

## Измерение коэффициента акустического поглощения в неоднородных средах и биологических тканях с помощью обращенных ультразвуковых волн

Н.В. Смагин,\* Л.М. Крутянский,† А.П. Брысев

*Международная Ассоциированная Лаборатория*

*критических и сверхкритических явлений в функциональной электронике,  
акустике и флюидике*

*Научный центр волновых исследований Института общей физики имени А. М. Прохорова РАН,  
Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, 38*

(Статья поступила 19.11.2014; Подписана в печать 10.12.2014)

Проведено сравнительное экспериментальное исследование двух методов измерения коэффициента акустического поглощения: стандартного метода, основанного на регистрации амплитуды прошедшей через образец волны, и его модификации с применением фазосопряженных (обращенных) ультразвуковых волн. В качестве конкретного примера реализации стандартного метода использована техника сравнения с эталоном. Показано, что искажение волнового фронта зондирующего пучка, вызванное наличием в тестовых объектах структурных неоднородностей либо рассеивателей, приводит к появлению существенной погрешности измерения стандартным методом. В то же время, применение обращенных волн позволяет практически полностью скомпенсировать данную погрешность в случае чисто фазовых неоднородностей тестовых объектов или присутствия невысоких концентраций рассеивателей с размерами порядка длины волны. В других случаях, в том числе и при измерениях поглощения в неоднородных биотканях, метод с использованием обращения волнового фронта позволяет получить более достоверную оценку диссипативных потерь.

PACS: 43.58.+z, 43.80.+p, 43.20.+g УДК: 534.222.2, 534.286.2

Ключевые слова: коэффициент акустического поглощения, неоднородные среды, биологические ткани, обращение волнового фронта.

### ВВЕДЕНИЕ

Измерения коэффициента акустического поглощения играют важную роль в медицинских и технических приложениях ультразвука. Данная физическая величина несет существенную информацию об исследуемом объекте, ее необходимо учитывать при построении акустических изображений, оценке воздействия ультразвука в биомедицине и диагностике некоторых заболеваний [1].

Нередко объекты исследования обладают неправильной геометрической формой и акустически неоднородной структурой. При использовании фазочувствительных датчиков, например пьезопреобразователей, подобные особенности могут приводить к так называемому эффекту фазовой компенсации заряда на поверхности датчика и существенной переоценке величины поглощения, которая может достигать сотен процентов [2]. Фазонечувствительные датчики, такие как радиометры, позволяют получать более достоверные данные [3]. Однако из-за сложности их практического применения большинство современных справочных данных по поглощению ультразвука в биологических тканях получено при помощи именно фазочувствительных пьезопреобразователей. Несмотря на невосприимчивость к фазовым искажениям, фазонечувствительные датчики (как и пьезопреобразователи) чувстви-

тельны к рассеянию зондирующих пучков на различных включениях [1], что также приводит к завышению данных о коэффициенте поглощения звука.

Одним из основных свойств пучков, полученных с помощью преобразования обращения волнового фронта (ОВФ), является компенсация фазовых искажений, накопленных при распространении в среде падающей волны. В настоящее время хорошо развитая техника параметрического ОВФ ультразвука с использованием магнитострикционных ферритов [4] позволила реализовать методику измерения коэффициента поглощения [5–7]. Настоящая работа посвящена сравнительному анализу характеристик стандартно применяемого метода измерения коэффициента акустического затухания (т.н. «метод введения образца» или «сравнение с эталоном» [8]) и аналогичного метода, но с использованием ОВФ.

### 1. МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Измерения коэффициента акустического поглощения были реализованы по принципу метода введения образца, применяемого в схеме с отражением [8]. В качестве эталонной жидкости использовалась дистиллированная вода при 21°C. Образец вносился в воду между плоским ультразвуковым преобразователем диаметром 25 мм, и зеркально отражающей звук квадратной металлической пластиной, установленной нормально к акустическому пучку (рис. 1). Расстояние от образца до пластины составляло 10 мм. На преобразова-

\*E-mail: nikolay.smagin@gmail.com

†E-mail: leonid.krut@gmail.com

тель подавались возбуждающие импульсы с несущей частотой 5 МГц, длительностью 5 мкс, и амплитудой 4 В (данная амплитуда обеспечивала линейный режим распространения звуковых пучков). Частота 5 МГц была выбрана в данном случае, исходя из удобства проведения эксперимента и имеющейся аппаратуры. Отметим, что в достаточно широком диапазоне частот метод с ОВФ не имеет принципиальных ограничений на выбор рабочей частоты измерений.

