

22. *Mohamed Ahmed Khalil, Fernando A. Monterio Santos. Influence of Degree of Saturation in the Electric Resistivity–Hydraulic Conductivity Relationship, Surveys in Geophysics, 2009, Vol. 30, pp. 601-615.*

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.И. Сидоров.

**Веденева Людмила Михайловна** – Пермский национальный исследовательский политехнический университет; e-mail: lmv2000@mail.ru; 614990, г. Пермь, Комсомольский пр., 29; тел. 89197050479; кафедра безопасности жизнедеятельности; к.т.н.; доцент.

**Черный Константин Анатольевич** – e-mail: chernyy\_k@mail.ru. тел.: 89024791211; кафедра безопасности жизнедеятельности; д.т.н.; доцент.

**Vedeneva Liudmila Mihajlovna** – Perm National Research Polytechnic University; e-mail: lmv2000@mail.ru; 29, Komsomolsky av. Perm, 614990, Russia; phone: +79197050479; the department of health and safety; cand. of eng. sc.; associate professor.

**Chernyi Konstantin Anatolievich** – e-mail: chernyy\_k@mail.ru; phone: +79024791211; the department of health and safety; dr. of eng. sc.; associate professor.

УДК 534.7

DOI 10.23683/2311-3103-2018-6-122-130

**А.Ю. Вареникова**

### **ПРИМЕНЕНИЕ ИТЕРАЦИОННЫХ МЕТОДОВ РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ТОМОГРАФИИ ДЛЯ ЦЕЛЕЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ\***

*Рассмотрены вопросы применения методов реконструктивной томографии для восстановления структурных характеристик слоистого биологического объекта. Приведены особенности реализации интегральных (аналитических) и итерационных методов обработки томографических данных. Отмечены преимущества и недостатки каждой группы методов. Показано, что итерационные методы реконструктивной томографии обладают рядом преимуществ при исследовании биологического объекта в сравнении с интегральными методами. Представлен математический аппарат итерационных методов реконструктивной томографии. Приведены отличия различных модификаций данной группы методов. В частности, отражено, что мультипликативная модификация алгебраических методов (MART) позволяет получить наиболее информативные данные о распределении структурных характеристик на границах слоистого биологического объекта. Рассматривается решение прямой задачи акустической томографии. В качестве информативной характеристики предложен нелинейный параметр, обладающий большей чувствительностью к структурным изменениям объекта, слои которого обладают близкими значениями акустического импеданса. Представлена математическая модель метода восстановления распределения нелинейного параметра. Данная модель основана на уравнении для простой волны и функции точечного источника. Получены математические выражения для определения значения нелинейного параметра второго порядка в точке исследуемого объекта на основе восстановления распределения амплитуды колебательной скорости второй гармоники ультразвуковой волны. С учетом математической модели метода определения значений нелинейного параметра в точке среды было получено распределение добавок к колебательной скорости для слоистого биологического объекта. Описана структура исследуемого объекта. На основе полученных данных показан процесс получения проекций, реализуемый с помощью алгебраических методов реконструкции (ART).*

*Акустическая томография; прямая и обратная задачи реконструктивной томографии; интегральные и итерационные методы реконструктивной томографии; нелинейный параметр.*

\* Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 16-07-00374.

