

Установка для томографирования акустических нелинейных параметров с использованием кодированных сигналов

К. В. Дмитриев,* Е. А. Котельников, Д. И. Зотов, О. Д. Румянцева†

Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра акустики
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

(Статья поступила 28.06.2017; Подписана в печать 12.09.2017)

Сопоставлены схемы томографирования, основанные на нелинейных эффектах третьего порядка и использующие два кодированных сигнала и один монохроматический или же три кодированных сигнала в качестве первичных. Алгоритм получения томограммы акустического нелинейного рассеивателя адаптирован для схемы с тремя кодированными первичными сигналами, и проведены первые эксперименты на модифицированной установке.

PACS: 43.25.Lj, 43.60.Pt, 43.60.Rw, 43.60.Kx

УДК: 534.2, 534.222, 534.7

Ключевые слова: акустическая томография, нелинейные параметры, кодированные сигналы.

ВВЕДЕНИЕ. ПРЕДПОСЫЛКИ НЕЛИНЕЙНОГО ТОМОГРАФИРОВАНИЯ

Томография акустических нелинейных параметров жидких сред и мягких биотканей представляет интерес в целях дефектоскопии, а также ранней диагностики патологических новообразований. Физической основой рассматриваемого типа томографии является нелинейное взаимодействие акустических сигналов в среде. В приближении до третьего порядка малости включительно, в уравнении состояния, которое связывает полное давление $P(\mathbf{r}, t)$ и плотность среды $\rho(\mathbf{r}, t)$, фигурируют скорость звука в среде $c(\mathbf{r})$, а также акустические нелинейные параметры второго порядка $\varepsilon_2(\mathbf{r}) = 1 + \frac{B}{2A}$ и третьего порядка $\varepsilon_3(\mathbf{r}) = \frac{C}{6A}$:

$$P = P_0 + c^2(\mathbf{r})\rho' + \frac{\varepsilon_2(\mathbf{r}) - 1}{\rho_0} c^2(\mathbf{r})\rho'^2 + \frac{\varepsilon_3(\mathbf{r})}{\rho_0^2} c^2(\mathbf{r})\rho'^3 + \dots$$

$$\text{Здесь } c^2(\mathbf{r}) = \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho=\rho_0}, \quad A = \frac{\rho_0}{P_0} c^2(\mathbf{r}),$$

$$B = \frac{\rho_0^2}{P_0} \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho=\rho_0}, \quad C = \frac{\rho_0^3}{P_0} \left(\frac{\partial^3 P}{\partial \rho^3} \right)_{\rho=\rho_0}; \quad P_0, \rho_0 -$$

невозмущенные значения давления и плотности, $\rho(\mathbf{r}, t) \equiv \rho_0 + \rho'(\mathbf{r}, t)$ [2, 3]. В изначальных томографических схемах по восстановлению акустического нелинейного параметра второго порядка $\varepsilon_2(\mathbf{r})$ облучение томографируемой области осуществлялось двумя кодированными неколлинеарными первичными сигналами в виде плоских волн (с соответствующими частотами ω_1, ω_2 и волновыми векторами $\mathbf{k}_1, \mathbf{k}_2$) [1]. Однако определение постоянной составляющей для $\varepsilon_2(\mathbf{r})$ в данных схемах оказалось проблематичным. Данное обстоятельство стало главной причиной перехода от томографической схемы второго порядка

с использованием двух излучателей кодированных сигналов к схеме с дополнительным третьим излучателем, создающим плоскую волну с частотой ω_3 и волновым вектором \mathbf{k}_3 в виде монохроматического [2, 3] или же кодированного [4] сигнала. При фиксированном положении трех излучателей, плоский (реальный или эффективный — см. ниже) приемный преобразователь с центром в точке \mathbf{y} регистрирует сигнал $p(\mathbf{y}, t)$. В целях томографии используется нелинейно рассеянный сигнал на комбинационных частотах третьего порядка $\Omega_{\pm\pm} = \omega_1 \pm \omega_2 \pm \omega_3$, который порождается нелинейным взаимодействием в области томографирования трех первичных сигналов и поэтому сам оказывается известным образом кодированным сигналом. Такой сигнал несет информацию о пространственном распределении акустических нелинейных параметров как второго $\varepsilon_2(\mathbf{r})$, так и третьего $\varepsilon_3(\mathbf{r})$ порядков в виде некоторой нелинейной комбинации этих параметров — так называемого нелинейного рассеивателя третьего порядка $\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r})$ [4]. Присутствие третьего первичного сигнала позволяет восстанавливать полные (т.е. включая постоянную составляющую) значения $\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r})$. Однако из-за малой амплитуды нелинейно рассеянного сигнала третьего порядка малости, выделить его на фоне первичных сигналов и сигналов второго порядка малости возможно лишь при специальном выборе используемых частот первичных сигналов [3, 4].

