

УДК 534.7

DOI: [10.26102/2310-6018/2022.36.1.021](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2022.36.1.021)

Использование относительного акустического нелинейного параметра для создания систем визуализации биотканей

Н.Н. Чернов, М.В. Лагута✉, А.Ю. Вареникова

*Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
Южного федерального университета,
Таганрог, Российская федерация
laguta@sfedu.ru*

Резюме: В работе рассматриваются вопросы разработки метода визуализации внутренних структур организма на основе восстановления распределения акустического нелинейного параметра. Рассмотрен процесс возникновения и распространения волны второй гармоники в тканях с высокой нелинейностью и затуханием. Предлагается использование относительного акустического нелинейного параметра во взаимосвязи с абсолютным нелинейным параметром среды. Для решения задачи восстановления распределения относительного нелинейного параметра в биосредах получено уравнение, позволяющее исключить необходимость измерения изменений абсолютных значений давления как для волны основной частоты, так и для ее второй гармоники. Получены математические выражения, позволяющие учитывать процессы затухания для основной частоты и для ее второй гармоники с учетом влияния среды, в которую помещен исследуемый объект. Получены выражения для определения относительного акустического нелинейного параметра. На основе полученных выражений предложено построение системы визуализации, использующей алгоритмы восстановления распределения акустического нелинейного параметра в сечении биообъекта. Главным преимуществом полученных уравнений является отсутствие необходимости определения изменения абсолютных амплитуд волны основной частоты и второй гармоники. Предлагаемые методы расчета нелинейных характеристик биотканей позволяют упростить техническую реализацию систем ультразвуковой визуализации.

Ключевые слова: ультразвуковая визуализация, нелинейный параметр, вторая гармоника, нелинейная акустика, структура биообъектов.

Для цитирования: Чернов Н.Н., Лагута М.В., Вареникова А.Ю. Преимущества использования относительного нелинейного параметра для методов ультразвуковой визуализации биотканей.

Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2022;10(1). Доступно по: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1111> DOI: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.021

The application of the relative acoustic nonlinear parameter for the development of biological tissue imaging systems

N.N. Chernov, M.V. Laguta✉, A.Yu. Varenikova

*Southern Federal University,
Institute of nanotechnology, electronics and instrumentation,
Taganrog, Russian federation
laguta@sfedu.ru*

Abstract: The paper discusses the issues of developing a method for visualizing the internal structures of the body, based on the restoration of the acoustic nonlinear parameter distribution. The process of occurrence and propagation of the second harmonic wave in tissues with high nonlinearity and attenuation is considered. The use of the relative acoustic nonlinear parameter in relation to the absolute

nonlinear parameter of the medium is proposed. To solve the problem of restoring the distribution of the relative acoustic nonlinear parameter in biological media, an equation is obtained that eliminates the necessity to measure changes in absolute pressure values for both the fundamental frequency wave and its second harmonic. Mathematical expressions are derived that enable accounting for the attenuation processes for the fundamental frequency and for its second harmonic, taking into consideration the influence of the medium in which the object under study is placed. Expressions for determining the relative acoustic nonlinear parameter are acquired. Drawing on these expressions, the construction of a visualization system, utilizing algorithms for restoring the distribution of the acoustic nonlinear parameter in the cross section of a biological object, is presented. The main advantage of these equations is that there is no need to identify changes in the absolute amplitudes of the fundamental frequency and second harmonic waves. The outlined methods for calculating the nonlinear characteristics of biological tissues make it possible to simplify the technical implementation of ultrasound imaging systems.

Keywords: ultrasound imaging, nonlinear parameter, second harmonic, nonlinear acoustics, structure of biological objects.

For citation: Chernov N.N., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. The application of a relative acoustic nonlinear parameter for the development of biological tissue imaging systems. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2022;10(1). Available from: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1111>
DOI: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.021 (In Russ).

Введение

Проведенные нами ранее исследования и работы других авторов [1-4] показали, что акустические нелинейные эффекты, активно используемые в методах ультразвукового (далее – УЗ) неразрушающего контроля, могут быть применены и для исследования биологических объектов (далее – БО).

Возникновение нелинейных эффектов при распространении упругих волн объясняется различными механизмами. К ним, во-первых, относят деформацию акустической волны, обусловленную достаточно высокой амплитудой УЗ пучка. Во-вторых, сам материал может проявлять различные свойства поглощения энергии, которые при определенных граничных условиях и внешних силах приводят к формированию акустической нелинейной волны. В-третьих, происходит генерация биологическими тканями гармонических составляющих акустической волны.