A.Yu. Varenikova

### THE USE OF ITERATIVE METHODS OF RECONSTRUCTIVE TOMOGRAPHY FOR THE PURPOSES OF ACOUSTIC IMAGING

*The article deals with the application of methods of reconstructive tomography to restore the structural characteristics of a layered biological object. The features of implementation of integral (analytical) and iterative methods of tomographic data processing are given. The advantages and disadvantages of each group of methods are noted. It is shown that iterative methods of reconstructive tomography have a number of advantages in the study of a biological object in comparison with integrated methods. The mathematical apparatus of iterative methods of reconstructive tomography is presented. Differences of different modifications of this group of methods are given. In particular, it is reflected that the multiplicative modification of algebraic methods (MART) allows obtaining the most informative data on the distribution of structural characteristics at the boundaries of a layered biological object. The solution of the direct problem of acoustic tomography is considered. As an informative characteristic, a nonlinear parameter is proposed, which is more sensitive to structural changes of the object, the layers of which have close values of acoustic impedance. A mathematical model of the method for restoring the distribution of a nonlinear parameter is presented. This model is based on the equation for the simple wave and the point source function. Mathematical expressions are obtained to determine the value of the second-order nonlinear parameter at the point of the object under study on the basis of restoring the amplitude distribution of the vibrational velocity of the second harmonic of the ultrasonic wave. Taking into account the mathematical model of the method for determining the values of the nonlinear parameter at the point of the medium, the distribution of additives to the vibrational velocity for a layered biological object was obtained. The structure of the investigated object is described. On the basis of the data obtained, the process of obtaining projections realized by means of algebraic reconstruction methods (ART) is shown.*

*Acoustic tomography; direct and inverse problems of reconstructive tomography; integral and iterative methods of reconstructive tomography; nonlinear parameter.*

**Введение.** Методы реконструктивной томографии являются одними из наиболее распространенных методов исследований внутренних структур биологического объекта. Томографические методы позволяют восстанавливать картины распределения различных структурных характеристик объекта и на их основе строить послойные изображения внутренних структур. Качество получаемого изображения во многом зависит от числа ракурсов, количества приемников, устойчивости алгоритма восстановления к шумам [1–3].

Известно, что получение томографического изображения объекта предполагает решение двух задач: прямой и обратной.

Прямая задача реконструктивной томографии – получение распределения информативных параметров, характеризующих структуру исследуемого объекта, на основе взаимодействия тканей и внешнего излучения.

Обратная задача томографии заключается в визуализации исследуемого объекта путем восстановления распределения информативного параметра [4–7].

Известны следующие группы методов реконструктивной томографии: аналитические (интегральные) и итерационные.

Аналитические или интегральные методы базируются на точных решениях уравнений восстановления заданного сечения объекта. Математический аппарат этих методов основан на преобразованиях Радона и Фурье.

Итерационные методы восстановления предполагают аппроксимацию исследуемого объекта массивом ячеек равной плотности, представляющих собой искомые значения диагностических параметров. Эти значения связаны между собой системой линейных алгебраических уравнений (СЛАУ) со свободными членами, являющимися отсчетами на проекции. Наиболее распространенными методами данной группы являются метод простой итерации и алгебраический метод восстановления (ART) [8–11].

Преимуществом интегральных методов является высокая скорость обработки информации и низкие вычислительные затраты. В тоже время итерационные методы дают возможность учета любой геометрии патологических новообразований, классификации биофизических процессов, приводящих к появлению подобных включений.

**Постановка задачи.** Большинство итерационных методов томографии основаны на следующем соотношении:

$$\vec{x}^{(k+1)} = \vec{x}^{(k)} + \tau_k \hat{H}_k [\vec{y} - \hat{A} \vec{x}^{(k)}], \quad (1)$$

где  $\vec{x}^{(k)}$  – k-е приближение к решению СЛАУ;  $\vec{x}^{(k+1)}$  – (k+1)-е приближение к решению СЛАУ;  $\tau_k$  – последовательность вещественных чисел (релаксационных множителей);  $\hat{H}_k$  – последовательность невырожденных матриц,  $\vec{y}$  – лучевая сумма для приближения  $\vec{x}^{(k)}$ .

Для решения СЛАУ в реконструктивной томографии чаще всего используются метод простой итерации и метод ART.

В случае применения метода простой итерации соотношение (1) принимает следующий вид:

$$\vec{x}^{(k+1)} = \vec{x}^{(k)} + \tau \hat{H} [\vec{y} - \hat{A} \vec{x}^{(k)}], \quad (2)$$

Релаксационный множитель  $\tau$  определяется границами собственных значений  $\lambda_i$  матрицы:

$$\lambda_{min} \leq \lambda_i \leq \lambda_{max}. \quad (3)$$

Оптимальное значение релаксационного множителя  $\tau_{opt}$ :

$$\tau_{opt} = \frac{2}{\lambda_{min} + \lambda_{max}}. \quad (4)$$

Однако такие условия накладывают значительные ограничения на данный метод: необходимо точно знать граничные значения  $\lambda_{min}$  и  $\lambda_{max}$ , что не всегда представляется возможным.

