

РАДИОФИЗИКА, ЭЛЕКТРОНИКА, АКУСТИКА

Определение геометрических и фазовых поправок для приемоизлучающих преобразователей кольцевой антенной решеткиВ. А. Буров, Д. И. Зотов, О. Д. Румянцева^a*Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра акустики. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.*

Статья поступила 12.01.2018, принята к публикации 16.02.2018.

Предлагается алгоритм оценки геометрических и фазовых поправок для приемоизлучающих преобразователей кольцевой антенной решетки ультразвукового томографа. Эти поправки необходимо принимать во внимание на этапе восстановления пространственных распределений скорости звука и коэффициента поглощения исследуемого объекта (молочной железы). В противном случае качество получаемых томограмм будет заметно ухудшаться.

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

УДК: 534.2, 534.6, 534.7. PACS: 43.35.+d, 43.38.+n, 43.60.+d, 43.80.+p.

ВВЕДЕНИЕ

Перед современной медициной стоит актуальная задача диагностирования новообразований на ранней стадии их появления, когда методы лечения в случае злокачественности новообразования будут наиболее щадящими, а вероятность положительного результата лечения наибольшей. В частности, рак молочной железы — один из наиболее распространенных видов онкологических заболеваний у женщин; поэтому важно иметь безопасные, доступные для массового обследования и достоверные способы диагностики данной патологии. В настоящее время основными видами диагностики с высокой разрешающей способностью, используемыми для определения патологии молочной железы, являются рентгеновская компьютерная томография и магниторезонансная томография. Однако рентгеновское излучение при компьютерной томографии может послужить причиной появления раковых клеток или же прогрессирования болезни. Магниторезонансное обследование безопасно и высокоинформативно, но требует наличия дорогостоящего оборудования, а также высокой квалификации медицинского персонала ввиду сложности процедуры расшифровки получаемой томограммы. Кроме того, магниторезонансное обследование противопоказано определенной категории лиц (например, имеющих металлосодержащие имплантаты). 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 новообразований молочной железы 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 искомых характеристик могут не только позволить с высокой степенью выявить патологию, но и определить тип

биоткани новообразования. В работах [4–9] 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 преобразователей (26 штук) 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 преобразователей (256 штук) [4]. Особенности сбора и упорядочения экспериментальных данных при разреженной антенной решетке с вращением изложены в [8].

1. АЛГОРИТМ ОЦЕНКИ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ И ФАЗОВЫХ ПОПРАВОК

В практических условиях процессу непосредственного восстановления пространственных распределений скорости звука и коэффициента поглощения с высоким итоговым разрешением [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 амплитудный 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, а также кратко в [10, 11]); смещение положения геометрического центра антенной решетки от центра вращения антенны в целом.

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

^a E-mail: burrov@phys.msu.ru

формы с заданным углом раскрыва (около 100°) и радиусом $R_{\text{trans}} = 0.0095$ м. В этом случае излучаемые и принимаемые поля эквивалентны полям в случае замены реальных преобразователей квазиточечными; каждый эффективный квазиточечный преобразователь находится в центре окружности радиуса R_{trans} , соответствующей круговому сечению цилиндрической поверхности реального преобразователя. В отсутствие томографируемого объекта фиксированный излучатель $\tilde{S}$ создает импульсный сигнал; этот сигнал распространяется в иммерсионной жидкости и принимается всеми 26 приемниками. Процесс повторяется при каждом из 26 излучателей; при этом антенна находится в фиксированном положении 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 приемеизлучающих преобразователей на антенном кольце задается радиусом-вектором $\mathbf{r}_{\tilde{d}} = \{R_0, \varphi_{\tilde{d}}^0\}$ в полярной системе координат с центром O' (так называемый геометрический центр антенной решетки); $R_0 = \text{const}$ — радиус соответствующей окружности. Номер преобразователя принимает значения $\tilde{d} = 1, 26$. 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 с центром O' на расстояние до $\cong 1$ мм. Возможная величина отклонений соизмерима с характерной длиной волны для используемых частот 1–2 МГц. Поэтому 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 тонкой структуры объекта — деталей размером от нескольких десятых долей длины волны до нескольких длин волн [5, 6].

