

ОБРАБОТКА АКУСТИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ. КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

УДК 534.7.534.2

ОЦЕНКА ТОЛЩИННОГО ПРОФИЛЯ ФАНТОМА ЧЕРЕПА ЧЕЛОВЕКА УЛЬТРАЗВУКОВЫМИ МЕТОДАМИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДВУМЕРНОЙ АНТЕННОЙ РЕШЕТКИ

© 2023 г. Ш. А. Асфандияров^{а, *}, П. Б. Росницкий^а, С. А. Цысарь^а, П. В. Юлдашев^а,
В. А. Хохлова^а, В. Е. Синицын^б, Е. А. Мершина^б, О. А. Сапожников^а

^аМосковский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет,
Ленинские горы 1, стр. 2, Москва, 119991 Россия

^бМедицинский научно-образовательный центр МГУ имени М.В. Ломоносова,
Ломоносовский проспект 27, стр. 10, Москва, 119991 Россия

*e-mail: asfandiayrov.sa14@physics.msu.ru

Поступила в редакцию 07.05.2022 г.

После доработки 03.08.2022 г.

Принята к публикации 22.09.2022 г.

Представлены результаты оценки толщинного профиля фантома черепа с помощью ультразвуковой двумерной антенной решетки, состоящей из пьезоэлектрических элементов с центральной частотой излучения 2.1 МГц. В эксперименте использовались два ультразвуковых метода: поэлементное сканирование в А-режиме и визуализация методом формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка. Проведено сравнение толщинных профилей, полученных ультразвуковыми методами с эталонным методом рентгеновской компьютерной томографии. Показано, что ультразвуковая визуализация методом формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка позволяет принципиально оценить толщинный профиль фантома черепа.

Ключевые слова: ультразвуковая диагностика, неоднородные среды, двумерная антенная решетка, череп, головной мозг, метод формирования луча с задержкой и суммированием

DOI: 10.31857/S0320791922600263, **EDN:** DAGVDP

ВВЕДЕНИЕ

Методы ультразвуковой (УЗ) эхо-импульсной визуализации активно используются для диагностики мягких тканей человека. При этом отдельный интерес представляет УЗ диагностика головного мозга через интактный череп [1, 2]. На сегодняшний день проведение транскраниальной УЗ диагностики осуществимо лишь через ограниченное число акустических окон. Неоднородное распределение толщины черепа, скорость звука в котором сильно отличается от скорости звука в мягких тканях, в совокупности с сильным затуханием акустических волн в костях приводит к ослаблению акустической волны и сильным рефракционным эффектам, которые затрудняют проведение УЗ диагностики головного мозга [3, 4]. Скомпенсировать влияние рефракции можно с помощью использования двумерной антенной решетки, подавая на ее излучающие элементы сигналы с определенными временными задержками [5, 6], либо вводя соответствующие задержки при обработке принятых эхо-сигналов. Расчет задержек, вносимых черепом, можно провести с

помощью данных о толщинном профиле черепа, полученных методами компьютерной томографии (КТ). Однако наиболее перспективными с точки зрения развития транскраниального диагностического ультразвука представляются методы, в которых построение модели черепа и последующее построение изображений структур, находящихся за ним, осуществлялись бы только с использованием аппаратуры УЗИ [7]. Поэтому актуальна задача разработки эхо-импульсного УЗ метода измерения толщинного профиля черепа. В работе рассмотрено два подхода к решению этой задачи: поэлементное сканирование структуры черепа в А-режиме и УЗ визуализация с помощью метода формирования луча с задержкой и суммированием [8] при фокусированном характере зондирующего пучка.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Фантом черепа

Предметом экспериментального исследования являлся фантом черепа (рис. 1а), изготовлен-