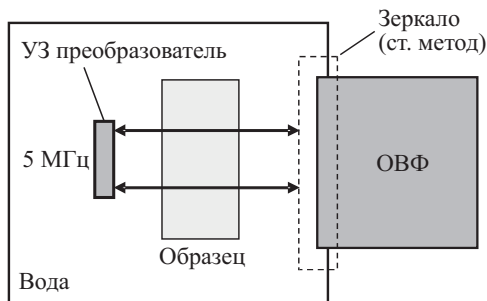


Рис. 1: Схема измерений

При измерениях с помощью обращенных волн звукоотражающая пластина замещалась параметрической системой ОВФ. Принцип ее работы описан, например, в [10]. Входная апертура системы имела диаметр 36 мм. Значение затухания рассчитывалось по соотношению амплитуд принятых волн с образцом и без него. Оценка погрешности измерений затухания для обоих методов составила  $\pm 10\%$ .

## 2. ТЕСТОВЫЕ ОБРАЗЦЫ

Для проведения сравнительных измерений использовались как модельные объекты на основе желатина, так и образцы биологических тканей свиньи *post mortem*. Образцы закреплялись в пластиковых цилиндрических держателях (диаметром 46 мм и высотой 25 мм) так, что плоские поверхности дисков были перпендикулярны звуковому пучку. В предварительных экспериментах было показано, что для однородных образцов из желатина оба сравниваемых метода дают одинаковые результаты во всем диапазоне измерений [5]. Далее было рассмотрено несколько серий объектов с различными типами неоднородностей. В первой серии рассматривались фазоискажающие объекты, приводящие, к эффекту фазовой компенсации ультразвукового поля на приемнике [5]. Ко второму типу неоднородных образцов относились взвеси различных объектов в желатине [6]. Такие образцы вносят как потери на рассеяние, так и дополнительные диссипативные потери на вязкое трение и теплообмен. В третьей серии экспериментов были рассмотрены образцы биологических тканей, которые могут одновременно вносить,

фазовые искажения, рассеяние, а также диссипативные потери [7].

## 3. ВЛИЯНИЕ ФАЗОВЫХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ

Целью данных экспериментов являлась оценка влияния размеров поверхностных неровностей на получаемые результаты измерений. Использовались три образца с 20% весовой концентрацией желатина, имевшие на поверхности, обращенной к излучателю, концентрически распределённые выемки диаметром 3 мм и глубиной 1, 2 и 4 мм соответственно на образцах 1, 2, и 3. Всего на поверхности каждого образца было сделано 36 углублений. Противоположная поверхность образцов была плоской. В качестве нулевого образца использовался диск с плоскопараллельными основаниями.

Принимая во внимание, что импедансы воды и геля при данной концентрации желатина различаются не более чем на 7,5%, можно заключить, что использовавшиеся образцы вносили преимущественно фазовые искажения в зондирующий звуковой пучок. При экспериментах в воде на частоте 5 МГц углубления в образцах соответствуют фазовому сдвигу в  $49^\circ$ ,  $98^\circ$  и  $196^\circ$  соответственно. Таким образом, максимальный фазовый сдвиг был близок к  $180^\circ$ , что соответствует наибольшей степени искажающего воздействия поверхностных неровностей.

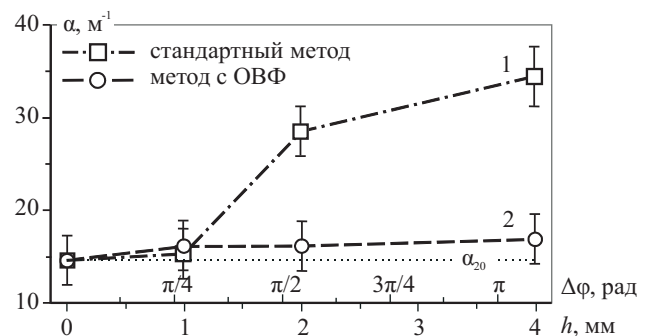


Рис. 2: Зависимость коэффициента затухания  $\alpha$  от глубины неровностей  $h$ : 1 — измерения стандартным методом, 2 — измерения с помощью обращенных волн. Интервалы указывают пределы ошибки измерений. Пунктиром показано значение поглощения для данного материала, полученное при измерении нулевого образца

