega = \frac{2\pi [3(\gamma + 1)(w_0^2 - w_1^2 - w_2^2 + w_1 w_2)] P_1 P_2}{\rho_0^2 R_0 [w_0^2 - w_1^2 + i\delta w_1^2] [w_0^2 - w_2^2 + i\delta w_2^2] [w_0^2 - \Omega^2 + i\delta \Omega^2]}. \quad (7)$$

Если учесть, что $\Omega \ll w_{1,2}$, из (7) получаем

$$V_\Omega = \frac{2\pi P_1 P_2}{\rho_0^2 R_0 w_1^2 [w_0^2 - \Omega^2 + i\delta \Omega^2]}. \quad (8)$$

Если пузырек движется, то принимаемая частота Ω_r в силу эффекта Доплера будет отличаться от разностной частоты Ω . Рассмотрим схему, изображенную на рис. 1.

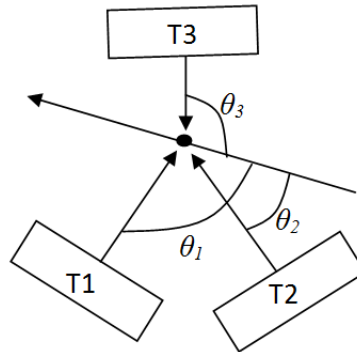


Рис. 1. Схема нелинейного рассеяния двух акустических волн на пузырьке

Излучатели T1 и T2 создают акустические поля, падающие на пузырек на частотах соответственно w_1 и w_2 . Рассеянная пузырьком волна разностной частоты регистрируется приемником T3.

Частота сигнала, попадающего на пузырек с первого излучателя T1, равна:

$$w_{r1} = w_1 - \frac{v}{c} \cos \vartheta_1. \quad (9)$$

Для сигнала со второго излучателя T2 аналогичным образом запишем:

$$w_{r2} = w_2 - \frac{v}{c} \cos \vartheta_2. \quad (10)$$

Тогда, принимаемая преобразователем ТЗ разностная частота составит

$$\Omega_s = \frac{w_{r1} - w_{r2}}{1 - (v/c) \cos \vartheta_3} \approx (w_1 - w_2) - \frac{v}{c} [w_1 \cos \vartheta_1 - w_2 \cos \vartheta_2 - (w_1 - w_2) \cos \vartheta_3] \quad (11)$$

Из формулы (11) следует, что принимаемая частота максимальна при $\vartheta_1 = \vartheta_2 + \pi$.

Тогда

$$\Omega_s \approx (w_1 - w_2) - \frac{v}{c} (w_1 + w_2) \cos \vartheta_1. \quad (12)$$

Таким образом, воздействуя на пузырек двумя высокочастотными акустическими волнами накачки с близкими частотами, можно определять его скорость, измеряя доплеровский сдвиг в низкочастотной компоненте рассеянного сигнала.

Экспериментальная часть. Для проверки полученных теоретических соотношений расчетов был поставлен эксперимент, схема которого соответствовала рис. 1, за тем исключением, что сигнал рассеивался на пузырьках, движущихся за счет потока жидкости в ПВХ-трубке диаметром 10 мм. Поток воды в трубке создавался путем ее переливания из одного сосуда в другой, размещенных на разной высоте. Путем измерения разности высот этих сосудов можно было регулировать скорость течения воды в трубке. Средняя скорость потока оценивалась по расходу жидкости за определенное время. Блок-схема установки изображена на рис. 2.