Для получения томограммы используется корреляционная обработка комплексной аналитической версии $p_{(C)}(\mathbf{y}, t) \equiv p(\mathbf{y}, t) - ip_{\text{H}}(\mathbf{y}, t)$ зарегистрированного на приемнике сигнала, где $p_{\text{H}}(\mathbf{y}, t)$ — функция, гильбертово сопряженная (по времени) к $p(\mathbf{y}, t)$. Обработка выполняется с помощью комплексной аналитической версии сигнала сравнения $p_{+-\delta(C)}(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t)$, вычисляемой предварительно: это нелинейно рассеянный сигнал, приходящий на приемник от одиночного точечного нелинейного рассеивателя, помещенного в данную точку \mathbf{r} [2, 3]. В сигнале сравнения присутствуют, по его построению, только те комбинационные частоты, которые соответствуют только одному виду комбинации первичных частот, — в обсуждае-

*E-mail: kdmtrie@aesc.msu.ru

†E-mail: burov@phys.msu.ru

мых ниже экспериментах рассматривалась суммарно-разностная комбинация $\Omega_{+-} = \omega_1 + \omega_2 - \omega_3$. В итоге, оценка нелинейного рассеивателя третьего порядка $\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r})$ получается как

$$\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r}) = \frac{\int p_{+-\delta(C)}^*(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t) p_{(C)}(\mathbf{y}, t) dt}{\int p_{+-\delta(C)}^*(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t) p_{+-\delta(C)}(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t) dt}. \quad (1)$$

1. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ И ПРИНЦИПЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ В ТОМОГРАФЕ

Для практической проверки возможности восстановления нелинейного рассеивателя $\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r})$ была разработана экспериментальная установка. Три излучателя формируют цилиндрические волны, которые, за счет специальной системы конических зеркал [3, 5], становятся в области расположения объекта плоскими волнами с волновыми векторами $\mathbf{k}_1, \mathbf{k}_2, \mathbf{k}_3$. Комбинационный сигнал третьего порядка с волновыми векторами \mathbf{k}_{+-} , которые имеют фиксированное направление на приемник и соответствуют частотам Ω_{+-} , поступает на цилиндрический приемник через ту же систему зеркал. Положения излучателей и приемника подобраны так, чтобы обеспечить возможность восстановления полных значений нелинейного рассеивателя [2, 3]. Центральная биссектриса угла между волновыми векторами \mathbf{k}_1 и \mathbf{k}_2 выделяет те точки, для которых взаимная временная задержка сигналов, идущих от 1-го и 2-го излучателей, постоянна. Тем же свойством, но для другого значения взаимной задержки, обладают все линии, параллельные данной центральной биссектрисе; поэтому они называются линиями одинакового кода для 1-го и 2-го излучателей.

В первом варианте томографирования 1-й и 2-й излучатели формируют кодированные первичные сигналы, а 3-й излучатель — монохроматический первичный сигнал. Тогда оценку (1) можно представить в виде свертки, и рассчитывать ее с помощью БПФ сразу для всех точек \mathbf{r} вдоль каждой фиксированной линии одинакового кода, которая задается фиксированием любой произвольной принадлежащей ей точки \mathbf{r}_0 :

$$\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r}) = \exp\{-i\omega_3\tau'' + i\mathbf{k}_3(\mathbf{r} - \mathbf{r}_0)\} \times \frac{\int p_{+-\delta(C)}^*(\mathbf{y}|\mathbf{r}_0; t - \tau') p_{(C)}(\mathbf{y}, t) dt}{\int p_{+-\delta(C)}^*(\mathbf{y}|\mathbf{r}_0; t) p_{+-\delta(C)}(\mathbf{y}|\mathbf{r}_0; t) dt}. \quad (2)$$

Здесь τ'' — разность времен распространения кодированного сигнала от фиксированного широкополосного излучателя до точек \mathbf{r} и \mathbf{r}_0 ; $\tau' = \tau'' + \tau'''$, где τ''' — разность времен распространения рабочих комбинационных сигналов от точек \mathbf{r} и \mathbf{r}_0 до приемника \mathbf{y} . Возможность расчета по формуле (2) с помощью БПФ является важным преимуществом, ускоряющим обработку экспериментальных данных. Еще одно преимуще-

ство состоит в том, что если при обработке (2) временные задержки рассчитывать в предположении постоянства скорости звука, поскольку истинные значения $c(\mathbf{r})$ неизвестны, то это не приводит к разрушению восстановленного изображения $\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r})$, но только к некоторому его искажению [3]. Однако рассматриваемая схема обладает тем существенным недостатком, что нелинейно рассеянный сигнал с определенным кодом порождается не единственным элементом разрешения с центром в точке \mathbf{r} , а нелокальным множеством точек [4]. Как следствие, оцениваемые значения $\varepsilon^{\text{III}}(\mathbf{r})$ могут оказаться неточными.