Метод ART является одним из наиболее распространенных методов для решения томографических СЛАУ. Большое количество разработанных для данного метода модификаций позволяет адаптировать математический аппарат под разные классы решаемых задач [10].

Первоначальный вариант метода ART предполагает получение итераций по следующей формуле:

$$\vec{x}^{(k+1)} = \vec{x}^{(k)} + \tau_k \frac{y_i - \vec{a}_i^T \vec{x}^{(k)}}{\vec{a}_i^T \vec{a}_i} \vec{a}_i, \quad (5)$$

где  $\vec{a}_i^T$  – i-я строка матрицы  $\hat{A}$ , представленная в виде вектор-столбца,  $\tau_k$  – релаксационный множитель в диапазоне  $0 \leq \tau_k \leq 2$ .

Одна итерация включает в себя два вложенных цикла, для каждого проекционного значения  $y_i$  корректируются все компоненты вектора  $\vec{x}$ , определяющие значение  $y_i$ .

В данном методе различают частично ограниченный и полностью ограниченный варианты.

В частично ограниченном варианте учитывается информация о неотрицательности значений искомого вектора:

$$x_j^{(k+1)} = \max \left\{ 0, x_j^{(k)} + \tau_k \frac{y_i - \vec{a}_i^T \vec{x}^{(k)}}{\vec{a}_i^T \vec{a}_i} \vec{a}_{ij} \right\}. \quad (6)$$

Полностью ограниченный вариант дополнительно учитывает информацию о максимальном значении  $Q$ , которое не может превысить ни одна из компонент искомого вектора:

$$x_j^{(k+1)} = \min \left\{ Q, \max \left\{ 0, x_j^{(k)} + \tau_k \frac{y_i - \vec{a}_i^T \vec{x}^{(k)}}{\vec{a}_i^T \vec{a}_i} \vec{a}_{ij} \right\} \right\}. \quad (7)$$

Геометрическая схема метода ART – последовательное ортогональное проектирование на гиперплоскость, определяемое каждым уравнением СЛАУ.

Для надежной сходимости итерационных процессов была введена промежуточная оценка:

$$\vec{\xi}^{(k+1)} = \vec{\xi}^{(k)} + \tau_k \frac{y_i - \vec{a}_i^T \vec{x}^{(k)}}{\vec{a}_i^T \vec{a}_i} \vec{a}_i. \quad (8)$$

В данном случае каждое новое приближение в частично ограниченном варианте определяется как:

$$x_j^{(k+1)} = \max \left\{ 0, \xi_j^{(k+1)} \right\}, \quad (9)$$

в полностью ограниченном варианте:

$$x_j^{(k+1)} = \min \left\{ Q, \max \left\{ 0, \xi_j^{(k+1)} \right\} \right\}. \quad (10)$$

Наибольший интерес для визуализации внутренних структур биологического объекта представляет мультипликативная модификация метода ART (MART):

$$x_j^{(k+1)} = \left( \frac{y_i}{\vec{a}_i^T \vec{x}^{(k)}} \right)^{a_{ij}} x_j^{(k)}. \quad (11)$$

В данном случае составляющие первого приближения принимаются равными единице. Одно из полезных свойств данной модификации состоит в том, что в случае, когда любая координата вектора  $\vec{x}^{(k)}$  становится равной нулю, она остается нулевой на протяжении всего итерационного процесса [10]. Это дает более информативные данные о границах исследуемого объекта, что имеет особое значение при исследовании внутренних структур биологического объекта.

Кроме вышеуказанных, следует также отметить следующие преимущества итерационных методов восстановления изображения: устойчивость к систематическим и случайным погрешностям, гибкость измерений исходных данных при более точном учёте физики процесса, работа с неполными исходными данными, с измерениями в ограниченном угле и при малом числе проекций.