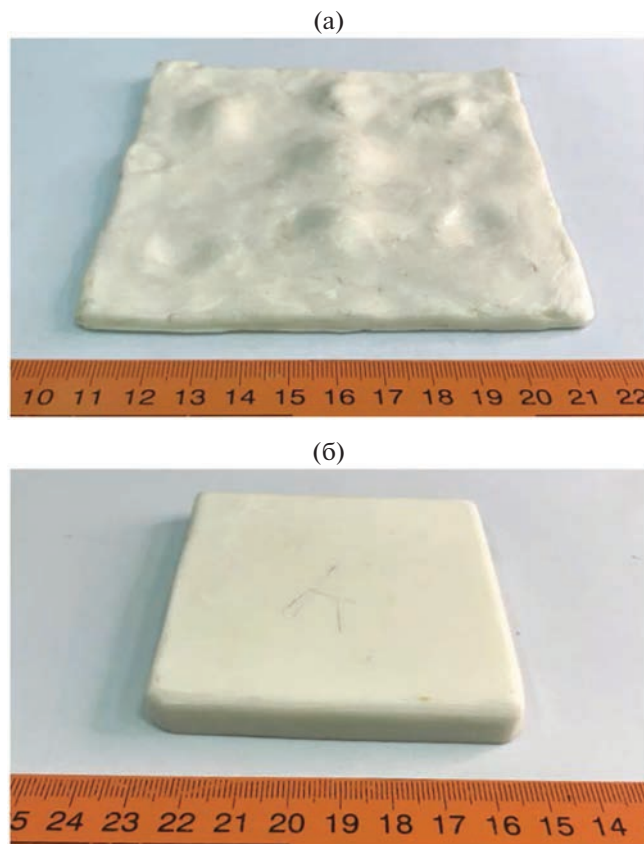


Рис. 1. Фотографии (а) — исследуемого фантома черепа и (б) — эталонного образца для измерения скорости звука. Указанные образцы изготовлены из смеси эпоксидной смолы и порошка Al_2O_3 .

ный из смеси эпоксидной смолы и порошка Al_2O_3 с массовой долей 30%. Фантомы из такого рода материалов часто используются в исследованиях по изучению распространения ультразвука в костях черепа [9]. Фантом представлял собой квадратную пластину размером 110×110 мм. Одна из сторон пластины была гладкой и плоской. Противоположная сторона была рельефной, при этом толщина пластины изменялась в типичном для черепа человека диапазоне от 2 до 9 мм.

Количественное измерение толщинного профиля фантома черепа было выполнено методом КТ с использованием томографа SOMATOM Drive (Siemens Healthineers, Германия) Медицинского научно-образовательного центра МГУ имени М.В. Ломоносова. В результате сканирования была построена 3D модель исследуемой пластины с пространственным разрешением $0.33 \times 0.33 \times 0.5$ мм (размер вокселя).

Для измерения скорости звука и поглощения в используемой смеси эпоксидной смолы и порошка Al_2O_3 наряду с пластиной переменной толщины была изготовлена плоскопараллельная пла-

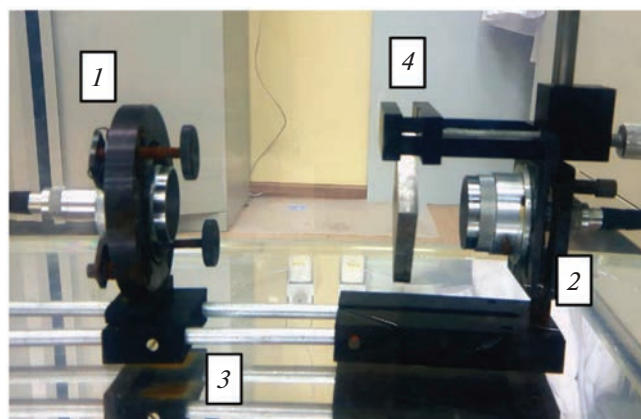


Рис. 2. Фотография экспериментальной установки для измерения скорости звука методом замещения. 1 — излучатель, 2 — приемник, 3 — рельсовая основа, 4 — исследуемый образец.

стина из того же материала. Образец представлял собой параллелепипед со сторонами $80 \times 80 \times 10$ мм (рис. 1б). Скорость звука в пластине определялась методом замещения [10], который заключается в измерении времени задержки коротких УЗ импульсов, проходящих от излучателя к приемнику в эталонной среде (воде) при отсутствии и при наличии исследуемого плоскопараллельного образца. Фотография экспериментальной установки представлена на рис. 2. В качестве приемника 1 и излучателя 2 использовались два идентичных широкополосных пьезопреобразователя Panametrics A392S-SU (Olympus NDT Inc., США) диаметром $d = 38$ мм и центральной частотой $f_c = 1$ МГц. Пьезопреобразователи были закреплены на двух металлических рамках на рельсовой основе 3. Винтовая регулировка наклона рамок позволяла обеспечить плоскопараллельность установленных пьезопреобразователей. Образец 4 устанавливался между излучателем и приемником параллельно их поверхностям с помощью специального держателя в форме струбины. Для возбуждения и приема коротких УЗ импульсов использовался высоковольтный излучатель-приемник JSR Ultrasonics DPR300 (Imaginant Inc., США). Оцифровка сигналов с излучателя-приемника производилась с помощью осциллографа TDS5054B (Tektronix Inc., США). Измеренная скорость звука в образце составила 2620 ± 30 м/с, а коэффициент затухания $\alpha = 220 \pm 20$ 1/м на частоте 2 МГц, что соответствует результатам, полученным ранее для данного материала [11].