Для преодоления данного недостатка необходимо, чтобы все три излучаемых сигнала были кодированными. Однако в этом варианте томографирования время обработки принятого сигнала может заметно возрасти, по сравнению с первым вариантом. Дело в том, что теперь для каждой отдельной точки объекта \mathbf{r} используется именно процедура обработки (1), а не ускоренная процедура (2), и нужно вычислять сигнал сравнения $p_{+-\delta(C)}(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t)$ в каждой точке \mathbf{r} . Это, в свою очередь, нуждается в перемножении всех трех первичных сигналов с временными сдвигами, соответствующими времени распространения этих сигналов от излучателей до точки их нелинейного взаимодействия \mathbf{r} . Данная процедура существенно увеличивает время счета, поскольку первичные сигналы известны лишь в дискретные моменты времени, и требуется интерполяция сигналов для каждого временного сдвига.

Однако время выполнения процедуры (1) можно сделать приемлемым за счет следующего приема. Он состоит в рассмотрении сначала только двух (из трех) кодированных первичных сигналов и выделении для них некоторой фиксированной линии одинакового кода. Для всех точек, лежащих на этой линии, взаимная задержка между двумя рассматриваемыми сигналами одинакова. Поэтому однократное перемножение двух первичных сигналов, сформированных для единственной точки \mathbf{r}_0 , которая принадлежит этой линии, формирует характерный для данной линии уникальный код нелинейно рассеянного сигнала второго порядка. Для остальных точек на данной линии такой сигнал будет отличаться только временным сдвигом (для выполнения произвольного временного сдвига удобно использовать операцию фурье-преобразования от известного спектра рассматриваемого сигнала). Итоговый сигнал сравнения формируется перебором точек \mathbf{r} на линии одинакового кода и перемножением сигнала второго порядка (уже сформированного для данной точки \mathbf{r}) с третьим кодированным первичным сигналом, задержанным по времени соответствующим образом для данной \mathbf{r} .

На практике формирование кодированных сигналов сопряжено с определенными сложностями. Дело в том, что, с одной стороны, частотная полоса, занимаемая спектром каждого кодированного сигнала, должна быть максимально широкой, чтобы обеспечить хорошее пространственное разрешение томограммы. С дру-

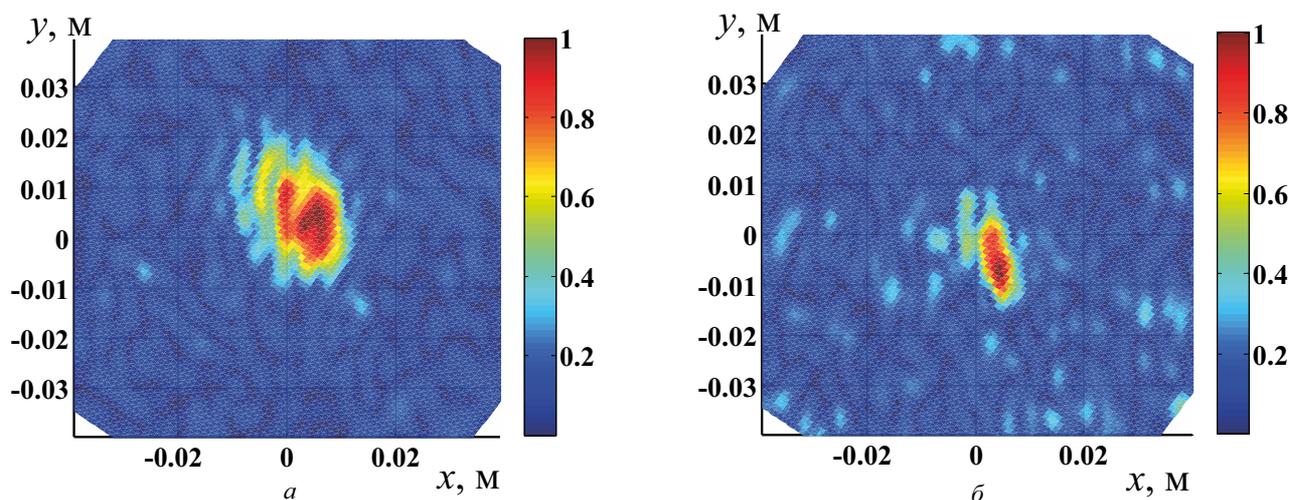


Рис. 1: Нормированный результат восстановления поперечного сечения пальца на основе первичных сигналов в виде *a* — двух кодированных и одного монохроматического и *б* — всех трех кодированных сигналов; все частоты излучаемых и обрабатываемого сигналов попадали в диапазон от 0.9 МГц до 2.3 МГц