Процесс реконструкции изображения с помощью алгебраических методов построен следующим образом. В каждой матрице вычисляется одна лучевая сумма при исходном распределении структурной характеристики. Затем определяется поправка, которая вводится во все точки, входящие в состав луча. Таким образом обрабатывается информация по всем лучам, пересекающим исследуемый объект. Поправки, полученные от предыдущей лучевой суммы, учитываются в каждом последующем расчете. Таким образом происходит решение обратной томографической задачи [10–11].

В случае акустической томографии прямая задача – получение распределения нелинейного параметра, являющегося структурной характеристикой объекта. Физические подходы к решению данного вопроса рассматриваются в большом количестве работ [13–20].

Анализ методов определения нелинейного параметра на основе измерения амплитуд высших гармоник акустической волны и исследования метода получения коэффициента нелинейности биологической среды на основе определения ко-

лебательной скорости позволил создать метод определения распределения нелинейного параметра внутри биологических тканей на основе измерения амплитуды давления второй гармоники зондирующего сигнала.

**Решение прямой задачи акустической томографии.** Для определения значения нелинейного параметра второго порядка в среде воспользуемся вторым приближением решения уравнения римановой волны [3]:

$$u^{(2)} = \left(\frac{\varepsilon}{2c_0^2}\right) \cdot \omega \cdot u_0^2 \cdot x \cdot \sin(2\omega\tau), \quad (12)$$

где  $u^{(2)}$  – колебательная скорость второй гармоники акустического сигнала,  $\varepsilon$  – нелинейный параметр среды,  $\omega$  – циклическая частота акустического сигнала,  $u_0$  – начальная колебательная скорость,  $x$  – расстояние, проходимое сигналом,  $\tau=(t-x/c)$  – сопровождающая координата.

Перепишем данное выражение и выразим акустический нелинейный параметр:

$$\varepsilon = \frac{2c_0^2 \cdot u^{(2)}}{\omega \cdot u_0^2 \cdot x \cdot \sin(2\omega\tau)}. \quad (13)$$

Для построения схемы метода восстановления распределения нелинейного параметра в биологическом объекте необходимо получить значение нелинейного параметра в точке среды, так как данный показатель является непосредственной характеристикой исследуемой среды. Чтобы получить искомые значения применим функцию Грина, описывающую точечный источник в среде:

$$G = \frac{e^{-jk|\vec{r}_M/\vec{r}|}}{|\vec{r}_M-\vec{r}|}, \quad (14)$$

где  $\vec{r}_M$  – радиус-вектор точки наблюдения, определяющий положение приемника,  $\vec{r}$  – радиус-вектор источника излучения, определяющий положение излучателя.

Далее запишем выражение для значения нелинейного параметра в точке среды для координат  $x$  и  $y$  в следующем виде:

$$W(\varepsilon)_x = \frac{2 \cdot c_0^2 \cdot \rho_0 c_0}{\omega \cdot P \cdot x \cdot \sin(2\omega\tau)} \cdot \frac{e^{-jk|x_n/x_n|}}{|x_n-x_n|}, \quad (15)$$

$$W(\varepsilon)_y = \frac{2 \cdot c_0^2 \cdot \rho_0 c_0}{\omega \cdot P \cdot x \cdot \sin(2\omega\tau)} \cdot \frac{e^{-jk|y_n/y_n|}}{|y_n-y_n|}. \quad (16)$$

Данная математическая модель метода определения нелинейного параметра в биообъекте позволяет строить структуру изучаемого биологического объекта для его последующей визуализации.

**Решение обратной задачи акустической томографии с помощью алгебраических методов реконструкции.** На основе выражений (15) и (16) было получено распределение нелинейного параметра в слоистом биологическом объекте. Исследуемый объект состоит из следующей группы слоев: жировая ткань (значение нелинейного параметра – 11,1), мышечная ткань (значение нелинейного параметра – 2,6), миома (значение нелинейного параметра – 2,2). Кроме того, при моделировании учитывалось влияние воды (нелинейный параметр – 3,5). В табл. 1 приведено распределение добавок к колебательной скорости, соответствующих значениям нелинейного параметра для каждого из слоев исследуемого объекта, где 2,356 – значение для воды, 6,336 – значение для жировой ткани, 1,885 – значение для мышечной ткани, 4,869 – значение для миомы.