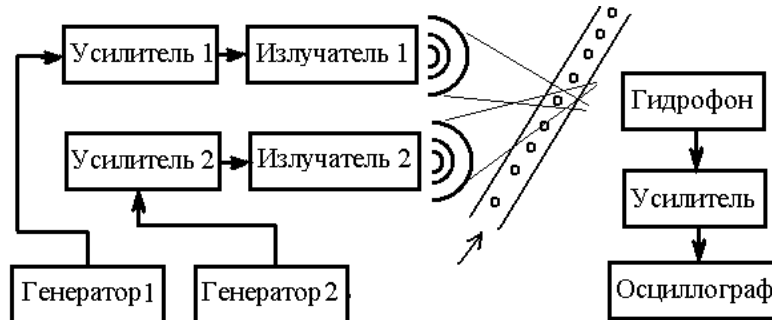


Рис. 2. Блок-схема установки

Сигналы с генераторов на частотах w_1 и w_2 подавались на усилители мощности и с них на излучатели 1 и 2, соответственно. Излучатели юстировались таким образом, чтобы зона пересечения их пучков проходила через ПВХ-трубку, в которой был поток воды с пузырьками. Генерация пузырьков в трубке производилась путем электролиза. С этой целью на участке ПВХ-трубки, расположенном выше по потоку воды, размещался генератор пузырьков, представляющий собой две металлические проволочки, находящиеся в двух поперечных сечениях трубки на расстоянии 1 см друг от друга. На проволочки подавалась разность потенциалов $U_{el} = 80$ В. В качестве излучателей 1 и 2 использовались фокусирующие преобразователи А395S фирмы Panamatrix с фокусным расстоянием 31.2 см. При этом углы между излучателями и трубкой составляли $\theta_1 = 30^\circ$ и $\theta_2 = 150^\circ$. Для генерации и усиления сигналов накачки использовались генератор Tektronix AFG3022 и усилитель Amplifier Research 500A100A.

Предварительно была проведена юстировка и калибровка полного тракта излучения и приема. В процессе юстировки излучающего тракта в качестве приемной системы использовался оптический гидрофон SNFP43-33 в системе PAF0H29 фирмы Precision Acoustics. При проведении измерений регистрация сигналов разностной частоты осуществлялась с помощью гидрофона 8103 фирмы Брюль и Кьер. Акустические сигналы разностной частоты, принимаемые гидрофоном, усиливались предварительным усилителем 86 фирмы Брюль и Кьер и подавались на цифровой осциллограф Agilent DSO-X 3034A.

Обработка сигналов заключалась в спектральном анализе и последующем накоплении спектральной мощности сигнала в течение 1 мин. В серии измерений изменялись параметры потока воды в трубке, а также частота генератора 1. Все остальные параметры оставались неизменными. Результаты измерений приведены на рис. 3, 4.

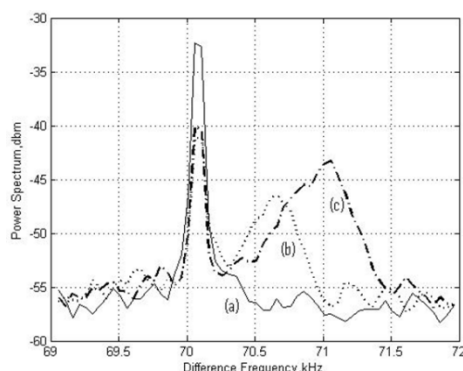


Рис. 3. СПМ для различных режимов: а – отсутствие потока; б – наличие потока пузырьков при $V=30$ см/с; с – наличие потока пузырьков при $V=50$ см/с ($w_1=2.07$ МГц, $w_2=2$ МГц)

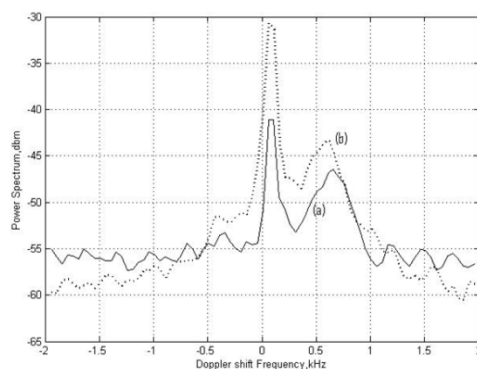


Рис. 4. СПМ при различных разностных частотах: а – $w_1=2.07$ МГц, б – $w_1=2.1$ МГц, ($V=30$ см/с, $w_2=2$ МГц)

На рис. 3 показана спектральная плотность мощности (СПМ) принятого сигнала для разностной частоты $\Omega/2\pi=70$ кГц при различных средних скоростях потока воды в трубке: 0, 30 и 50 см/с. Характерный пик на разностной частоте $\Omega/2\pi = 70$ кГц при отсутствии потока воды в трубке (соответствует случаю (а) на рис. 3) обусловлен откликом от пузырьков, собственная частота которых w_0 совпадает с частотой Ω . Чтобы обеспечить наличие пузырьков в зоне пересечения пучков накачки в этом случае перед началом измерений на некоторое время включался поток воды с электролизными пузырьками, а затем останавливался. Уширение этого пика связано с конечной длительностью окна анализа принимаемых сигналов.