гой стороны, спектр каждого такого сигнала должен быть как можно лучше локализованным в заданной частотной полосе. Если это требование обеспечить не удастся, то спектральные компоненты сигнала, лежащие вне выделенной для него полосы частот, а также результат их нелинейного взаимодействия со спектральными компонентами других сигналов и между собой могут попадать в рабочую частотную область, которую занимает спектр слабого полезного регистрируемого сигнала и, тем самым, являться помехой. Тогда соотношение сигнал/помеха может упасть ниже критического уровня, необходимого для восстановления изображения. Таким образом, требуется специальная предварительная фильтрация первичных сигналов, и желательный фильтр должен иметь характеристику с четко выраженными краями (в идеале — близкую к прямоугольной). Обеспечить такую характеристику аналоговыми схемами достаточно сложно. Поэтому в настоящее время при проведении эксперимента форма каждого из трех первичных сигналов предварительно задается на компьютере, а физические сигналы формируются с помощью трех плат — генераторов сигналов произвольной формы NI PXI-5412, каждый из которых создает соответствующие сигналы с частотой дискретизации 10 МГц и длительностью до 0.2 секунды. Такая схема формирования сигналов является универсальной, позволяя реализовать как режим с двумя кодированными и одним монохроматическим первичными сигналами, так и режим с тремя кодированными первичными сигналами. Для получения томограммы используется многопроцессорная параллельная обработка принятого сигнала на основе видеокарты, работающей по технологии CUDA.

На рис. 1 приведены результаты обработки экспериментальных данных в схемах с двумя кодированными и одним монохроматическим, а также с тремя кодированными сигналами. Исследовался палец, расположенный перпендикулярно плоскости томографирования. Поскольку первая схема допускает как существенно менее точную юстировку и калибровку всех ее функциональных элементов, так и неточное знание скорости звука, то полученный с ее помощью результат оказывается лучше (рис. 1, *a*). Вторая же схема на данном этапе, когда проблемы точной юстировки и определения скорости звука еще не рассматривались, позволяет, по сути, восстанавливать лишь положение центра нелинейного рассеивателя (рис. 1, *б*).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Наиболее перспективной для томографирования акустических нелинейных параметров является схема с тремя кодированными первичными сигналами. Однако она требует несколько большего времени обработки экспериментальных данных, а также точного учета взаимных задержек между первичными сигналами в каждой точке объекта. Последнее обстоятельство накладывает повышенные требования к юстировке томографической системы. Тем не менее, первые полученные результаты позволяют говорить о принципиальной работоспособности данной схемы.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-22-00042).

-
- [1] Береза С. А., Буров В. А., Евтухов С. Н. Акуст. журн. 2008. **54**, № 4. С. 522.
- [2] Буров В. А., Шмелев А. А. Акуст. журн. 2009. **55**, № 4–5. С. 466.
- [3] Буров В. А., Шмелев А. А., Зотов Д. И. Акуст. журн. 2013. **59**, № 1. С. 31.
- [4] Буров В. А., Крюков Р. В., Румянцева О. Д. Изв. РАН. Сер. Физ. 2015. **79**, № 12. С. 1676.
- [5] Буров В. А., Шмелев А. А., Евтухов С. Н., Крюков Р. В., Зотов Д. И., Ратталь М. И., Бобов К. Н., Румянцева О. Д. Патент на изобретение RU 2530659 С2. Москва, 2014.

Plant for tomographing the acoustic nonlinear parameters with use of coded signals

K. V. Dmitriev^a, E. A. Kotelnikov, D. I. Zotov, O. D. Romyantseva^b

*Department of Acoustics, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University
Moscow 119991, Russia*

E-mail: ^akdmitrie@aesc.msu.ru, ^bburov@phys.msu.ru

Tomography schemes based on nonlinear effects of the third order and using two coded and one monochromatic signals or three coded signals as primary ones have been compared. The algorithm of obtaining the tomogram of an acoustic nonlinear scatterer has been adapted for the scheme with three coded primary signals, and the first experiments on the modified plant have been made.

PACS: 43.25.Lj, 43.60.Pt, 43.60.Rw, 43.60.Kx

Keywords: acoustical tomography, nonlinear parameters, coded signals.

Received 28 June 2017.

Сведения об авторах

1. Дмитриев Константин Вячеславович — канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотрудник; тел.: (495) 939-30-81, e-mail: kdmitrie@aesc.msu.ru.
 2. Котельников Егор Александрович — студент; тел.: (495) 939-30-81.
 3. Зотов Дмитрий Игоревич — канд. техн. наук, науч. сотрудник; тел.: (495) 939-30-81.
 4. Румянцева Ольга Дмитриевна — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-30-81, e-mail: burov@phys.msu.ru.
-