Последний из механизмов формирования нелинейных эффектов характерен для процесса взаимодействия акустической волны с БО, что позволяет проводить исследования внутренних структур различных БО. Подобные исследования применяются для различных медицинских целей: изучение физических характеристик биотканей, получение гармонических и контрастных изображений. В данном случае гармонические составляющие акустической волны, возникающие при ее распространении через БО, являются эффективными показателями изменения структуры биологических тканей.

Важным этапом разработки методики ультразвуковой визуализации внутренних структур биологических объектов на основе нелинейных эффектов взаимодействия акустической волны с биотканями, является выбор способа измерения акустического нелинейного параметра.

Наиболее распространенными методами измерения акустического нелинейного параметра являются термодинамический метод и метод конечных амплитуд. Для ультразвуковой визуализации наиболее эффективен второй метод. Существует несколько возможных практических реализаций метода конечных амплитуд: измерение амплитуды второй гармоники акустической волны и использование комбинационных сигналов, в результате взаимодействия которых формируется картина распределения акустического нелинейного параметра.

С точки зрения технической реализации, для исследования внутренних структур биотканей предпочтительнее использование второй гармоники акустической волны, так как процессы образования и распространения гармонических составляющих не зависят от расположения биообъекта между излучателем и приёмником [5]. Однако одной из проблем, возникающих при реализации такой схемы измерения, являются малые значения амплитуд волн второй гармоники. Существует несколько способов ее решения. Нами было проведено исследования метода замещения, в котором вычислялось отношение амплитуды второй гармоники, прошедшей через неоднородную и эталонную среду с известным нелинейным параметром. Еще одним решением, найденным исследователями в области неразрушающего контроля G. Ren и J. Kim [6], является использование относительного акустического нелинейного параметра. Проведенные исследования [7,8] показали, что данный параметр подходит для реализации медицинских УЗ систем визуализации.

В данной работе рассматриваются возможности применения относительного акустического нелинейного параметра для построения изображения внутренних структур БО, исследуются возможные математические модели, описывающие динамику изменения нелинейного акустического параметра.

Материалы и методы

Наиболее полной моделью, описывающей распространение нелинейной акустической волны в БО, является уравнение Хохлова-Заболоцкой-Кузнецова [9]:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z \partial t} = \frac{\beta}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} + \frac{\delta}{2c_0^3} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{c_0}{2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} \right) \quad (1)$$

где p – давление акустической волны с заданной частотой f , z – ось распространения, t – время, x, y – координаты плоскости, перпендикулярной оси распространения, ρ_0 – плотность среды, c_0 – скорость распространения акустической волны, β – акустический нелинейный параметр, δ – коэффициент затухания акустической волны. Первое слагаемое в правой части уравнения (1) описывает нелинейные эффекты, возникающие при распространении УЗ волны в среде. Второе слагаемое учитывает процессы затухания акустической волны, последнее – дифракционные эффекты.

Рассмотрим более подробно параметр β , который напрямую связан с отношением квадратичного и линейного коэффициентов B/A , получаемых при разложении уравнения состояния в ряд Тейлора при условии постоянной энтропии, следующим образом [10]:

$$\beta = 1 + B/2A, \quad (2)$$

где A и B :

$$B = \rho_0^2 \frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2}, \quad (3)$$

$$A = \rho_0 \frac{\partial p}{\partial \rho} \quad (4)$$

Далее на основе уравнения (1) получим выражение для второй гармоники акустической волны. Так как любая биосреда обладает свойством теплопроводности, то необходимо учитывать нелинейные эффекты и процессы затухания. С учетом этих условий запишем следующее выражение [10,11]:

$$p_2(z) = \frac{\omega p_0^2}{2\rho_0 c_0^3} e^{-\alpha_2 z} \int_0^z \beta(u) e^{(-2\alpha_1 + \alpha_2)u} du, \quad (5)$$

где p_0 – амплитуда давления первой гармоники акустической волны, ω – циклическая частота, α_1 и α_2 – коэффициенты затухания первой и второй гармоник акустической волны.