При наличии потока воды в трубке появляется второй пик, соответствующий доплеровскому смещению частоты волны разностной частоты от движущихся пузырьков. Уширение этого пика главным образом связано с разбросом скоростей пузырьков, движущихся в потоке. Случаю (б) на рис. 3 соответствует средняя скорость потока 30 см/с, а случаю (с) – 50 см/с. Видно, что чем больше центральная скорость потока V , тем больше доплеровский сдвиг, что соответствует формуле (11). Следует отметить, что форма доплеровского спектра зависит от распределения концентрации пузырьков по скоростям в зоне пересечения пучков накачки.

Рис. 4 позволяет сравнить СПМ при отличающихся значениях разностной частоты. Как следует из формулы (11) доплеровский сдвиг на разностной частоте почти не зависит от разностной частоты, что хорошо видно из рис. 4. Однако амплитуда сигнала на разностной частоте определяется концентрацией резонансных пузырьков, то есть их распределением по размерам. Из представленных данных следует, что распределение электролизных пузырьков по радиусу неравномерное, в частности при напряжении электролиза $U_{el}=80$ В число пузырьков, обладающих резонансной частотой 100 кГц превышает число пузырьков, имеющих резонанс на частоте 70 кГц.

Заключение. В ходе работы были показаны преимущества использования эффекта Доплера на разностной частоте по сравнению с линейным эффектом Доплера при определении скорости кровотока и измерении скорости течения жидкостей с сильным поглощением звука. Был проведен предварительный эксперимент, подтверждающий возможность применения эффекта Доплера на разностной частоте для определения скорости движения крови в капиллярах. Показано, что данный метод позволяет также определять распределение скорости по сечению сосуда. Диапазон измеряемых скоростей ограничивается снизу шириной импульса и частотой излучаемого сигнала, поэтому в дальнейшем авторы планируют проведение экспериментов с использованием более высоких частот накачки для диагностики более медленных течений.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Покровский В.М., Коротько Г.Ф. Физиология человека. – М.: Медицина, 2007. – 656 с.
2. Hill C.R. (ed) Physical Principles of Medical Ultrasonics. – New York: Chichester, 1986.
3. Clay S., Medwin H. Acoustic oceanography: principle and applications. – New York: Chichester, 1977.
4. Hoff L. Acoustic properties of ultrasound contrast agents // Ultrasonics. – 1996. – Vol. 34. – P. 591-593.
5. Phillips D., Chen X., Baqqs R., Rubens D., Vicolante M., Parker K.J. Acoustic backscatter properties of the particle/bubble ultrasound contrast agent // Ultrasonics. – 1998. – Vol. 36. – P. 883-892.
6. Черешнева Ю.Н., Митьков В.В. Контрастные вещества в ультразвуковой диагностике (обзор литературы) // Ультразвуковая диагностика. – 1999. – № 2. – С. 6-13.
7. Островский Л.А., Гурбатов С.Н., Диденкулов И.Н. Нелинейная акустика в Нижнем Новгороде // Акустический журнал. – 2005. – Т. 51, № 2. – С. 150-166.
8. Диденкулов И.Н., Кустов Л.М., Мартянов А.И., Прончатов-Рубцов Н.В. Акустическая диагностика пузырьков объектов в жидкости // Акустический журнал. – 2011. – Т. 57, № 2. – С. 251-257.
9. Тихонов В.А., Диденкулов И.Н., Прончатов-Рубцов Н.В. Численное моделирование движения газовых пузырьков в проточном резонаторе // Акустический журнал. – 2013. – Т. 59, № 4. – С. 445-451.
10. Гурбатов С.Н., Демин И.Ю., Прончатов-Рубцов Н.В. Численное и физическое моделирование распространения низкочастотных акустических волн в медико-биологических средах // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – № 10 (99). – С. 133-138.
11. Leighton T.G. The Acoustic Bubble. – London: Academic Press, 1994.
12. Chapelon J.Y., Cathignol D., Newhouse V.L., Shankar P.M. A double frequency Doppler technique for bubble size measurement // Proc. IEEE Ultrasonics Symposium. – 1987. – P. 885-888.
13. Chapelon J.Y., Newhouse V.L., Cathignol D., Shankar P.M. Bubble detection and sizing with a double frequency Doppler system // Ultrasonics. – 1988. – Vol. 26. – P. 148-154.
14. Burns P.N., Powers J.E., Simpson D.H. Harmonic power mode Doppler using microbubble contrast agents: An improved method for small vessel flow imaging // Proc. IEEE Ultrasonics Symposium. – 1994. – P. 1547-1550.