Кривая 1 на рис. 2 отображает результаты измерений стандартным методом: при максимальной глубине выемок величина поглощения более чем на 200% превосходит первоначальное значение. Метод с использованием ОВФ (кривая 2) демонстрирует слабую чувствительность к фазовым искажениям: даже при значениях вносимого фазового сдвига, близких к  $\pi$ , измеряемое затухание  $\alpha$  увеличивается незначительно и оста-

ется в пределах измерительной ошибки относительно исходного значения для плоскопараллельного образца. Таким образом, результаты проведенных экспериментов показывают, что крупные (в сравнении с длиной волны) неровности поверхности, приводящие преимущественно к фазовым искажениям волны, не оказывают существенного влияния на данные, получаемые при использовании ОВФ.

#### 4. ВЛИЯНИЕ РАССЕЯНИЯ

На следующем этапе были рассмотрены взвеси твердых частиц в гелеобразной среде (при 18% весовой концентрации желатина) при различных режимах рассеяния зондирующего пучка и различных объемных концентрациях дисперсной фазы [6].

Первая серия образцов содержала случайно распределенные по объему алюмосиликатные микросферы со средним радиусом  $r_m = 20$  мкм. Так как длина волны зондирующих ультразвуковых пучков частотой 5 МГц в желатине составляет примерно 300 мкм, что много больше радиуса частиц, параметр рассеяния  $kr_m$  ( $k$  — волновое число) равен 0,42, что соответствует так называемому длинноволновому режиму взаимодействия звука с частицами [9]. Согласно [9] для этого режима преобладающими механизмами дополнительного затухания являются дипольное рассеяние и вязкостные потери.

Проведенные сравнительные эксперименты показали, что результаты измерений двумя методами практически совпадают во всем диапазоне концентраций (рис. 3а). Это свидетельствует о том, что компенсация рассеяния с помощью ОВФ не дает видимых отличий, и, следовательно, эффекты рассеяния в данных условиях проявляются значительно слабее, чем диссипативные потери.

Вторая серия экспериментов проводилась с образцами, содержащими случайно распределенные стеклянные микрошарики со средним значением радиуса  $r_m = 300$  мкм и стандартным отклонением  $\Delta r \approx 30$  мкм. Таким образом, длина волны зондирующих пучков была сопоставима с размерами включений (параметр рассеяния  $kr_m = 6,28$ ), что соответствовало т.н. средневолновому режиму взаимодействия звука с частицами, в котором при существенном отличии плотностей двух фаз упругое рассеяние становится существенным фактором затухания волны [9].

На рис. 3б приведены результаты измерения: с ростом концентрации рассеивателей в стандартном методе измеренное затухание растет, а в методе с ОВФ практически не меняется в пределах такой же погрешности измерений. Поскольку стандартная методика без ОВФ не разделяет необратимые потери на поглощение и ослабление амплитуды сигнала из-за влияния рассеяния, это означает, что рост затухания в первом методе обусловлен только «компенсируемыми» потерями. Основной вклад в наблюдающийся рост потерь вносится

рассеянием, а поглощение практически не растет. Тем самым, достоверность измерения коэффициента поглощения в методе с ОВФ оказывается выше.

Таким образом, в средневолновом режиме рассеяния при малых концентрациях включений применение эффекта ОВФ позволяет компенсировать значительную часть рассеяния. Из сравнения кривых на рис. 3б видно, что определяемое стандартным методом увеличение затухания с ростом концентрации взвеси  $n$  фактически обусловлено только упругим рассеянием, а не диссипативными потерями. При  $n < 0,5\%$  результаты измерений с помощью ОВФ слабо зависят от количества рассеивателей и почти не выходят за пределы погрешности.

#### 5. ИЗМЕРЕНИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

На данном этапе использовались три серии образцов из биологических тканей свиньи *in vitro*: мышечной, почечной и жировой [7], не содержащих крови и других биологических жидкостей.

Образцы первой серии были выбраны из мышц поясничного отдела свиньи. Неоднородность образцов проявлялась как в наличии мышечных волокон, так и в присутствии прослоек других типов тканей — жировой и соединительной (рис. 4а). Вторая серия образцов была приготовлена из почечной ткани свиньи (рис. 4б). Образцы различались по степени соотношения в них коркового и мозгового вещества, что обуславливало различную неоднородность скорости звука. Третья серия состояла из трех образцов наружного слоя жировой ткани свиньи из надпочечной части. По внешнему виду образцы серии 3 не имели заметных различий (рис. 4в).