Для среды с постоянным нелинейным параметром и отсутствием затухания выражение для амплитуды давления второй гармоники акустической волны записывается как [11]:

$$p_2(z) = \frac{\omega p_0^2 \beta z}{2\rho_0 c_0^3} \quad (6)$$

В случае, когда акустический нелинейный параметр в среде изменяется в направлении распространения УЗ пучка, уравнение (5) запишем в следующем виде [11,12]:

$$\beta(z) = \frac{2\rho_0 c_0^3}{\omega p_0^2} \left[\frac{dp_2(z)}{dz} + \alpha_2 p_2(z) \right] e^{2\alpha_1 z} \quad (7)$$

Рассмотрим процесс определения нелинейного параметра второго порядка. Понятие абсолютного нелинейного параметра было рассмотрено в работе [5]. Для определения абсолютного значения нелинейного параметра использовались значения изменения амплитуд основной частоты и второй гармоники. Абсолютный нелинейный параметр второго порядка определяется по формуле [8,12]:

$$\beta = \frac{8A_2}{k^2 A_1^2 x'} \quad (8)$$

где β – абсолютный нелинейный акустический параметр второго порядка, A_1 и A_2 – изменения амплитуд первой и второй гармоники соответственно, k – волновое число, x – координата.

Однако использование абсолютного нелинейного параметра на практике представляется сложной задачей из-за малых изменений значений амплитуды второй гармоники. Решением данной проблемы является введение упрощенного нелинейного параметра, который принято называть – относительный акустический нелинейный параметр [7,8].

Для того, чтобы показать, что абсолютные параметры могут быть заменены упрощенными параметрами в относительном сравнении, предполагается, что амплитуда детектируемого сигнала линейно пропорциональна фактической амплитуде смещения волны относительно волны основной частоты и второй гармоники [7,8]:

$$A'_1 = A_1 \cdot \alpha_1, \quad (9)$$

$$A'_2 = A_2 \cdot \alpha_2$$

где α_1 , α_2 – коэффициенты пропорциональности смещения, связанные с частотно-зависимой чувствительностью детектора, A'_1 и A'_2 – амплитуды первой и второй гармоник соответственно.

Уравнение, описывающее взаимосвязь между абсолютным и относительным нелинейными параметрами выглядит следующим образом [7,12]:

$$\beta = \frac{\alpha_1^2}{\alpha_2} \frac{8}{k^2 x} \beta', \quad (10)$$

Относительный нелинейный параметр определяется согласно выражению [7,8]:

$$\beta' = \frac{A'_2}{A_1'^2}. \quad (11)$$

Исследования X. Gao и J. Qu [7], посвященные оценке разброса абсолютного и относительного нелинейного параметра относительно изменения свойств среды, показали, что для них справедливы следующие соотношения [7]:

$$\frac{\beta'}{\beta'_0} = \frac{A'_2/A'^2_1}{A'_{2,0}/A'^2_{1,0}} = \frac{A_2/A^2_1}{A_{2,0}/A^2_{1,0}} = \frac{\beta}{\beta_0}, \quad (12)$$

где индекс «0» означает значения, полученные для среды, принимаемой за эталонную.

В работах [13,14] авторов X.F. Gong и D. Zhang представлены методики, основанные на измерении амплитуд акустических волн, отраженных от специального акустического зеркала, либо непосредственно от неоднородностей, растапливающих в глубине биообъекта. Недостатком подобных схем являются как дополнительные искажения профиля акустической волны, возникающие в процессе её распространения, так значительное усложнение математического описания процесса взаимодействия акустического сигнала с биотканями. Для того, чтобы устранить указанные недостатки, авторами предлагается метод (Рисунок 1), основанный на измерении амплитуды давления второй гармоники акустической волны, прошедшей через биообъект.

Излучатель используется для излучения в среду основной частоты, а приемник располагается на расстоянии L от излучателя и используется для приема основной частоты и второй гармоники 2ω . Исследуемый БО помещается в воду, которая принимается за эталонную среду.

Амплитуда давления второй гармоники, генерируемой в среде, может быть выражена в виде [15-17]:

$$P_{2\omega}(L) = \frac{2\omega}{4} P_1^2(0) \int_0^L \beta_i(x) dx, \quad (13)$$

где $\beta_i(x) = \beta(x)/\rho_0(x)c_0^3(x)$, $\beta(x) = 1 + \left[\left(\frac{B}{2A}\right)(x)\right]$, $P_1(0)$ – начальное значение давления, $\rho_0(x)$ – плотность, $c_0(x)$ – фазовая скорость, B/A – нелинейный параметр исследуемого образца.