Таблица 1

**Начальное распределение добавок к колебательной скорости, м/с,  
множитель  $10^{-4}$**

2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356
2,356	6,336	6,336	6,336	6,336	1,885	1,885	1,885	1,885	2,356
2,356	6,336	6,336	6,336	6,336	1,885	1,885	1,885	1,885	2,356
2,356	6,336	6,336	6,336	6,336	1,885	1,885	1,885	6,336	2,356
2,356	6,336	6,336	6,336	4,869	4,869	4,869	1,885	6,336	2,356
2,356	6,336	6,336	1,885	4,869	4,869	4,869	1,885	6,336	2,356
2,356	6,336	1,885	1,885	1,885	1,885	1,885	1,885	6,336	2,356
2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356

В полученном распределении область патологии локализована в 5 и 6 строках и 5,6,7 столбцах матрицы. Матрица представлена в серошкальной градации.

С помощью алгебраических методов реконструкции были получены две первые проекции, представленные в табл. 2 и 3.

Таблица 2

**Первая проекция**

2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356
3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995
3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995	3,995
4,205	4,205	4,205	4,205	4,205	4,205	4,205	4,205	4,205	4,205
4,655	4,655	4,655	4,655	4,655	4,655	4,655	4,655	4,655	4,655
4,445	4,445	4,445	4,445	4,445	4,445	4,445	4,445	4,445	4,445
2,356	6,336	1,885	1,885	1,885	1,885	1,885	1,885	6,336	2,356
2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356	2,356

Таблица 3

**Вторая проекция**

1,756	1,056	1,056	1,616	1,426	1,616	1,616	0,876	1,616	1,756
3,395	2,695	2,695	3,255	3,065	3,255	3,255	2,515	3,255	3,395
3,395	2,695	2,695	3,255	3,065	3,255	3,255	2,515	3,255	3,395
3,605	2,405	2,405	3,465	3,275	3,456	3,456	2,725	3,465	3,605
4,055	3,355	3,355	3,915	3,725	3,915	3,915	3,175	3,915	4,055
3,845	3,145	3,145	3,745	3,515	3,705	3,705	2,965	3,745	3,845
1,756	5,036	0,585	1,145	0,955	1,145	1,145	0,435	1,145	1,756
1,756	1,056	1,056	1,616	1,426	1,616	1,616	0,876	1,616	1,756

**Заключение.** Представленные проекции отображают начальный этап процесса восстановления изображения и требуют работы с большим числом проекций для построения полноценного изображения.

Преимущества нелинейного параметра как характеристики исследуемого объекта и алгебраических методов дают возможность получить достаточно качественное изображение исследуемого объекта.

