

Оценка геометро–фазовых поправок для преобразователей кольцевой антенны

В. А. Буров,* 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*

Обсуждается алгоритм оценки геометрических и фазовых поправок для приемоизлучающих преобразователей кольцевой антенной решетки ультразвукового томографа. Во избежание ухудшения качества томограмм, эти поправки нужно учитывать при реконструкции пространственных распределений скорости звука и поглощения исследуемого объекта.

PACS: 43.35.+d, 43.38.+n, 43.60.+d, 43.80.+p

УДК: 534.2 : 534.6 : 534.7

Ключевые слова: ультразвуковой медицинский томограф, приемоизлучающие преобразователи, кольцевая антенна, геометрические и фазовые поправки.

Актуальной задачей современной медицины является диагностирование новообразований на ранней стадии их появления, когда методы лечения в случае злокачественности новообразования будут наиболее щадящими, а вероятность положительного результата лечения наибольшей. В частности, одним из наиболее распространенных видов онкологических заболеваний у женщин является рак молочной железы; поэтому важно иметь безопасные, доступные для массового обследования и достоверные способы диагностики данной патологии. В настоящее время основными видами диагностики патологии молочной железы являются рентгеновская компьютерная томография и магниторезонансная томография. Однако рентгеновское излучение, используемое при компьютерной томографии, может послужить причиной появления раковых клеток или же прогрессирования болезни. В то же время, магниторезонансное обследование безопасно и высокоинформативно, но требует наличия дорогостоящего оборудования, а также высокой квалификации медперсонала ввиду сложности процедуры расшифровки получаемой томограммы. Данные факторы не позволяют применять упомянутые методы для общей плановой диспансеризации населения.

Несмотря на позитивные результаты отдельных научно-исследовательских групп [1–3], ультразвуковые томографические системы, применимые для целей медицинской диагностики и способные предоставить *количественную* информацию об исследуемом органе в виде пространственных распределений скорости звука и поглощения, в настоящее время находятся еще в стадии разработки. Именно количественные значения искомым характеристик могут позволить не только с высокой степенью выявить патологию, но и определить тип биоткани новообразования. В работах [4–8] рассматриваются технические и алгоритмические вопросы, связанные с созданием экспериментального образца ультразвукового томографа и тестированием его работоспособности на модельных и экспериментальных данных. В этом томографе

используется кольцевая антенная решетка с неравномерным расположением приемоизлучающих преобразователей на ней. Относительно небольшое количество (26) преобразователей в сочетании с вращением антенны (256 дискретных угловых позиций) позволяет обеспечить практически тот же набор данных, что и в неподвижной многоэлементной решетке с большим количеством (256) преобразователей [4]. Особенности сбора и упорядочения экспериментальных данных при разреженной антенной решетке с вращением изложены в [8].

В практических условиях процессу непосредственного восстановления пространственных распределений скорости звука и коэффициента поглощения [5, 6] неизбежно должен предшествовать вспомогательный этап, на котором определяются или уточняются параметры томографической установки, не связанные с присутствием исследуемого объекта (органа пациента). К ним относятся: скорость звука c_0 и коэффициент поглощения α_0 однородной иммерсионной жидкости, алгоритм оценки которых изложен в [7]; геометрические и фазовые поправки для приемоизлучающих преобразователей (методика их оценки обсуждается ниже); смещение положения геометрического центра антенной решетки от центра ее вращения.

Пусть $\tilde{S}, \tilde{R} = \overline{1, 26}$ – номера реальных 26 излучающих (номер \tilde{S}) и принимающих (номер \tilde{R}) преобразователей, которые установлены на двумерной кольцевой антенной решетке. Каждый преобразователь может выступать в роли как излучателя, так и приемника. Рабочая поверхность каждого преобразователя — это выпуклый пьезокерамический сектор цилиндрической формы с заданным углом раскрытия (около 100°) и радиусом $R_{\text{trans}} = 0.0095\text{ м}$. Тогда излучаемые и принимаемые поля эквивалентны полям в случае замены реальных преобразователей квазиточечными, которые находятся в центре окружности радиуса R_{trans} , соответствующей круговому сечению цилиндрической поверхности. В отсутствие томографируемого объекта фиксированный излучатель \tilde{S} создает импульсный сигнал; этот сигнал распространяется в иммерсионной жидкости и принимается всеми 26-ю приемниками. Процесс повторяется при каждом из 26-ти излучателей; при этом антенна находится в фиксированном по-

*E-mail: burov@phys.msu.ru

ложении и остается неподвижной. На этапе обработки принятых сигналов находятся их времена распространения $t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$ от излучателя \tilde{S} до приемника \tilde{R} [7].