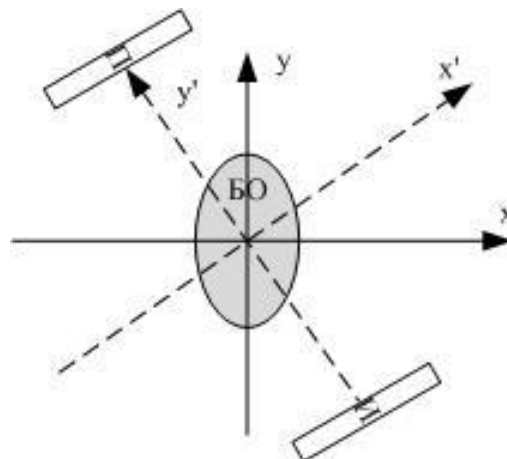


Рисунок 1 – Геометрия расположения приемо-излучающей системы в методе определения относительного нелинейного параметра на основе прохождения второй гармоники через БО [5, 14]

Figure 1 – Geometry of the receiving radiating system location within the framework of the method for determining the relative nonlinear parameter based on the second harmonic passing through a BO (biological object) [5, 14]

На Рисунке 1: И – излучатель; П – приемник; x, y, x', y' – неподвижная и подвижная системы координат соответственно.

С учетом затухания уравнение (13) будет выглядеть следующим образом [13,14]:

$$P_{2\omega}(L) = \frac{2\omega}{4} P_1^2(0) \int_0^L \beta_i(x) \{ \exp[\int_0^x -2\alpha_1(x)dx - \int_x^L \alpha_2(x)dx - \int_0^L \alpha_2(x)dx] \} dx, \quad (14)$$

где $\alpha_1(x)$ и $\alpha_2(x)$ – коэффициенты затухания основной волны и второй гармоники.

Изменение амплитуды волны основной частоты описывается уравнением [14,18]:

$$P(L) = P_1(0) \exp(\alpha_1 x). \quad (15)$$

Тогда итоговое выражение принимает вид:

$$\beta' = \frac{P_{2\omega}(L)}{[P(L)]^2} = \frac{\frac{2\omega}{4} P_1^2(0) \int_0^L \beta_i(x) \{ \exp[\int_0^x -2\alpha_1(x)dx - \int_x^L \alpha_2(x)dx - \int_0^L \alpha_2(x)dx] \} dx}{[P_1(0) \exp(\alpha_1 x)]^2}. \quad (16)$$

Выражение, позволяющее учитывать распространение второй гармоники акустической волны в воде, в которую помещается БО выглядит следующим образом [14]:

$$P_{2w}(L) = \frac{\omega L}{2} P_1^2(0) \beta_w, \quad (17)$$

где β_w – это β_i дистиллированной воды, где $B/A=5,2$. В этом случае выражение для второй гармоники с учетом эталонной среды примет вид [18-19]:

$$P'_{2\omega} = \frac{p_{2\omega}(L)}{p_{2w}(L)} = \frac{1}{\beta_w L} \int_0^L \int_0^L \beta_i(x) \times \{ \exp[\int_0^x -2\alpha_1(x)dx - \int_x^L \alpha_2(x)dx - \int_0^L \alpha_2(x)dx] \} dx. \quad (18)$$

Тогда итоговое выражение (16) принимает вид [16]:

$$\beta' = \frac{P'_{2\omega}(L)}{[P'(L)]^2} = \frac{\frac{1}{\beta_w L} \int_0^L \int_0^L \beta_i(x) \{ \exp[\int_0^x -2\alpha_1(x)dx - \int_x^L \alpha_2(x)dx - \int_0^L \alpha_2(x)dx] \} dx}{[\exp(\alpha_1 x)]^2}, \quad (19)$$

где $P'(L)$ – амплитуда волны основной частоты с учетом прохождения через дистиллированную воду.

Отношения (16) и (19) можно рассматривать как проекционные данные $p(u, \theta)$ в методике компьютерной томографии (далее – КТ) [13,14]:

$$p(u, \theta) = \int_{-V}^V \beta'_i(x, y) dv, \quad (20)$$

где $V=L$, $\beta'_i(x, y) = \beta'(x, y) \cdot C(x, y)$, $C(x, y)$ – матрица коррекции затухания согласно ур. 15.

Уравнение (20) показывает, что $p(u, \theta)$ является линейным интегралом вдоль пути распространения волны, поэтому изображение $\beta'_i(x, y)$ может быть восстановлено с помощью метода фильтрованной свертки в технике КТ [13, 19]. Затем после коррекции затухания звука можно получить параметр нелинейности В/А для использования в УЗ визуализации.

Для проведения вычислений амплитуды давления второй гармоники акустической волны была создана модель БО, неоднородная по акустическому нелинейному параметру второго порядка (Рисунок 2).