Результаты измерений представлены на рис. 5а–5в в виде диаграмм по номеру образца. Для мышечной ткани (рис. 5а) наблюдается в целом сходный характер данных стандартного метода и метода с ОВФ. Полученные стандартным методом значения лежат в диапазоне  $40\text{--}90 \text{ м}^{-1}$ , что согласуется с известными данными работы [10]. Основным отличием результатов, полученных методом с ОВФ, являются более низкие значения, а также несколько меньший разброс величин. Так отношение максимум/минимум составило около 2,5 для стандартного метода и около 2 для метода с ОВФ. Сходство результатов двух методов свидетельствует о том, что существенная часть затухания в этих образцах не компенсируется при ОВФ, т.е. имеют место значительные неупругие потери на поглощение.

Во второй серии (почечная ткань, рис. 5б) стандартный метод дает сильный разброс диапазона полученных значений (отношение максимум/минимум  $\sim 5$ ), в то время как измерения с ОВФ различаются только в 2,5 раза. Среднее значение затухания в стандартном методе для этой серии составило  $42 \text{ м}^{-1}$ , что также коррелирует с литературными источниками [10]. Как и в случае первой серии, измерения с ОВФ лежат,

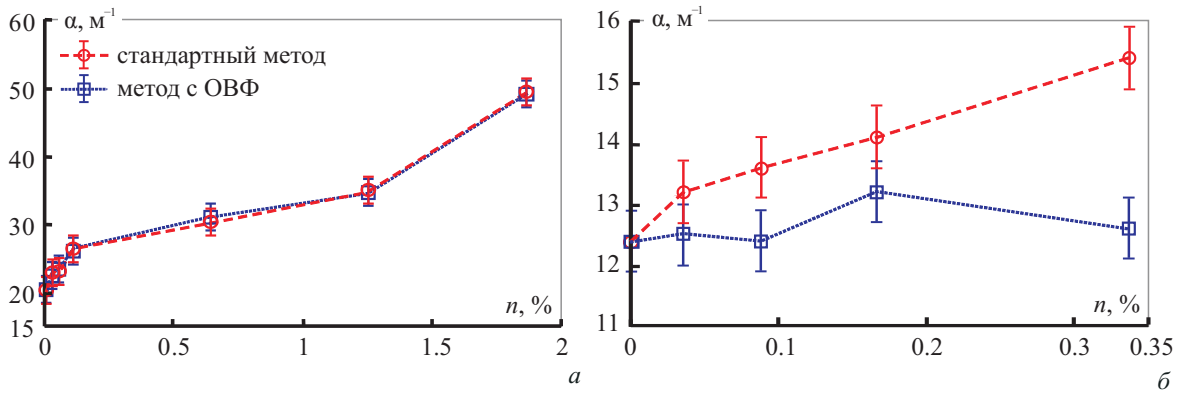


Рис. 3: Зависимость коэффициента затухания  $\alpha$  от объемной концентрации взвеси  $n$ . *a* — длинноволновой режим ( $kr_m = 0,42$ ), *б* — средневолновой режим ( $kr_m = 6,28$ )

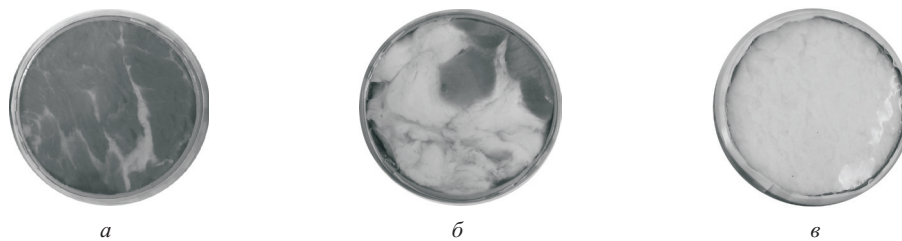


Рис. 4: Фотографии типичных образцов трех серий. *a* — серия 1 (мышечная ткань), *б* — серия 2 (почка), *в* — серия 3 (жировая ткань)