Ультразвуковая система

Для проведения УЗ оценки толщинного профиля фантома черепа использовалась двумерная приемно-передающая антенная решетка из пьезо-

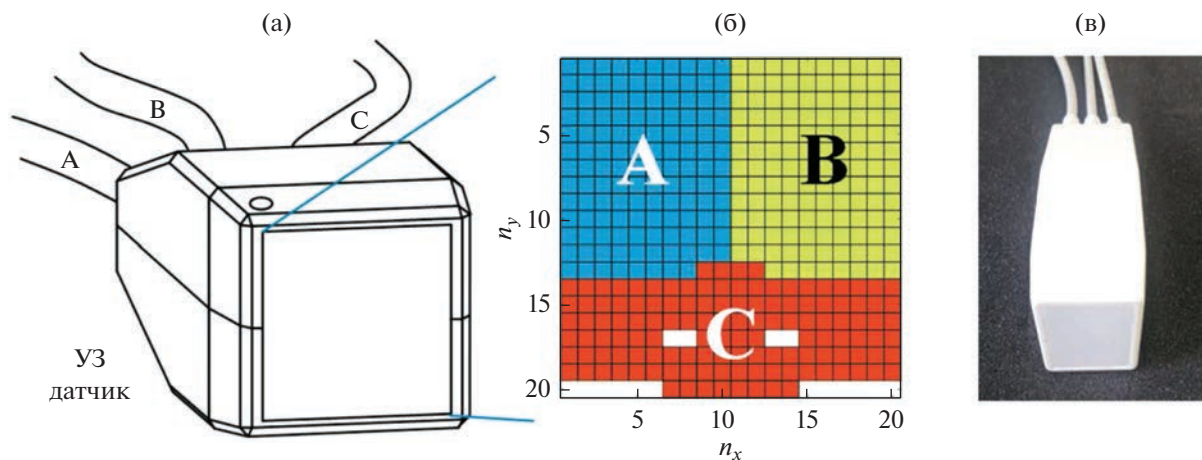


Рис. 3. (а, в) — Двумерный УЗ датчик. Размер рабочей области 30×30 мм. (б) — Схема расположения 384 пьезоэлектрических элементов на лицевой поверхности датчика, разделенных на три сектора А, В и С по 128 каналов.

электрических элементов (рис. 3), выполненная в виде плоской квадратной матрицы размером 20×20 ячеек (Medelkom, Литва). Каждая ячейка матрицы представляет собой пьезоэлемент квадратной формы с размером стороны $a_0 = 1.45$ мм. Зазор между соседними элементами составляет 0.05 мм. Активными являются 384 из 400 пьезоэлементов, которые поделены на три группы по 128 элементов. Каждая из указанных групп управляется с помощью отдельного кабеля, обеспечивающего подключение к многоканальной программируемой системе управления электрическими сигналами V-1 (Verasonics Inc., США). Схема размещения элементов на поверхности решетки показана на рис. 3б; группы элементов помечены буквами А, В и С. Центральная частота пьезоэлементов в режиме приема-передачи при минимальном значении реактивной составляющей импеданса лежит в диапазоне 1.9–2.3 МГц. Для исследования структуры колебаний поверхности решетки ранее была проведена широкополосная виброметрия методом акустической голографии, результаты которой подробно описаны в статье [12].

Фотография экспериментальной установки для проведения УЗ профилометрии представлена на рис. 4. Измерения проводились в резервуаре с дегазированной водой. Антенная решетка 1 и фантом черепа 2 были закреплены плоскопараллельно с помощью специальных держателей на расстоянии друг от друга около 20 мм в случае сканирования в А-режиме и на расстоянии 80 мм в случае УЗ визуализации методом формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка. В обоих случаях гладкая сторона фантома была обращена в сторону решетки. Держатель фантома был установлен на системе микропозициони-

рования UMS-3 (Precision Acoustics, Великобритания), что позволяло перемещать фантом относительно решетки. Эта возможность использовалась для совмещения толщинного профиля фантома, полученного с помощью УЗ измерения, с 3D моделью фантома, полученной по результатам КТ. Для этого образец с помощью плоскопараллельного переноса устанавливался напротив антенной решетки таким образом, чтобы один из углов пластины находился напротив решетки. Затем с помощью построения УЗ изображения в С-режиме в плоскости гладкой грани образца получалось изображение угла фантома, определялись его координаты относительно двумерной решетки и угол поворота в плоскости решетки. Дальнейшие перемещения фантома черепа с помощью системы позиционирования были привязаны к найденному положению его угла.