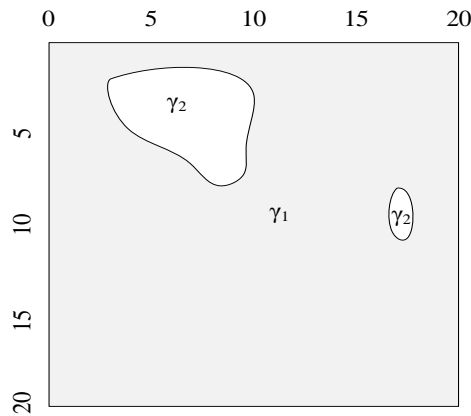


Рисунок 2 – Модель БО: γ_1 и γ_2 – акустический нелинейный параметр второго порядка; γ_1 – 2,8 (значение характерно для мышечной ткани), γ_2 – 11,1 (значение характерно для жировой ткани) [4]

Figure 2 – BO Model: γ_1 and γ_2 – the acoustic nonlinear parameter of the second order; γ_1 -2.8 (the value is characteristic of muscle tissue), γ_2 -11.1 (the value is characteristic of adipose tissue) [4]

Пример численных расчетов для представленной модели показаны на Рисунке 3.

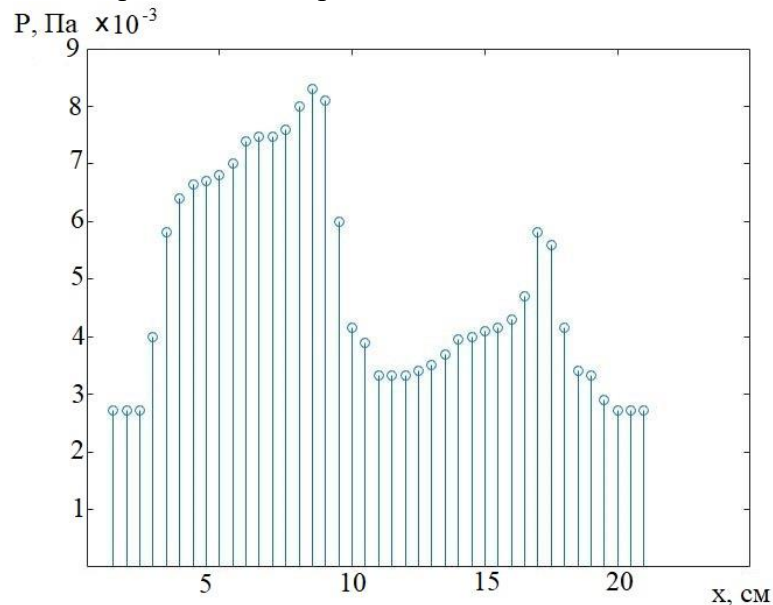


Рисунок 3 – Проекционные данные давления акустического поля на выходе из объекта.

Figure 3 – Projection data on acoustic field pressure at the outlet of the object

Результаты и их обсуждение

Исходя из представленной на Рисунке 3 зависимости, можно сделать вывод, что разработанная математическая модель позволяет восстановить распределение акустического нелинейного параметра в БО: полученные значения амплитуды давления второй гармоники акустической волны отражают структуру модели БО. Наибольшие амплитуды давления соответствуют значению нелинейного параметра γ_2 -11.1, характерному для жировой ткани.

На основе анализа основных уравнений, описывающих процесс нелинейного взаимодействия акустической волны с биотканями, определено понятие относительного нелинейного параметра, установлена его взаимосвязь с абсолютными значениями нелинейных характеристик БО. Получено общее уравнение определения нелинейного параметра в биологической среде.

В ходе исследования были определены основные факторы, влияющие на процесс распространения акустической волны и ее второй гармоники, включая затухание, влияние среды, в которой помещен объект. Получено уравнение, на основе которого возможно построение системы визуализации, использующей алгоритмы восстановления распределения нелинейного параметра в сечении биообъекта по аналогии с КТ. Главным преимуществом полученных уравнений является отсутствие необходимости определения абсолютных значений отклонения амплитуд волны основной частоты и второй гармоники. Однако необходимость корректировки взаимосвязи абсолютного и относительного параметра по изменению условий эксперимента накладывает ограничения на использование данной методики.

Так же, проведенные исследования показали возможность упрощения методов получения распределения нелинейного параметра на основе нескольких способов: через отношение амплитуд второй гармоники и основной частоты, а также исключение абсолютных отклонений амплитуд давления за счет использования метода замещения, где вычисляется отношение второй гармоники исследуемой неоднородной среды к второй гармонике, распространяющейся в эталонной среде или среде, в которую помещается исследуемый БО.

По результатам исследования можно сделать заключение, что разработка схем технической реализации на основе полученных математических описаний возможна как для случая прошедшей волны, так и для эхо-методов.