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Буров В.А., Шмелев А.А. Численное и физическое моделирование процесса томографирования на основе акустических нелинейных эффектов третьего порядка // Акустический журнал. – 2009. – Т. 55, № 4-5. – С. 466-480.
2. Чернов Н.Н., Заграй Н.П., Лагута М.В., Вареникова А.Ю. Appearance and Propagation of Higher Harmonics of Acoustic Signals in the Nonlinear Media // Journal of Physics: Conference Series. – 2018. – Vol. 1015 (3). – 032081.
3. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Математическое моделирование метода определения нелинейного параметра в биообъекте для целей визуализации // Фундаментальные основы, теория, методы и средства измерений, контроля и диагностики: Материалы 19-ой Междунар. молод. науч.-практ. конф., г. Новочеркасск, 27-28 февр. 2018 г. Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) им. М.И. Платова. – Новочеркасск: Лик, 2018. – 404 с.
4. Чернов Н.Н., Лагута М.В., Вареникова А.Ю. Research of appearance and propagation of higher harmonics of acoustic signals in the nonlinear media // Journal of Pharmaceutical Sciences and Research. – No. 9 (11). – С. 2241-2246.
5. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Исследование влияния объемных параметров нелинейной биологической среды на распределение колебательной скорости частиц среды // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2017. – № 8 (193). – С. 99-107.
6. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Ультразвуковые томографы для диагностики переломов и внутренних кровотечений // Системы обеспечения техносферной безопасности: Материалы IV Всероссийской конференции и школы для молодых ученых (с международным участием) (Таганрог, Россия, 11-15 сентября 2017 г.). – Таганрог: ЮФУ, 2017. – 271 с.
7. Преображенский С.В., Преображенский В.Л., Перно Ф., Бу Матар О. Диагностика неоднородности нелинейного параметра акустической среды с помощью обращения волнового фронта ультразвука // Акустический журнал. – 2008. – Т. 54, № 1. – С. 20-25.
8. Буров В.А., Зотов Д.И., Румянцева О.Д. Восстановление пространственных распределений скорости звука и поглощения в мягких биотканях по модельным данным ультразвукового томографирования // Акустический журнал. – 2014. – Т. 60, № 4. – С. 443-456.
9. Руденко О.В. Нелинейные волны: некоторые биомедицинские приложения // Успехи физических наук. – 2007. – Т. 177, № 4. – С. 374-383.
10. Терещенко С.А. Методы вычислительной томографии. – М.: Физматлит, 2004. – 320 с.
11. Хермен Г. Восстановление изображений по проекциям: Основы реконструктивной томографии: пер. с англ. – М.: Мир, 1983. – 352 с.
12. Демин И.Ю., Прончатов-Рубцов Н.В. Современные акустические методы исследований в биологии и медицине: учебно-методические материалы по программе повышения квалификации «Хранение и обработка информации в биологических системах». – Нижний Новгород: Изд-во ННГУ 2007. – 121 с.
13. Буров В.А., Гуренович И.Е., Руденко О.В., Табунов Е.Я. Реконструкция пространственно-го распределения параметра нелинейности и скорости звука в акустической нелинейной томографии // Акустический журнал. – 1994. – Т. 40, № 6. – С. 922-929.
14. Применение ультразвука в медицине / под ред. К. Хилла: пер. с англ. / под ред. Л.Р. Гаврилова, В.А. Хохловой, О.А. Сапожникова. – М.: Физматлит, 2008
15. Мюллер Р.К., Кавех М., Уэйд Г. Реконструктивная томография и ее применение в ультразвуковой технике // ТИИЭР. – 1979. – Т. 67, № 4. – С. 146-169.
16. Руденко О.В., Солуян С.И. Теоретические основы нелинейной акустики. – М.: Изд-во Наука. 1975. – 288 с.
17. Руденко О.В. Нелинейные волны: некоторые биомедицинские приложения // Успехи физических наук. – 2007. – Т. 177, № 4. – С. 374-383.
18. Gong X, Liu X., Zhang D. Study of third-order nonlinear parameter C/A for biological specimens // Nonlinear Acoustics – Fundamental and Applications (Proceedings of 18<sup>th</sup> International Symposium on Nonlinear Acoustics) / Ed. Enflo B.O., Hedberg C.M., and Kari L, Melville, New York: American Institute of Physics, 2008, – P. 444-447.
19. Kim D.Y., Lee J.S., Kwon S.J., Song T.K. Ultrasound second harmonic imaging with a weighted chirp signal // IEEE Ultrasonics symposium. – 2001. – P. 1477-1480.
20. Буров В.А., Евтухов С.Н., Ткачева А.М., Румянцева О.Д. Акустическая томография нелинейного параметра с помощью малого числа преобразователей // Акустический журнал. – 2006. – Т. 52, № 6. – С. 760-776.