Истинные положения преобразователей при проведении эксперимента имеют полярные координаты $\mathbf{r}_{\tilde{d}}^{\text{ex}} = \{R_0 + \delta r_{\tilde{d}}, \varphi_{\tilde{d}}^0 + \delta \varphi_{\tilde{d}}\}$. 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. Неизвестные $\delta r_{\tilde{d}}$, $\delta \varphi_{\tilde{d}}$, $\delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{tr}}$, $\delta \Phi_{\tilde{d}}^{\text{rec}}$ 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 $\frac{1}{c_0}(|\mathbf{r}_{\tilde{S}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}| - 2R_{\text{trans}})$ временами распространения сигнала от излучателя $\tilde{S}$ до приемника $\tilde{R}$:

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

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. Близкий по логике подход, имеющий целью калибровку антенной решетки, применяется в [12]. Однако вместо поправок к идеальным положениям преобразователей в работе [12] используются взаимные расстояния между преобразователями. Эти расстояния, наряду с аналогами фазовых поправок по излучению и приему, а также с неизвестной скоростью звука в иммерсионной жидкости, находятся на основе времен распространения сигналов, измеряемых томографическим прибором.

В правой части соотношения (1) разность расстояний $(|\mathbf{r}_{\tilde{S}}^{\text{ex}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}^{\text{ex}}| - |\mathbf{r}_{\tilde{S}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}|)$ выражается через полярные координаты соответствующих радиусов-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 $26 \times 4 = 104$:

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

Правая часть в (2) известна:

$$\Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 \equiv t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 - \frac{1}{c_0}(|\mathbf{r}_{\tilde{S}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}| - 2R_{\text{trans}}). \quad (3)$$

Система формируется перебором всех излучателей $\tilde{S} = \overline{1, 26}$ и тех приемников $\tilde{R} \in Y_{\tilde{S}}$, которые лежат в пределах центральной части $Y_{\tilde{S}}$ 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 9–10 противоположащих приемников). Несмотря на то, что это количество больше, чем количество неизвестных (их 104), система (2) не только не является избыточной, но и оказывается недостаточной: из ≈ 250 уравнений лишь 95–100 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 [13–15] здесь применять неправомерно. Нужно использовать решение с минимальной нормой самого решения [13, 14]. 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. При этом линейно зависимость уравнения предварительно исключаются методом SVD-представления матрицы системы [14, 15]. Суть процедуры исключения заключается в следующем. Пусть рассматриваемая система (2) изначально содержит N_{eq} уравнений и имеет в матричной записи вид

$$M\delta = \Delta; \quad (4)$$

здесь δ — столбец неизвестных поправок формата $N_\delta \times 1$ ($N_\delta = 104$ — количество неизвестных), M — матрица при неизвестных формата $N_{eq} \times N_\delta$, Δ — столбец известных правых частей формата $N_{eq} \times 1$. SVD-методом матрица M представляется в виде произведения трех матриц U, S, V : $M \equiv USV^+$, где U и V — известные квадратные унитарные матрицы формата $N_{eq} \times N_{eq}$ и $N_\delta \times N_\delta$ соответственно; верхний знак «+» означает эрмитово сопряжение. Тогда система (4) переписывается как $USV^+\delta = \Delta$, откуда

$$SV^+\delta = U^+\Delta, \quad (5)$$

поскольку U^+U является единичной матрицей. Известная матрица S имеет формат $N_{eq} \times N_\delta$; ненулевые элементы этой матрицы (неотрицательные числа) могут быть только диагональными. Тогда для выделения линейно независимых уравнений в (5) из матрицы S выбираются только те строки этой матрицы, которые содержат не слишком малые диагональные элементы. Сформированная таким способом матрица S_{ind} имеет формат $N_{ind} \times N_\delta$, где $N_{ind} < N_{eq}$. Далее в (5) матрица S заменяется на S_{ind} ; одновременно матрица U^+ «укорачивается» до матрицы $(U^+)_{ind}$ формата $N_{ind} \times N_{eq}$ удалением соответствующих строк. В итоге система (5) переходит в систему

$$S_{ind}V^+\delta = (U^+)_{ind}\Delta, \quad (6)$$

содержащую только линейно независимые уравнения. В (6) роль матрицы при неизвестных играет $S_{ind}V^+$, роль правой части играет $(U^+)_{ind}\Delta$. Для этой недостаточной системы (6) искомым решением $\hat{\delta}$, обладающим минимальной нормой, будет $\hat{\delta} = VS_{ind}^+[S_{ind}S_{ind}^+]^{-1}(U^+)_{ind}\Delta$ (здесь учитывается, что V^+V является единичной матрицей).