15. Chang P.H., Shung K.K., Wu S.J., Levene H.B. Second harmonic imaging and harmonic Doppler measurements with Alburnex // *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* – 1995. – Vol. 42. – P. 1020-1027.
16. Chang P.H., Shung K.K., Levene H.B. Quantitative measurements of second harmonic Doppler using ultrasound contrast agents // *Ultrasound Med. Biol.* – 1996. – Vol. 22. – P. 1205-1214.
17. Didenkulov I.N., Yoon S.W., Sutin A.M., Kim E.J. Nonlinear acoustic Doppler effect and its use for bubble flow velocity measurement // *J. Acoust. Soc. Am.* – 1999. – Vol. 106. – P. 2431-2435.
18. Sutin A.M., Yoon S.W., Kim E.J., Didenkulov I.N. Nonlinear acoustic method for bubble density measurements in water // *J. Acoust. Soc. Am.* – 1998. – Vol. 103. – P. 2377-2384.

REFERENCES

1. Pokrovskiy V.M., Korot'ko G.F. *Fiziologiya cheloveka [Human physiology]*. Moscow: Meditsina, 2007, 656 p.
2. Hill C.R. (ed) *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. New York: Chichester, 1986.
3. Clay C., Medwin H. *Acoustic oceanography: principle and applications*. New York: Chichester, 1977.
4. Hoff L. Acoustic properties of ultrasound contrast agents, *Ultrasonics*, 1996, Vol. 34, pp. 591-593.
5. Phillips D., Chen X., Baqqs R., Rubens D., Vicolante M., Parker K.J. Acoustic backscatter properties of the particle/bubble ultrasound contrast agent, *Ultrasonics*, 1998, Vol. 36, pp. 883-892.
6. Cheresheva Yu.N., Mit'kov V.V. Kontrastnye veshchestva v ul'trazvukovoy diagnostike [Contrast agents in ultrasound diagnostics] (obzor literatury), *Ul'trazvukovaya diagnostika [Ultrasonic Diagnostics]*, 1999, No. 2, pp. 6-13.
7. Ostrovskiy L.A., Gurbatov S.N., Didenkulov I.N. Nelineynaya akustika v Nizhnem Novgorode [Nonlinear acoustics in Nizhny Novgorod], *Akusticheskiy zhurnal [Akusticheskij Zhurnal]*, 2005, Vol. 51, No. 2, pp. 150-166.
8. Didenkulov I.N., Kustov L.M., Mart'yanov A.I., Pronchatov-Rubtsov N.V. Akusticheskaya diagnostika puzyr'kovykh ob'ektov v zhidkosti [Acoustic diagnostics bubble of interest in the fluid], *Akusticheskiy zhurnal [Akusticheskij Zhurnal]*, 2011, Vol. 57, No. 2, pp. 251-257.
9. Tikhonov V.A., Didenkulov I.N., Pronchatov-Rubtsov N.V. Chislennoe modelirovanie dvizheniya gazovykh puzyr'kov v protochnom rezonatore [Numerical simulation of the motion of gas bubbles in the flowing resonator], *Akusticheskiy zhurnal [Akusticheskij Zhurnal]*, 2013, Vol. 59, No. 4, pp. 445-451.
10. Gurbatov S.N., Demin I.Yu., Pronchatov-Rubtsov N.V. Chislennoe i fizicheskoe modelirovanie rasprostraneniya nizkochastotnykh akusticheskikh voln v mediko-biologicheskikh sredakh [Numerical and physical modeling of the propagation of low-frequency acoustic waves in biomedical environments], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences]*, 2009, No. 10 (99), pp. 133-138.
11. Leighton T.G. *The Acoustic Bubble*. London: Academic Press, 1994.
12. Chapelon J.Y., Cathignol D., Newhouse V.L., Shankar P.M. A double frequency Doppler technique for bubble size measurement, *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, 1987, pp. 885-888.
13. Chapelon J.Y., Newhouse V.L., Cathignol D., Shankar P.M. Bubble detection and sizing with a double frequency Doppler system, *Ultrasonics*, 1988, Vol. 26, pp. 148-154.
14. Burns P.N., Powers J.E., Simpson D.H. Harmonic power mode Doppler using microbubble contrast agents: An improved method for small vessel flow imaging, *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, 1994, pp. 1547-1550.
15. Chang P.H., Shung K.K., Wu S.J., Levene H.B. Second harmonic imaging and harmonic Doppler measurements with Alburnex, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 1995, Vol. 42, pp. 1020-1027.
16. Chang P.H., Shung K.K., Levene H.B. Quantitative measurements of second harmonic Doppler using ultrasound contrast agents, *Ultrasound Med. Biol.*, 1996, Vol. 22, pp. 1205-1214.
17. Didenkulov I.N., Yoon S.W., Sutin A.M., Kim E.J. Nonlinear acoustic Doppler effect and its use for bubble flow velocity measurement, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1999, Vol. 106, pp. 2431-2435.
18. Sutin A.M., Yoon S.W., Kim E.J., Didenkulov I.N. Nonlinear acoustic method for bubble density measurements in water, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1998, Vol. 103, pp. 2377-2384.