Заключение

Разработанный метод на основе восстановления распределения относительного нелинейного параметра позволяет повысить информативность ультразвуковых методов неинвазивных исследований организма человека, которые являются наиболее безопасными на сегодняшний день. Этот метод позволит повысить качество ранней диагностики, а также проведение мониторинга течения заболеваний с целью оценки качества лечения.

Использование нелинейных эффектов взаимодействия акустической волны с биологическими тканями позволяет повысить контрастность и разрешающую способность УЗ методов визуализации внутренних структур БО. В данной работе были описаны основные акустические соотношения необходимые для реализации метода измерения относительного нелинейного параметра и использования этих измерения для получения проекционных данных. Исследуемые методики позволяют упростить техническую реализацию систем визуализации на основе распределения относительного нелинейного параметра.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Chernov N.N., Zagray N.P., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Research of appearance and propagation of higher harmonics of acoustic signals in the nonlinear media. *Journal of Physics: Conference Series*. 2018;1015(3):032081. Доступно по: <https://www.semanticscholar.org/paper/Research-of-Appearance-and-Propagation-of-Higher-of-Chernov-Laguta/2a55061f2cba7c29f74fff7272ed6a79c95b86a2> (дата обращения 20.09.2021).

2. Короченцев В.И., Коваль В.Т., Шабанов Г.А., Рыбченко А.А., Волков А.И., Гарасев И.В. Проблемы исследования эффектов воздействия ультразвукового излучения на организм человека. *Известия ЮФУ. Технические науки. Раздел III. Акустические методы и приборы в медико-биологической практике*. 2012;3:211–214.
3. Чернов Н.Н., Михралиева А.И., Заграй Н.П., Аль-Саман А.Х. Определение упругих свойств биологических слоистых сред на основе нелинейного взаимодействия акустических волн. *Инженерный вестник Дона*. 2016;3. Доступно по: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2016/3735 (дата обращения 15.06.2021).
4. Чернов Н.Н., Заграй Н.П., Лагута М.В., Вареникова А.Ю. Численное моделирование поля вторичных источников акустической волны при прохождении через биологическую среду. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2018;6(3):40–49.
5. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Установка для исследования распространения ультразвуковой волны в биотканях с учетом нелинейности среды. *Фундаментальные исследования с применением компьютерных технологий в науке, производстве, социальных и экономических процессах: материалы 18-ой Национальной молодежной научно-практической конференции*. 2019:262–265.
6. Romer A., Kim J., Qu J. et al. The Second Harmonic Generation in Reflection Mode: An Analytical, Numerical and Experimental Study. *J Nondestruct Eval*. 2016;35(6). DOI: 10.1007/s10921-015-0323-7.
7. Xiang Gao and Jianmin Qu. Acoustic nonlinearity parameter induced by extended dislocations. *Journal of applied physics*. 2018;124,125102:1-7. DOI:10.1063/1.5046640.
8. Gang Ren, Jongboem Kim, Kyung-Young Jhang. Relationship between second- and third-order acoustic nonlinear parameters in relative measurement. *Ultrasonics*. 2014;56:539–544. DOI:10.1016/j.ultras.2014.10.009.
9. Varray F., Pasovic M., Cachard C., Tortoli P. and O. Basset. Acoustic nonlinearity parameter of tissue on echo mode: Review and evaluation of the different approaches for B/A imaging. *Proceedings – IEEE Ultrasonics Symposium*. 2009:41–44. DOI:10.1109/ULTSYM.2009.5441529.
10. Wallace K.D., Lloyd C.W., Holland M.R., and Miller J.G. Finite Amplitude Measurements of the Nonlinear Parameter B/A for Liquid Mixtures Spanning a Range Relevant to Tissue Harmonic Mode. *Ultrasound in medicine & biology*. 2007;33:620–629. DOI:10.1016/j.ultrasmedbio.2006.10.008.
11. Pasovic M., Matte G., Van der Steen A.F.W., Basset O., Jong N. de, and Cachard C. Preliminary investigation of nonlinear dual frequency mixing technique for the estimation of the nonlinear parameter B/A. *IEEE EMBC*. 2007:2179–2182. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4352755.
12. Pantea C., Osterhoudt C.F. and Sinha D. N. Determination of acoustical nonlinear parameter β of water using the finite amplitude method. *Ultrasonics*. 2013;53(5):1012–1019. DOI: 10.1016/j.ultras.2013.01.008.
13. Quan L., Qian F., Liu X., Gong X. A nonlinear acoustic metamaterial: Realization of a backwards-traveling second harmonic sound wave. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2006;119:3373–3385. DOI: 10.1121/1.4949542.
14. Вареникова А.Ю. Применение динамической характеристики нелинейного взаимодействия акустических волн для визуализации биотканей. *Сборник материалов Двадцать второй Всероссийской научной конференции студентов физиков и молодых ученых ВНКСФ-22*. 2016;12:330–331.
15. Tarantola A. Inverse Problem Theory and Methods for Model Parameter Estimation. *Society for Industrial and Applied Mathematics*. 2005;12. DOI: 10.1137 / 1.9780898717921.