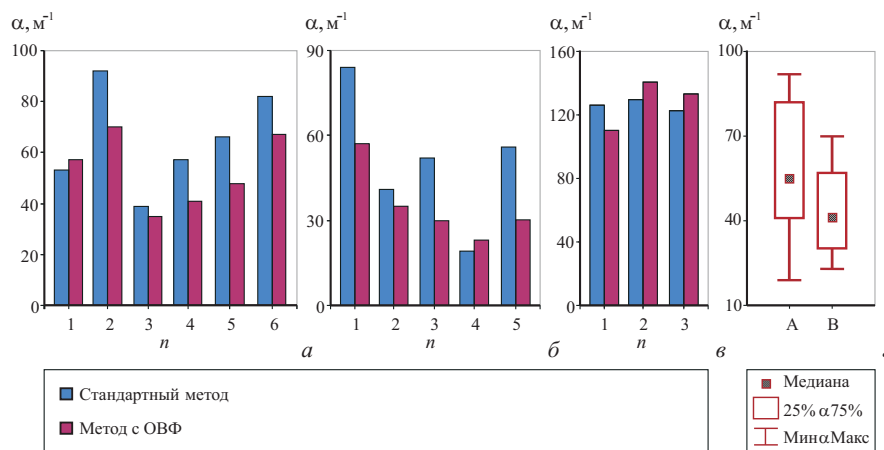


Рис. 5: Результаты измерений коэффициента акустического затухания  $\alpha$  в образцах мышечной (*a*), почечной (*б*) и жировой (*в*) ткани,  $n$  — номер образца; *г* — диаграмма размаха для выборок *A* и *B*, объединяющих серии измерений 1 и 2

в основном, ниже значений стандартного метода. При этом вторая серия в целом показывает более низкие величины затухания, чем первая. Логично предположить, что образцы второй серии имеют меньшее поглощение, а разброс измерений стандартного метода, который существенно выравнивается при измерениях

с ОВФ, вызван преимущественно фазовыми искажениями образцах.

В случае жировой ткани (серия 3, рис.5в) полученные значения затухания значительно выше, чем в двух предыдущих сериях. Они лежат в диапазоне от  $114^{-1}$  до  $144^{-1}$ , что опять-таки коррелирует с известными

данными [10]. Сами образцы априорно были более однородными по структуре, чем в сериях 1 и 2, что экспериментально также подтвердилось малым разбросом показаний от образца к образцу (минимальное значение составляет 80% от максимума). В пределах точности измерений результаты обоих методов для серии 3 довольно близки. Можно заключить, что в этой ситуации метод с ОВФ не дает заметных преимуществ в достоверности измерений.

Сравнительная оценка двух методов (стандартного и с ОВФ) проводилась на основе распространенного подхода по проверке гипотезы о принадлежности двух выборок к единой генеральной совокупности [11]. При подтверждении гипотезы отличия методов следует считать несущественными. Заключение о сходстве или различии выборок дается для некоторого стандартного значения уровня значимости (вероятности ошибки)  $p$ . Обычно  $p$  принимается равным 5% или 1%.

Результаты экспериментов были объединены следующим образом. В выборку  $A$  были включены стандартные измерения серий образцов 1 и 2, в выборку  $B$  — измерения с ОВФ тех же двух серий (по 11 измерений в выборке). В выборки  $C$  и  $D$  были включены все три серии, выполненные стандартным методом и с ОВФ соответственно (по 14 измерений). Сравнение зависимых выборок осуществлялось как по методу параметрического  $t$ -критерия Стьюдента для малых выборок из нормально распределенной совокупности, так и по непараметрическому критерию Уилкоксона для неизвестного распределения. Расчет выполнялся с помощью пакета программ Statistica 6. Для обеих групп ( $A, B$  и  $C, D$ ) различие выборок, т. е. двух методов измерения оказалось статистически значимым. В первом случае — с уровнем значимости  $p < 0,01$  по обоим критериям, во втором с уровнем значимости —  $p < 0,01$  и  $p < 0,05$  соответственно для  $t$ -критерия и для критерия Уилкоксона. Иными словами, проведенный анализ полученных данных измерений достоверно показывает, что два метода различаются.

Для иллюстрации отличий на рис. 5г построены диаграммы размаха для выборок  $A$  и  $B$ , содержащих серии 1 и 2 с перекрывающимся диапазоном значений. На диаграммах отображены интервалы минимум-максимум, «квартили» — интервалы, в которые попадают данные без учета 25% самых больших и 25% самых малых значений, и медианы — значения, находящиеся в середине упорядоченной по нарастанию выборки. Как видно метод с ОВФ имеет меньшее среднее значение и меньший разброс.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В целом на основе совокупности сведений о:

1. идентичной чувствительности обсуждаемых методов в случае однородных объектов;
2. компенсации фазовых искажений при помощи ОВФ;
3. практически полной компенсации вклада рассеяния для неконцентрированных взвесей в длинноволновом режиме, а также
4. более низком среднем значении по выборкам биологических тканей в методе с ОВФ

можно утверждать, что обсуждаемый метод дает более достоверные данные при измерении различных неоднородных образцов и, в том числе, биотканей.