REFERENCES

1. Burov V.A., Shmelev A.A. Chislennoe i fizicheskoe modelirovanie processa tomografirovaniya na osnove akusticheskikh nelineynykh effektov tret'ego poryadka [Numerical and physical modeling of tomography based on third-order acoustic nonlinear effects], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic journal], 2009, Vol. 55, No. 4-5, pp. 466-480.
2. Chernov N.N., Zagray N.P., Laguta M.V. Varenikova A.Yu. Appearance and Propagation of Higher Harmonics of Acoustic Signals in the Nonlinear Media, *Journal of Physics: Conference Series*, 2018, Vol. 1015 (3), 032081.
3. Varenikova A.Yu., Chernov N.N. Matematicheskoe modelirovanie metoda opredeleniya nelineynogo parametra v bioob"ekte dlya tseley vizualizatsii [Mathematical modeling of the method for determining the nonlinear parameter in a biological object for visualization purposes], *Fundamental'nye osnovy, teoriya, metody i sredstva izmereniy, kontrolya i diagnostiki: Materialy 19-oy Mezhdunar. molod. nauch.-prakt. konf., g. Novocherkassk, 27-28 fevr. 2018g. Yuzhno-Rossiyskiy gosudarstvennyy politekhnicheskii universitet (NPI) im. M.I. Platova* [Fundamentals, theory, methods and means of measurement, control and diagnosis: Proceedings of the 19th international youth scientific-practical conference, Novocherkassk, February 27-28. 2018 South-Russian state Polytechnic University (SPI) named after him. M.I. Platov]. Novocherkassk: Lik, 2018, 404 p.
4. Chernov N.N., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Research of appearance and propagation of higher harmonics of acoustic signals in the nonlinear media, *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*, No. 9 (11), pp. 2241-2246.
5. Varenikova A.Yu. Chernov N.N. Issledovanie vliyaniya ob'emnykh parametrov nelineynoy biologicheskoy sredy na raspredelenie kolebatel'noy skorosti chastits sredy [Study of the effect of volumetric parameters of nonlinear biological environment on the distribution of oscillatory speed of particles of the medium], *Izvestiya YuFU. Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya SFedU. Engineering Sciences], 2017, No. 8 (193), pp. 99-107.
6. Varenikova A.Yu. Chernov N.N. Ul'trazvukovye tomografy dlya diagnostiki perelomov i vnutrennykh krvotocheniy [Ultrasound tomographs for the diagnosis of fractures and internal bleeding], *Sistemy obespecheniya tekhnosfernoy bezopasnosti: Materialy IV Vserossiyskoy konferentsii i shkoly dlya molodykh uchenykh (s mezhdunarodnym uchastiem) (Taganrog, Rossiya, 11-15 sentyabrya 2017 g.)* [Technosphere safety systems: Proceedings of the IV all-Russian conference and school for young scientists (with international participation) (Taganrog, Russia, September 11-15, 2017)]. Taganrog: YuFU, 2017, 271 p.
7. Preobrazhenskiy S.V., Preobrazhenskiy V.L., Perno F., Bu Matar O. Diagnostika neodnorodnosti nelineynogo parametra akusticheskoy sredy s pomoshch'yu obrashcheniya volnovogo fronta ul'trazvuka [Diagnostics of inhomogeneity of the nonlinear parameter of the acoustic medium by reversing the wavefront of ultrasound], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic journal], 2008, Vol. 54, No. 1, pp. 20-25.
8. Burov V.A., Zotov D.I., Rumyantseva O.D. Vosstanovlenie prostranstvennykh raspredeleniy skorosti zvuka i pogloshcheniya v myagkikh biotkanyakh po model'nym dannym ul'trazvukovogo tomografirovaniya [Restoration of spatial distributions of sound velocity and absorption in soft tissues by model data of ultrasonic tomography], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic journal], 2014, Vol. 60, No. 4, pp. 443-456.
9. Rudenko O.V. Nelineynye volny: nekotorye biomeditsinskie prilozheniya [Nonlinear waves: some biomedical applications], *Uspekhi fizicheskikh nauk* [Advances in physical sciences], 2007, Vol. 177, No. 4, pp. 374-383.
10. Tereshchenko S.A. Metody vychislitel'noy tomografii [Methods of computed tomography]. Moscow: Fizmatlit, 2004, 320 p.
11. Hermen G. Vosstanovlenie izobrazheniy po proektsiyam: Osnovy rekonstruktivnoy tomografii [Restoration of images by projections: the Basics of reconstructive tomography]: transl. from English. Moscow: Mir, 1983, 352 p.
12. Demin I.Yu., Pronchatov-Rubcov N.V. Sovremennye akusticheskie metody issledovaniy v biologii i meditsine [Modern acoustic research methods in biology and medicine]: *Uchebno-metodicheskie materialy po programme povysheniya kvalifikatsii «Hranenie i obrabotka informatsii v biologicheskikh sistemakh»* [Educational materials on the program of advanced training "Storage and processing of information in biological systems"]. Nizhniy Novgorod: Izd-vo NNGU 2007, 121 p.