Неидеальность расположения квазиточечных преобразователей излишне учитывать при нахождении амплитудного коэффициента поглощения иммерсионной жидкости α_0 с помощью методики [7], поскольку влияние поправок на используемые значения расстояний и амплитуд сигналов пренебрежимо мало (поглощение пренебрежимо мало на расстоянии около длины волны). В то же время приведенное в [7] выражение для определения медленности

$$\frac{1}{c_0} = \frac{\sum_{\tilde{S}=1}^{26} \sum_{\tilde{R} \in Y_{\tilde{S}}} t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0}{\sum_{\tilde{S}=1}^{26} \sum_{\tilde{R} \in Y_{\tilde{S}}} (|\mathbf{r}_{\tilde{S}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}| - 2R_{trans})} \quad (7)$$

может быть уточнено с учетом найденных геометрических и фазовых поправок. Так, вместо идеальных

расстояний $|\mathbf{r}_{\tilde{S}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}|$ будут входить $|\mathbf{r}_{\tilde{S}}^{\text{ex}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}^{\text{ex}}|$ (т.е. учитываются геометрические поправки к положениям преобразователей) и тогда вместо измеренных времен пространства $t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$ будут входить $t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 - \frac{1}{\omega_0}(\delta\Phi_{\tilde{S}}^{\text{tr}} + \delta\Phi_{\tilde{R}}^{\text{rec}})$ (т.е. компенсируется влияние фазовых поправок):

$$\frac{1}{c_0} = \frac{\sum_{\tilde{S}=1}^{26} \sum_{\tilde{R} \in Y_{\tilde{S}}} \left\{ t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 - \frac{1}{\omega_0}(\delta\Phi_{\tilde{S}}^{\text{tr}} + \delta\Phi_{\tilde{R}}^{\text{rec}}) \right\}}{\sum_{\tilde{S}=1}^{26} \sum_{\tilde{R} \in Y_{\tilde{S}}} (|\mathbf{r}_{\tilde{S}}^{\text{ex}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}^{\text{ex}}| - 2R_{trans})}. \quad (8)$$

В другом исследованном варианте в (7) по-прежнему используется расстояние $|\mathbf{r}_{\tilde{S}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}|$, соответствующее идеальным положениям преобразователей, а геометрические и фазовые поправки учитываются во времени распространения сигнала за счет замены значений $t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$ на $t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 - \Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$:

$$\frac{1}{c_0} = \frac{\sum_{\tilde{S}=1}^{26} \sum_{\tilde{R} \in Y_{\tilde{S}}} (t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0 - \Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0)}{\sum_{\tilde{S}=1}^{26} \sum_{\tilde{R} \in Y_{\tilde{S}}} (|\mathbf{r}_{\tilde{S}} - \mathbf{r}_{\tilde{R}}| - 2R_{trans})}. \quad (9)$$

Здесь поправка ко времени $\Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$ рассчитывается из выражения (2) на основе уже полученных текущих оценок скорости звука, геометрических и фазовых поправок. Однако численное моделирование показало, что вариант (9) мало эффективен с точки зрения учета влияния поправок. Дело в том, что соотношение (9) оказывается близким к тождеству, поскольку при нахождении поправок из системы (2) значения $\Delta t_{\tilde{R}\tilde{S}}^0$ формируются по принципу (3). По этой причине на практике для нахождения $1/c_0$ использовалось соотношение (8).

В соотношении (8) участвуют поправки; в то же время в исходных уравнениях для поправок (2) участвует значение скорости звука c_0 . Поэтому реализуется итерационная схема, предназначенная для взаимно уточняющего попеременного нахождения скорости звука в иммерсионной жидкости, геометрических и фазовых поправок. Вначале из (7) оценивается c_0 без учета поправок, и далее с помощью (2) оцениваются поправки. По оцененным значениям поправок уточняется значение c_0 из (8) и при участии этого значения c_0 , в свою очередь, формируются входные данные в виде (3) и 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 итерационный процесс (2), (8) сходится и обеспечивает в итоге достоверное значение c_0 и приемлемые эффективные значения поправок.