16. Carlos Rus and Guillermo Rus. Logical Inference for Model-Based Reconstruction of Ultrasonic Nonlinearity. *Mathematical Problems in Engineering*. 2015;2015(3-4),162530:1–11. DOI:10.1155/2015/162530.
17. Quan L., Liu X. and Gong X. Quasi-phase matched backward secondharmonic generation by complementary media in nonlinear metamaterials. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2012;132:2852–2856. DOI:10.1121/1.4744978.
18. Буров В.А., Зотов Д.И., Румянцева О.Д. Восстановление пространственных распределений скорости звука и поглощения в фантомах мягких биотканей по экспериментальным данным ультразвукового томографирования. *Акустический журнал*. 2015;61(2):254–273.
19. David E. Goertz, Martijn E. Frijlink, Nico de Jong, Antonius F. W. van der Steen. Nonlinear Contrast Intravascular Ultrasound. *Ultrasound and Carotid Bifurcation Atherosclerosis*. Springer-Verlag London Limited. 2012;74234330:137–153. DOI: 10.1007/978-1-84882-688-5_8.

REFERENCES

1. Chernov N.N., Zagray N.P., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Research of appearance and propagation of higher harmonics of acoustic signals in the nonlinear media. *Journal of Physics: Conference Series*. 2018;1015(3):032081. Available from: <https://www.semanticscholar.org/paper/Research-of-Appearance-and-Propagation-of-Higher-of-Chernov-Laguta/2a55061f2cba7c29f74fff7272ed6a79c95b86a2> (accessed on 20.09.2021).
2. Korochentsev V.I., Koval T.V., Shabanov G.A., Rybchenko A.A., Volkov A.I., Karasev I.V. Problems of studying the effects of ultrasonic radiation on the human body. *Izvestija JuFU. Tehnicheskie nauki. Razdel III. Akusticheskie metody i pribory v mediko-biologicheskoy praktike*. 2012;3:211–214. (In Russ.)
3. Chernov N.N., Mikhaleva A.I., Zagrai N.P., Al-Samman A.H. Determination of elastic properties of biological layered media based on nonlinear interaction of acoustic waves. *Inzhenernyj vestnik dona = Engineering Journal of Don*. 2016;3. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2016/3735 (accessed on 15.06.2021). (In Russ.)
4. Chernov N.N., Zagrai N.P., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Numerical modeling of the field of secondary acoustic wave sources during passage through a biological medium. *Modelirovanie, optimizacija i informacionnye tehnologii = Modeling, optimization, and information technology*. 2018;6(3):40–49. (In Russ.)
5. Varenikova A.YU., Chernov N.N. Ustanovka dlya issledovaniya rasprostraneniya ul'trazvukovoj volny v biotkanyah s uchetom nelinejnosti sredy. *Fundamental'nye issledovaniya s primeneniem komp'yuternyh tehnologij v nauke, proizvodstve, social'nyh i jekonomicheskijh processah: materialy 18-oj Nacional'noj molodezhnoj nauchno-prakticheskoy konferencii*. 2019:262–265. (In Russ.)
6. Romer A., Kim J., Qu J. et al. The Second Harmonic Generation in Reflection Mode: An Analytical, Numerical and Experimental Study. *J Nondestruct Eval*. 2016;35(6). DOI: 10.1007/s10921-015-0323-7.
7. Xiang Gao and Jianmin Qu. Acoustic nonlinearity parameter induced by extended dislocations. *Journal of applied physics*. 2018;124,125102:1-7. DOI:10.1063/1.5046640.
8. Gang Ren, Jongboem Kim, Kyung-Young Jhang. Relationship between second- and third-order acoustic nonlinear parameters in relative measurement. *Ultrasonics*. 2014;56:539–544. DOI:10.1016/j.ultras.2014.10.009.
9. Varray F., Pasovic M., Cachard C., Tortoli P. and O. Basset. Acoustic nonlinearity parameter of tissue on echo mode: Review and evaluation of the different approaches