13. *Burov V.A., Gurenovich I.E., Rudenko O.V., Tabunov E.Ya.* Rekonstruktsiya prostranstvennogo raspredeleniya parametra nelineynosti i skorosti zvuka v akusticheskoy nelineynoy tomografii [Reconstruction of the spatial distribution of the parameter of nonlinearity and speed of sound in acoustic nonlinear tomography], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic journal], 1994, Vol. 40, No. 6, pp. 922-929.
14. *Primenenie ul'trazvuka v meditsine* [The use of ultrasound in medicine], ed. by K. Khilla: transl. from english, ed. by L.R. Gavrilova, V.A. Khokhlovoy, O.A. Sapozhnikova. Moscow: Fizmatlit, 2008.
15. *Myuller R.K., Kavekh M., Ueyd G.* Rekonstruktivnaya tomografiya i ee primeneniye v ul'trazvukovoy tekhnike [Reconstructive tomography and its application in ultrasound technology], *TIER* [Proceedings of the Institute of electrical and radio electronics engineers], 1979, Vol. 67, No. 4, pp. 146-169.
16. *Rudenko O.V., Soluyan S.I.* Teoreticheskie osnovy nelineynoy akustiki [Theoretical foundations of nonlinear acoustics]. Moscow: Izd-vo Nauka. 1975, 288 p.
17. *Rudenko O.V.* Nelineynye volny: nekotorye biomeditsinskie prilozheniya [Nonlinear waves: some biomedical applications], *Uspekhi fizicheskikh nauk* [Advances in physical Sciences], 2007, Vol. 177, No. 4, pp. 374-383.
18. *Gong X, Liu X., Zhang D.* Study of third-order nonlinear parameter C/A for biological specimens, *Nonlinear Acoustics – Fundamental and Applications (Proceedings of 18<sup>th</sup> International Symposium on Nonlinear Acoustics)*, Ed. *Enflo B.O., Hedberg C.M., and Kari L, Melville, New York: American Institute of Physics, 2008*, pp. 444-447.
19. *Kim D.Y., Lee J.S., Kwon S.J., Song T.K.* Ultrasound second harmonic imaging with a weighted chirp signal, *IEEE Ultrasonics symposium*, 2001, pp. 1477-1480.
20. *Burov V.A., Evtukhov S.N., Tkacheva A.M., Rumyantseva O.D.* Akusticheskaya tomografiya nelineynogo parametra s pomoshch'yu malogo chisla preobrazovateley [Acoustic tomography of the nonlinear parameter by means of the small number of transducers], *Akusticheskiy zhurnal* [Acoustic journal], 2006, Vol. 52, No. 6, pp. 760-776.

Статью рекомендовал к опубликованию д.ф.-м.н., профессор Г.В. Куповых.

**Вареникова Анастасия Юрьевна** – Южный федеральный университет; e-mail: avarenikova@sfnu.ru; 347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44; тел.: 88634371795; инженер.

**Varenikova Anastasia Yur'evna** – Southern Federal University; e-mail: avarenikova@sfnu.ru; 44, Nekrasovsky, Taganrog, 347928, Russia; phone: +78634371795; the department of hydroacoustic and medical engineering; engineer.