2. ПОПРАВКИ ЗА СЧЕТ ВРАЩЕНИЯ АНТЕННЫ

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

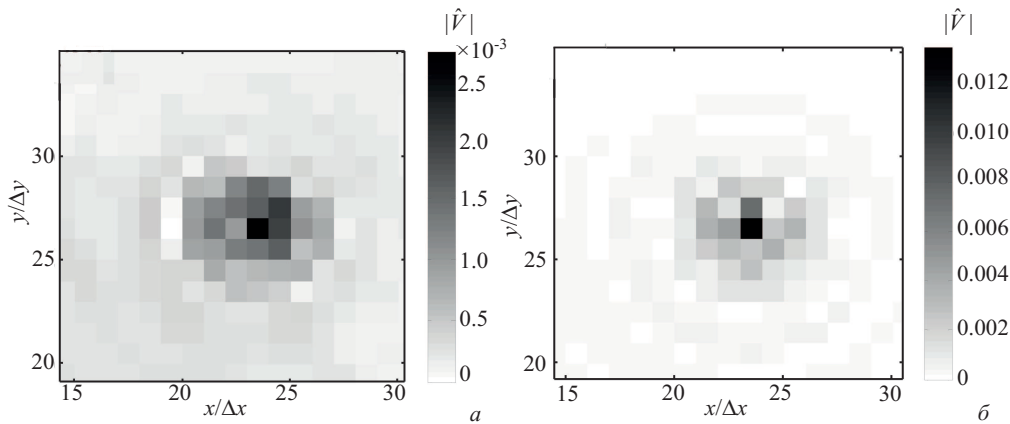


Рисунок. Двумерные томограммы пространственного распределения модуля функции, описывающей тонкую структуру рассеивателя, для рассеивателя в виде медной проволоки диаметром 0.14 мм; томограммы получены с учетом только геометрических и фазовых поправок (а) и с учетом всех видов поправок (б); $\Delta x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

кольца геометрический центр O' может отличаться от центра вращения O , и тогда геометрический центр O' будет перемещаться при вращении антенной решетки и описывать окружность с радиусом $|OO'|$. Смещение точки O' относительно точки O также необходимо предварительно определять и далее учитывать совместно с геометрическими и фазовыми поправками при восстановлении характеристик томографируемого объекта. Методику оценки такого смещения предполагается изложить в отдельной публикации. Вкратце эта методика основывается на том обстоятельстве, что за счет смещения геометрического центра кольцевой антенной решетки от центра вращения у каждого преобразователя будет свой индивидуальный радиус вращения при смене угловых позиций антенной решетки. Тогда предварительно, до работы с томографируемым объектом, определяется временной сдвиг двух сигналов, отраженных от неподвижного (относительно центра вращения O) тестового объекта, выбранного определенным образом. Используются отраженные назад сигналы, т. е. каждый из сигналов после отражения принимается излучившим его преобразователем. При этом сигналы излучаются теми преобразователями, которые в результате поворота антенной решетки оказываются в одной и той же заранее заданной позиции на синтезируемой неподвижной (относительно геометрического центра O') решетке. Например, пусть пара преобразователей, для которой определяется временной сдвиг отраженных сигналов при выбранной позиции преобразователя, реализуется строго через половину полного оборота антенной решетки. Это означает, что вектор OO' для одного преобразователя из рассматриваемой пары, находящегося в выбранной позиции, будет иметь одно направление, а для второго преобразователя пары, когда он будет находиться в той же позиции, этот вектор повернется (по сравнению с первым направлением) на 180° . Тогда временной сдвиг между соответствующими регистрируемыми отраженными сигналами будет пропорционален проекции вектора $2OO'$ (здесь вектор OO' задается относительно исходного положения антенной решетки) на прямую, соединяющую выбранную позицию преобразователя и геометрический центр O' . Таким образом, для нахождения координат вектора OO' нужно использовать не менее двух проекций и, следовательно, не менее

двух различных позиций преобразователя, в каждой из которых реализуется соответствующая пара сигналов. С этой целью целесообразно использовать позиции преобразователя, сдвинутые друг относительно друга примерно на 90° .