Статью рекомендовал к опубликованию к.ф.-м.н. В.В. Чернов.

Виллов Сергей Андреевич – ННГУ им. Н.И. Лобачевского; e-mail: vilovskimail@gmail.com; 603950, г. Нижний Новгород, пр. Гагарина, 23; тел.: +78314623261; кафедра акустики радиофизического факультета; магистрант.

Диденкулов Игорь Николаевич – e-mail: diniar@mail.ru; тел.: +78314164782; старший научный сотрудник.

Мартьянов Александр Иванович – e-mail: martyanov@rf.unn.ru; тел.: +78314623261; кафедра акустики радиофизического факультета; к.ф.-м.н.; доцент.

Прончатов-Рубцов Николай Васильевич – e-mail: nikvas@rf.unn.ru; тел.: +78314656305; кафедра акустики радиофизического факультета; к.ф.-м.н.; доцент.

Vilov Sergey Andreevich – Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod; e-mail: vilovskimail@gmail.com; 23, Prospekt Gagarina, Nizhny Novgorod, 603950, Russia; phone: +78314623261; the department of acoustics (radiophysics faculty); magistr.

Didenkulov Igor Nikolaevich – e-mail: diniar@mail.ru; phone: +78314164782; senior researcher.

Mart'yanov Alexander Ivanovich – e-mail: martyanov@rf.unn.ru; phone: +78314623261; the department of acoustics (radiophysics faculty); cand. of phis.-math. sc.; associate professor.

Pronchatov-Rubtsov Nikolay Vasil'evich – e-mail: nikvas@rf.unn.ru; phone: +78314656305; the department of acoustics (radiophysics faculty); cand. of phis.-math. sc.; associate professor.

УДК 620.179.16

М.И. Сластен, В.И. Тимошенко

**ОСОБЕННОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ
ИМПУЛЬСОВ В СЖАТОМ ПО ДИАМЕТРУ
ПЛОСКОЦИЛИНДРИЧЕСКОМ ОБРАЗЦЕ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ
МЕХАНИЧЕСКИХ НАПРЯЖЕНИЙ**

При диагностике остаточных механических напряжений в монокристаллических слитках, в частности галлий-гадолиниевого граната, используется акустический эхо-метод. Особое значение имеют идентификация напряженного состояния и его реализация для экспериментальных исследований. Идентификация и диагностика напряженных состояний осуществляются по сериям многократно отраженных ультразвуковых импульсов с учетом особенностей их распространения. При наличии остаточных механических напряжений траектория распространения ультразвукового пучка не является прямолинейной и форма огибающей серии многократных отражений отличается от формы убывающей экспоненты. Рассмотрено радиальное распределение напряжений в диаметральном сечении, перпендикулярном сжимающим силам. Представлены траектории распространения ультразвуковых импульсов для различных координат точки ввода.

Акустическая диагностика; остаточные механические напряжения; напряженное состояние; идентификация напряженного состояния; монокристаллические слитки; траектория распространения ультразвукового пучка; серия многократных отражений.

M.I. Slasten, V.I. Timoshenko

**PECULIARITIES OF ULTRASONIC PULSES PROPAGATION IN STRESSED
ALONG ITS DIAMETER PLANE-CYLINDER SAMPLE DURING
DIAGNOSTIC TESTS OF MECHANICAL STRESSES**

The acoustic echo-method is used for diagnostic of residual inner mechanical stresses in monocrystalline ingots, especially in gallium gadolinium garnets. The particular significance for experimental research has the identification of stressed states and their realization. The identification of stressed states and their diagnostic are carried out by using strings of multiple reverberations of ultra-