Пусть идеальное положение каждого из 26 квазиточечных преобразователей на антенном кольце задается радиус-вектором $r_{\tilde{d}} = \{R_0, \varphi_{\tilde{d}}^0\}$ в полярной системе координат с центром O' (так называемый геометрический центр). Номер преобразователя принимает значения $\tilde{d} = 1 \div 26$. Если преобразователь работает в режиме излучения, то $\tilde{d} = \tilde{S}$; если в режиме приема, то $\tilde{d} = \tilde{R}$. В условиях реального эксперимента положения квазиточечных преобразователей могут отклоняться от их идеальных положений на окружности радиуса R_0 на расстояние до $\cong 1$ мм. Поскольку возможная величина отклонений соизмерима с характерной длиной волны, то эти отклонения (геометрические поправки), так же как и фазовые поправки преобразователей по излучению и по приему (т.е. фазовые сдвиги, возникающие в излучающем и приемном трактах), необходимо предварительно определять и далее учитывать при восстановлении объекта. Истинные положения преобразователей при проведении эксперимента имеют координаты $r_{\tilde{d}}^{\text{ex}} = \{R_0 + \delta r_{\tilde{d}}, \varphi_{\tilde{d}}^0 + \delta \varphi_{\tilde{d}}\}$. Тем самым, геометрические поправки к идеальным положениям преобразователей подразделяются на радиальные $\delta r_{\tilde{d}}$ и угловые $\delta \varphi_{\tilde{d}}$. Фазовые поправки для

каждого преобразователя будут обозначаться как $\delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{tr}}$ в режиме излучения и $\delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{rec}}$ в режиме приема. Незвестные $\delta r_{\tilde{d}}, \delta \varphi_{\tilde{d}}, \delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{tr}}, \delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{rec}}$ могут быть оценены из тех соображений, что они формируют временной сдвиг $\Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$ между реальным $t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$ (определяемым из эксперимента) и идеальным $\frac{1}{c_0} (|r_{\tilde{S}} - r_{\tilde{R}}| - 2R_{\text{trans}})$ временем распространения сигнала от излучателя \tilde{S} до приемника \tilde{R} :

$$\begin{aligned} \Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 &\equiv t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 - \frac{1}{c_0} (|r_{\tilde{S}} - r_{\tilde{R}}| - 2R_{\text{trans}}) = \\ &= \frac{1}{c_0} (|r_{\tilde{S}}^{\text{ex}} - r_{\tilde{R}}^{\text{ex}}| - |r_{\tilde{S}} - r_{\tilde{R}}|) + \frac{1}{\omega_0} (\delta \Phi_{\tilde{S}}^{\text{tr}} + \delta \Phi_{\tilde{R}}^{\text{rec}}). \end{aligned} \quad (1)$$

Здесь влияние фазовых поправок $\delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{tr}}$ и $\delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{rec}}$ на несущей частоте ω_0 отражено в виде эффективных сдвигов момента излучения и момента приема сигнала.

В правой части соотношения (1) разность расстояний $\left(|r_{\tilde{S}}^{\text{ex}} - r_{\tilde{R}}^{\text{ex}}| - |r_{\tilde{S}} - r_{\tilde{R}}| \right)$ выражается через полярные координаты соответствующих радиус-векторов и линеаризуется по малым поправкам $\delta r_{\tilde{S}}/R_0, \delta r_{\tilde{R}}/R_0, \delta \varphi_{\tilde{S}}, \delta \varphi_{\tilde{R}}$. В итоге получается система линейных уравнений относительно неизвестных поправок $\delta r_{\tilde{d}}/R_0, \delta \varphi_{\tilde{d}}, \frac{c_0}{R_0 \omega_0} \delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{tr}}, \frac{c_0}{R_0 \omega_0} \delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{rec}}$ в количестве $26 \times 4 = 104$:

$$\begin{aligned} \frac{\delta r_{\tilde{S}}}{R_0} \left| \sin \left(\frac{\varphi_{\tilde{S}}^0 - \varphi_{\tilde{R}}^0}{2} \right) \right| + \delta \varphi_{\tilde{S}} \cos \left(\frac{\varphi_{\tilde{S}}^0 - \varphi_{\tilde{R}}^0}{2} \right) \text{sgn} \left[\sin \left(\frac{\varphi_{\tilde{S}}^0 - \varphi_{\tilde{R}}^0}{2} \right) \right] + \frac{\delta r_{\tilde{R}}}{R_0} \left| \sin \left(\frac{\varphi_{\tilde{S}}^0 - \varphi_{\tilde{R}}^0}{2} \right) \right| - \\ - \delta \varphi_{\tilde{R}} \cos \left(\frac{\varphi_{\tilde{S}}^0 - \varphi_{\tilde{R}}^0}{2} \right) \text{sgn} \left[\sin \left(\frac{\varphi_{\tilde{S}}^0 - \varphi_{\tilde{R}}^0}{2} \right) \right] + \frac{c_0}{R_0 \omega_0} (\delta \Phi_{\tilde{S}}^{\text{tr}} + \delta \Phi_{\tilde{R}}^{\text{rec}}) = \frac{c_0}{R_0} \Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0. \end{aligned} \quad (2)$$

Правая часть в (2) известна:

$$\Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 \equiv t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 - \frac{1}{c_0} (|r_{\tilde{S}} - r_{\tilde{R}}| - 2R_{\text{trans}}).$$

Система формируется перебором всех излучателей $\tilde{S} = \overline{1, 26}$ и тех приемников \tilde{R} , которые лежат в пределах центральной части главного лепестка диаграммы направленности данного излучателя \tilde{S} . Количество уравнений системы (2) составляет около 250 при ширине главного лепестка диаграммы направленности преобразователей около 70° (тогда для каждого излучателя используются $9 \div 10$ противоположащих приемников). Несмотря на то, что это количество больше, чем количество неизвестных (их 104), система (2) не только не является избыточной, но оказывается недостаточной: из ≈ 250 уравнений лишь $95 \div 100$ уравнений будут линейно независимыми. Таким образом, система плохо обусловлена и не позволяет определить поправки однозначным образом. Физическая причина этого явления

заключается в наличии таких смещений преобразователей и таких искажений фазовых характеристик (или комбинаций смещений и фазовых искажений), которые не проявляются вовсе в экспериментальных данных — временах распространения $t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$. Поскольку полученная система (2) является недостаточной, решение методом наименьших квадратов здесь применять неправомерно. Нужно использовать решение с минимальной нормой самого решения. В этом подходе на искомое решение накладывается дополнительное условие: получаемое решение (т.е. искомые геометрические и фазовые поправки) должно обладать минимальной нормой, что обеспечивает единственность решения.

Оцененные геометрические и фазовые поправки позволяют уточнить скорость звука c_0 в иммерсионной жидкости. В свою очередь, при участии уточненного значения c_0 уточняются поправки $\delta r_{\tilde{d}}, \delta \varphi_{\tilde{d}}, \delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{tr}}, \delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{rec}}$ на основе системы (2). Работа как с модельными, так и с экспериментальными данными показала, что такой