- for B/A imaging. *Proceedings – IEEE Ultrasonics Symposium*. 2009:41–44. DOI:10.1109/ULTSYM.2009.5441529.
10. Wallace K.D., Lloyd C.W., Holland M.R., and Miller J.G. Finite Amplitude Measurements of the Nonlinear Parameter B/A for Liquid Mixtures Spanning a Range Relevant to Tissue Harmonic Mode. *Ultrasound in medicine & biology*. 2007;33:620–629. DOI:10.1016/j.ultrasmedbio.2006.10.008.
 11. Pasovic M., Matte G., Van der Steen A.F.W., Basset O., Jong N. de, and Cachard C. Preliminary investigation of nonlinear dual frequency mixing technique for the estimation of the nonlinear parameter B/A. *IEEE EMBC*. 2007:2179–2182. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4352755.
 12. Pantea C., Osterhoudt C.F. and Sinha D. N. Determination of acoustical nonlinear parameter β of water using the finite amplitude method. *Ultrasonics*. 2013;53(5):1012–1019. DOI: 10.1016/j.ultras.2013.01.008.
 13. Quan L., Qian F., Liu X., Gong X. A nonlinear acoustic metamaterial: Realization of a backwards-traveling second harmonic sound wave. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2006;139:3373–3385. DOI: 10.1121/1.4949542.
 14. Varenikova A. Yu. Application of dynamic characteristics of nonlinear interaction of acoustic waves for visualization of biotissues. *Sbornik materialov Dvadcat' vtoroj Vserossijskoj nauchnoj konferencii studentov fizikov i molodyh uchenyh VNKSF-22*. 2016;12:330-331. (In Russ.)
 15. Tarantola A. Inverse Problem Theory and Methods for Model Parameter Estimation. *Society for Industrial and Applied Mathematics*. 2005;12. DOI: 10.1137 / 1.9780898717921.
 16. Carlos Rus and Guillermo Rus. Logical Inference for Model-Based Reconstruction of Ultrasonic Nonlinearity. *Mathematical Problems in Engineering*. 2015;2015(3-4),162530:1–11. DOI:10.1155/2015/162530.
 17. Quan L., Liu X. and Gong X. Quasi-phase matched backward secondharmonic generation by complementary media in nonlinear metamaterials. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2012;132:2852–2856. DOI:10.1121/1.4744978.
 18. Burov V.A., Zotov D.I., Romyantseva O.D. Restoration of spatial distributions of sound velocity and absorption in soft biotissue phantoms based on experimental data of ultrasound tomography. *Akusticheskij Zhurnal = Acoustic journal*. 2015;61(2):254–273.
 19. David E. Goertz, Martijn E. Frijlink, Nico de Jong, Antonius F. W. van der Steen. Nonlinear Contrast Intravascular Ultrasound. *Ultrasound and Carotid Bifurcation Atherosclerosis*. Springer-Verlag London Limited. 2012;74234330:137–153. DOI: 10.1007/978-1-84882-688-5_8.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Чернов Николай Николаевич, д.т.н.,
профессор кафедры
Электрогидроакустической и медицинской
техники Института нанотехнологий,
электроники и приборостроения (Южный
федеральный университет), Таганрог,
Российская федерация
e-mail: nnchernov@sfedu.ru

Nikolai N. Chernov, Doctor of Technical
Science, Professor, Department of
Electrohydroacoustic and Medical Technology,
Institute of nanotechnology, electronics and
instrumentation (Southern Federal University),
Taganrog, Russian federation

Лагута Маргарита Владимировна,
инженер кафедры
Электрогидроакустической и медицинской

Margarita V. Laguta, engineer, Department of
Electrohydroacoustic and Medical Technology,
Institute of nanotechnology, electronics and

техники Института нанотехнологий,
электроники и приборостроения (Южный
федеральный университет), Таганрог,
Российская федерация
e-mail: laguta@sfedu.ru

instrumentation (Southern Federal University),
Taganrog, Russian federation

Вареникова Анастасия Юрьевна,
преподаватель кафедры
Электрогидроакустической и медицинской
техники Института нанотехнологий,
электроники и приборостроения (Южный
федеральный университет), Таганрог,
Российская федерация
e-mail: avarenikova@sfedu.ru

Anastasiya Yu. Varenikova, teacher,
Department of Electrohydroacoustic and
Medical Technology, Institute of
nanotechnology, electronics and instrumentation
(Southern Federal University), Taganrog,
Russian federation

*Статья поступила в редакцию 17.12.2021; одобрена после рецензирования 31.01.2022;
принята к публикации 14.03.2022.*

*The article was submitted 17.12.2021; approved after reviewing 31.01.2022;
accepted for publication 14.03.2022.*