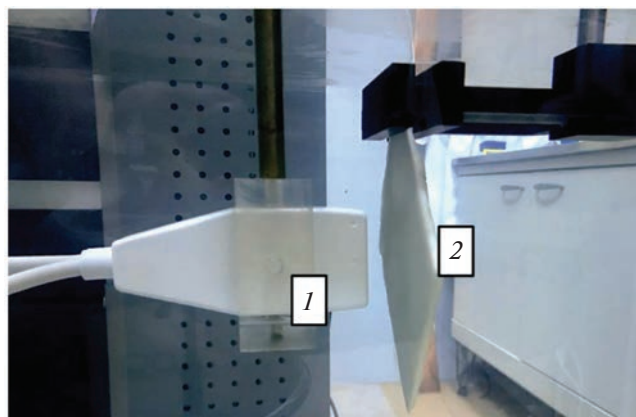


Рис. 4. Фотография экспериментальной установки для УЗ измерения толщинного профиля фантома черепа. 1 — двумерная антенная решетка, 2 — фантом черепа.

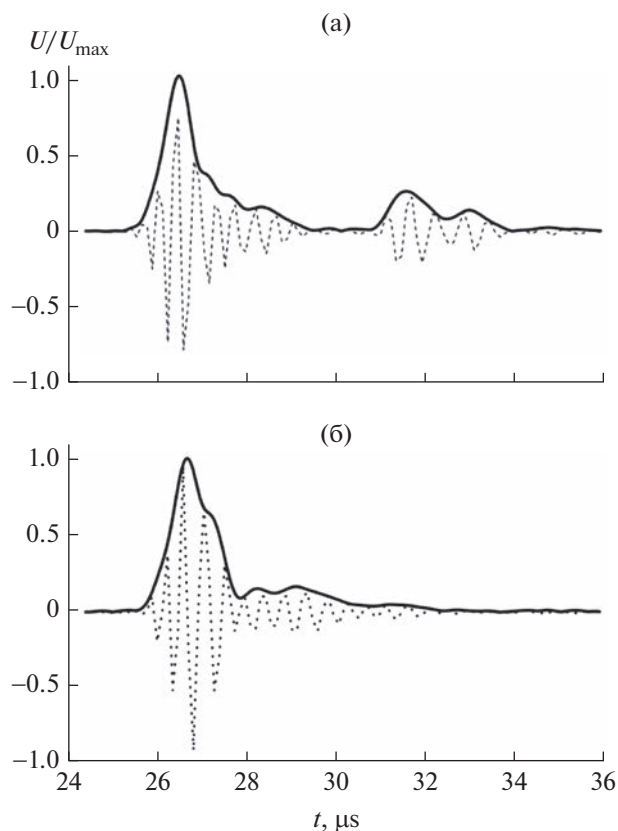


Рис. 5. Профили сигналов U , принимаемые на разных элементах решетки (черная пунктирная линия), нормированные на максимальное значение $U_{\max}$. (а) — Сигнал с хорошо различаемыми импульсами, (б) — сигнал с плохо различаемыми импульсами. Черной линией показаны огибающие сигналов.

Методы УЗ оценки толщинного профиля фантома черепа

В качестве одного из методов УЗ оценки толщинного профиля фантома черепа использовалось поэлементное сканирование в А-режиме [13]. В ходе такой оценки каждый элемент решетки поочередно излучал короткий УЗ импульс длительностью 2 мкс с гармоническим заполнением на частоте 2.1 МГц, а затем принимал отраженный сигнал. Примеры временных профилей радиочастотных (РЧ) сигналов на двух разных элементах решетки представлены на рис. 5. Черной пунктирной линией показаны дискретизованные с частотой 8.4 МГц принимаемые РЧ сигналы, черной сплошной линией изображена огибающая этих РЧ сигналов. Огибающая РЧ сигналов рассчитывалась как абсолютное значение аналитического сигнала, полученного из принимаемых РЧ сигналов с помощью преобразования Гильберта. На рис. 5а видны два явно выраженных локальных максимума огибающей в моменты времени 27 и 30 мкс, которые соответствуют отражению УЗ импульсов от границ разде-

ла вода—фантом (ближайшая к антенной решетке) и фантом—вода.