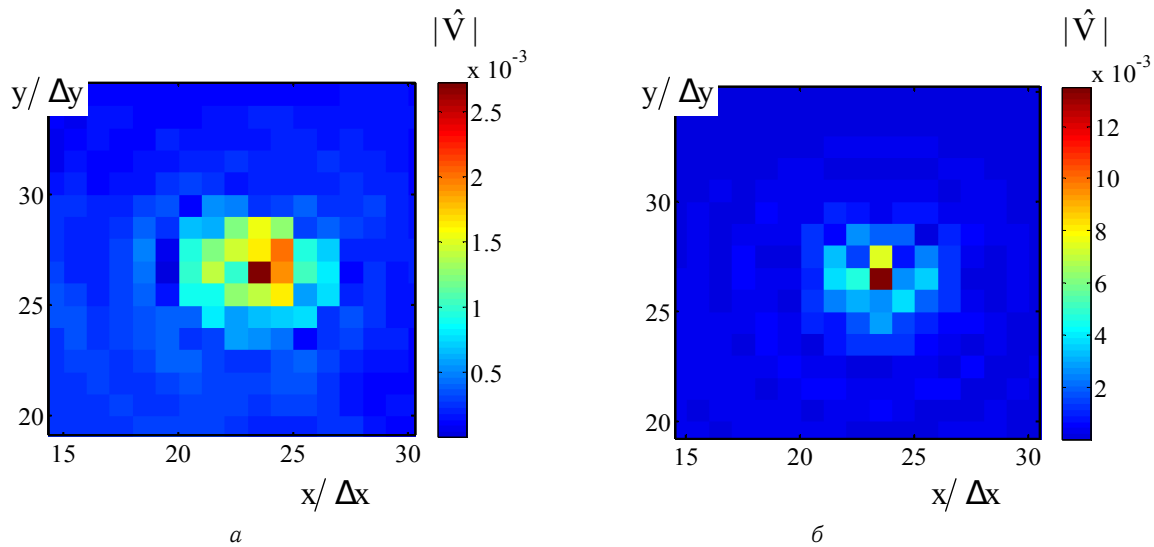


Рис. 1: Двумерные томограммы пространственного распределения модуля функции, описывающей тонкую структуру рассеивателя, для рассеивателя в виде медной проволоки диаметром 0.14 мм только с учетом геометрических и фазовых поправок (а) и с учетом всех видов поправок (б); $\Delta x = \Delta y = 0.25$ мм

итерационный процесс сходится и обеспечивает, в итоге, достоверное значение c_0 и приемлемые эффективные значения поправок.

Существует еще один вид поправок, связанный с возможным смещением антенной решетки, как целой, относительно ее идеального положения. Этот вид поправок играет роль в силу того, что при съеме экспериментальных данных в присутствии пациента используемая антенная решетка совершает вращение относительно неподвижной точки O — так называемого центра вращения. Из-за неточного позиционирования антенного кольца геометрический центр O' может отличаться от центра вращения O , и тогда геометрический центр O' будет перемещаться при вращении антенной решетки. Смещение точки O' относительно точки O также необходимо предварительно определять и далее учитывать, совместно с геометрическими и фазовыми поправками, при восстановлении.

Для иллюстрации влияния поправок на качество восстановления объекта использовалась проволока диаметром 0.14 мм, ориентированная перпендикулярно плоскости томографирования. Изображение сечения проволоки плоскостью томографирования, восстановленное с учетом только геометрических и фазовых поправок, но без компенсации смещения положения геометрического центра антенной решетки от центра ее вращения, приведено на рис. 1а. В то же время, при учете всех видов поправок (как поправок для преобразователей, так и смещения центров) происходит заметное увеличение модуля оценки $|\hat{V}|$, характеризующей объект, и обеспечивается высокое разрешение томограммы в практических условиях (рис. 1б).

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

- [1] Duric N. et al. Proceedings of SPIE. Medical Imaging 2013: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy. **8675**. P. 86750K. (2013).
- [2] Wiskin J. et al. Proceedings of Meetings on Acoustics. **19**, 075001. (2013).
- [3] Ruiter N. V. et al. Proceedings of SPIE. Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy. **8320**. P. 832005. (2012).
- [4] Пархоменко П.П. и др. Патент на изобретение RU 2145797 C1. Москва, 2000.

- [5] Буров В. А., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. Акуст. журн. **60**, № 4. С. 443. (2014).
- [6] Буров В. А., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. Акуст. журн. **61**, № 2. С. 254. (2015).
- [7] Burov V. A. et al. Physics of Wave Phenomena. **21**, N 1. P. 74. (2013).
- [8] Burov V. A. et al. Physics of Wave Phenomena. **23**, N 2. P. 135. (2015).

Estimate of geometrical–phase corrections for transducers of ring antenna**V. A. Burov^a, D. I. Zotov, O. D. Romyantseva***Department of Acoustics, Faculty of Physics
Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia
E-mail: ^aburov@phys.msu.ru*

Algorithm of estimating the geometrical and phase corrections for receiving–transmitting transducers of ring antenna array of ultrasound tomograph is discussed. These corrections should be taken into account during reconstruction of spatial distributions of sound velocity and absorption of an investigated object, in order to avoid a deterioration of tomogram quality.

PACS: 43.35.+d, 43.38.+n, 43.60.+d, 43.80.+p

Keywords: Ultrasound medical tomograph, transmitting-receiving transducers, ring antenna, geometrical and phase corrections.

Сведения об авторах

1. Буров Валентин Андреевич — доктор физ.-мат. наук, профессор; тел.: (495) 939-30-81, e-mail: burov@phys.msu.ru.
2. Зотов Дмитрий Игоревич — канд. технич. наук, науч. сотрудник; тел.: (495) 939-30-81, e-mail: burov@phys.msu.ru.
3. Румянцева Ольга Дмитриевна — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-30-81, e-mail: burov@phys.msu.ru.