Авторы выражают благодарность компании ГК «ИНОТЭК» за предоставленные фракции микросфер и микрошариков. Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ (грант 13-02-93108-НЦНИЛ\_а), Программы поддержки ведущих научных школ (грант НШ-4484.2014.2), а также Программы ОФН РАН «Фундаментальные основы акустической диагностики искусственных и природных сред».

- [1] Бэмбер Дж., Дикинсон Р., Эккерсли Р. и др. Ультразвук в медицине. Физические основы применения. под. ред. Дж. Бэмбера. (М.: Физматлит, 2008).
- [2] Marcus P.W., Carstensen E.L. J. Acoust. Soc. Am. **58**, P.1334. (1975).
- [3] Pohlhammer J.D., Edwadr C.A., O'Brien Jr.W.D. Med. Phys. **8**, P.692. (1981).
- [4] Брысев А.П., Крутянский Л.М., Преображенский В.Л. УФН. **168**, №8. С.877. (1998).
- [5] Смагин Н.В., Крутянский Л.М., Брысев А.П., Бункин Ф.В. Акуст. журн. **57**, №4. С.470. (2011).
- [6] Смагин Н.В., Крутянский Л.М., Брысев А.П. Акуст. журн. **59**, №2. С.182. (2013).
- [7] Смагин Н.В., Крутянский Л.М., Зеленова З.В., Бры-

сев А.П. Акуст. журн. **60**, №2. С.199. (2014).

- [8] Dunn F., CityEdmonds P.D. and Fry W.J. Absorption and dispersion of ultrasound in biological media: Biological engineering (ed. H.P.Schwan) P.205. (New York, McGraw-Hill, 1969).
- [9] Challis R.E., Povey M.J., Mather M.L., Holmes A.K. Rep. Prog. Phys. **68**. P.1541. (2005).
- [10] Goss S.A., Johnston R.L., Dunn F. J. Acoust. Soc. Am. **68**. P.93. (1978).
- [11] Гмурман В.Е. Руководство к решению задач по теории вероятностей и математической статистике. (М.: Высш. школа, 2001).

## Measurement of Acoustic Absorption Coefficient in Inhomogeneous Media and Biological Tissues with Phase Conjugated Ultrasonic Waves

N.V. Smagin<sup>a</sup>, L.M. Krutyansky<sup>b</sup>, A.P. Brysev

*International Associated Laboratory on Critical and Supercritical Phenomena in Functional Electronics, Acoustics, and Fluidics (LICS), Wave Research Center, Prokhorov General Physics Institute, Russian Academy of Sciences, 38, Vavilova str., Moscow, 119991 Russia*

*E-mail: <sup>a</sup>nikolay.smagin@gmail.com, <sup>b</sup>leonid.krut@gmail.com*

A comparative study of two methods of measuring the acoustic absorption coefficient is performed — a standard one based on registering the amplitude of wave transmitted through a test sample and of its modification with application of phase conjugate ultrasonic waves. The insert-substitution technique was used as an example of the standard method. It is shown that wave front distortions of probing beam due to structure heterogeneities and scattering objects in test samples provoke significant errors in measurements by the standard method. At the same time, usage of phase conjugate waves permits to almost completely eliminate the errors for the measurements in the presence of phase heterogeneities of test samples. This is also the case for low concentrations of scatterers with sizes comparable to the acoustic wavelength. In the other cases, including measurements in biological tissues, the phase conjugation method permits to obtain more reliable estimations of dissipative losses than the standard one.

PACS: 43.58.+z, 43.80.+p, 43.20.+g

Keywords: acoustic attenuation coefficient, inhomogeneous media, biological tissues, wave phase conjugation.

Received 19.11.2014.

### Сведения об авторах

1. Смагин Николай Владимирович — канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник; тел.: (499) 503-87-57, e-mail: nikolay.smagin@gmail.com.
2. Крутянский Леонид Михайлович — канд. техн. наук, ведущий научный сотрудник; тел.: (499) 503-87-57, e-mail: leonid.krut@gmail.com.
3. Брысев Андрей Петрович — докт. физ.-мат. наук, заведующий лабораторией, тел.: (499) 503-87-57, e-mail: brysev@ya.ru.