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для иллюстрации влияния описанных видов поправок на качество восстановления томографируемого 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 рисунке, а. 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 (рисунок, б).

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Duric N., Littrup P., Schmidt S. et al. // *Proceedings of SPIE. Medical Imaging 2013: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*. Eds. J. G. Bosch and M. M. Doyley. 2013. **8675**. 86750K.
2. Wiskin J., Borup D., Johnson S. et al. // *Proceedings of Meetings on Acoustics*. 2013. **19**. 075001.
3. Ruiter N. V., Zapf M., Hopp T. et al. // *Proceedings of SPIE. Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*. Eds. J. G. Bosch and M. M. Doyley. 2012. **8320**. 832005.
4. Пархоменко П. П., Каравай М. Ф., Сухов Е. Г. и др. Ультразвуковой томограф и кольцевая антенная решетка для ультразвукового томографа // Патент на изобретение RU 2145797 C1. Приоритет от 23.06.1999. Москва, 2000.
5. Буров В. А., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. // *Акуст. журн.* 2014. **60**, № 4. С. 443. (Burov V. A., Zotov D. I., Rumyantseva O. D. // *Acoustical Physics*. 2014. **60**, N 4. P. 479.)
6. Буров В. А., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. // *Акуст. журн.* 2015. **61**, № 2. С. 254. (Burov V. A., Zotov D. I., Rumyantseva O. D. // *Acoustical Physics*. 2015. **61**, N 2. P. 231.)

7. Burov V. A., Zotov D. I., Karavay M. F., Rumyantseva O. D. // *Physics of Wave Phenomena*. 2013. **21**, N 1. P. 74.
8. Burov V. A., Matveev O. V., Zotov D. I., Rumyantseva O. D. // *Physics of Wave Phenomena*. 2015. **23**, N 2. P. 135.
9. Дмитриев К. В., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. // *Изв. РАН. Сер. Физ.* 2017. **81**, № 8. С. 1014. (Dmitriev K. V., Zotov D. I., Rumyantseva O. D. // *Bulletin of the RAS. Physics*. 2017. **81**, N 8. P. 915.)
10. Буров В. А., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. // Труды школы-семинара «Волны-2016». Секция «Спектроскопия и томография». 2016. С. 34.
11. Буров В. А., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. // *Ученые записки физ. ф-та Моск. ун-та*. 2016. № 5. 165410.
12. Roy O., Jovanovic I., Duric N. et al. // *Proceedings of SPIE (The International Society for Optical Engineering)*. *Medical Imaging 2011: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*. Eds. D'hooge J., Doyley M. M. 2011. **7968**. P. 796806.
13. Munk W., Worcester P., Wunsch C. Ocean acoustic tomography. New York: Cambridge University Press, 1995.
14. Кирьянов Д. В., Кирьянова Е. Н. Вычислительная физика. М.: Полибук Мультимедиа, 2006. (Kiryanov D. V., Kiryanova E. N. Computational Science (Mathematics). Sudbery, Massachusetts, US: Jones and Bartlett Publishers, 2006).
15. Деммель Дж. Вычислительная линейная алгебра. Теория и приложения. Пер. с англ. М.: Мир, 2001. (Demmel J. W. Applied Numerical Linear Algebra. Philadelphia: SIAM, 1997).

Finding Geometrical and Phase Corrections for Transmitting—Receiving Transducers of a Ring Antenna Array

V. A. Burov, D. I. Zotov, O. D. Rumyantseva^a

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

E-mail: ^aburov@phys.msu.ru.

An algorithm for estimating the geometrical and phase corrections for receiving—transmitting transducers of a ring antenna array of an ultrasonic tomograph is proposed. These corrections should be taken into account at the stage of the reconstruction of the spatial distributions of the sound velocity and absorption coefficient of an object under study (the breast); otherwise, the quality of the obtained tomograms will deteriorate significantly.

Keywords: ultrasound medical tomograph, receiving—transmitting transducers, ring antenna, geometrical and phase corrections.

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

Received 12 January 2018.

English version: *Moscow University Physics Bulletin*. 2018. **73**, No. 5. Pp. 470–474.

Сведения об авторах

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