Измерения показали, что два локальных максимума огибающей хорошо разделялись не во всех принятых сигналах (рис. 5б). Одной из причин невозможности разделить максимумы огибающих являлось низкое продольное разрешение, которое определяется длительностью зондирующего импульса. Оно составляло около 1.5 мм и поэтому было сравнимо с толщиной самых тонких участков фантома черепа (около 2 мм). На указанных участках эхо-импульс, отраженный от дальней стороны фантома, накладывался на “хвост” импульса, отраженного от ближней стороны, и поэтому не всегда мог быть выделен (маскировался). Такая маскировка могла дополнительно усиливаться из-за подавления амплитуды второго импульса за счет неровностей дальней стороны фантома, которые в некоторых случаях отражали импульс в сторону, а не строго назад. Кроме того, при прохождении УЗ импульсом участка фантома черепа толщиной 8 мм его амплитуда уменьшится в 6 раз (коэффициент затухания $\alpha = 220 \pm 20$ 1/м на частоте 2 МГц). Такой уровень сигнала все еще выше уровня шума на два порядка, однако сравним с уровнем “хвоста” импульса (рис. 5). Для решения проблемы маскировки использовался тот факт, что ближайшая к решетке отражающая поверхность была гладкой и плоской. Это позволило допустить, что форма первого эхо-импульса являлась такой же, какой она была бы в случае отражения от плоской границы полупространства, и поэтому для выделения второго эхо-импульса можно было провести вычитание указанного первого эхо-импульса из принимаемого сигнала. Форма первого отраженного импульса для каждого элемента решетки была получена экспериментально путем поочередного излучения УЗ импульса каждым элементом и приема отраженных импульсов от границы толстого плоскопараллельного образца из того же материала, изготовленного для измерения скорости звука (см. выше). После проведения операции вычитания действительно выделялся один локальный максимум, который предположительно соответствовал отражению зондирующего импульса от границы раздела фантом—вода. В результате описанной выше обработки эхо-сигнала определялись моменты времени, соответствующие отражениям УЗ импульса от границ раздела вода—фантом (t_1) и фантом—вода (t_2). Значение толщины фантома h вдоль выбранной оси визуализации находилось по формуле:

$$h = \frac{c_s(t_2 - t_1)}{2}, \quad (1)$$

где $c_s = 2620 \pm 30$ м/с — скорость звука в материале фантома черепа.

Вторым методом УЗ оценки толщинного профиля фантома черепа являлась УЗ визуализация с помощью метода формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка. В ходе такой оценки на элементы решетки подавались импульсы с определенными временными задержками, позволяющими электронным образом фокусировать излучаемый УЗ пучок в заданную точку пространства. Фокусировка пучка производилась последовательно в точки поверхности фантома черепа, которые располагались в узлах квадратной сетки размером 10×10 точек с шагом сетки 3 мм, т.е. в 100 точках, расположенных в квадратной области размером 30×30 мм. Такой выбор шага сетки был обусловлен поперечными размерами фокального пятна, $d \approx 3$ мм по уровню 0.15 от максимума, создаваемого двумерной антенной решеткой при электронной фокусировке на расстоянии 80 мм (рис. 6). Сканирование акустического поля в фокальной плоскости проводилось с помощью игольчатого гидрофона HNA-0400 (Onda Corp., США) с диаметром чувствительного участка 0.4 мм. Перемещение гидрофона в фокальной плоскости с шагом 0.2 мм по осям x и y обеспечивалось системой микропозиционирования.

Отраженные от фантома РЧ сигналы принимались всеми элементами решетки и подвергались квадратурной обработке [13], для которой использовался фильтр Баттерворта 5-го порядка. Полученные квадратурные составляющие сигнала использовались для построения распределения яркости УЗ изображения вдоль луча методом формирования луча с задержкой и суммированием. При суммировании сигналов учитывалась направленность элементов решетки в приближении поршневого излучателя в экране с мягкими стенками [8]. В суммировании участвовали сигналы, приходящие от рассеивателей, лежащих в зоне направленности не ниже уровня 0.71 от максимального уровня диаграммы направленности.

Поскольку интерес представляла только область расположения фантома черепа, расчет амплитуды эхо-сигналов проводился лишь в пределах участка линии изображения длиной 20 мм, который включал в себя точки, соответствующие положению фантома. Для каждой из упомянутых 100 точек зондирования было построено распределение амплитуды эхо-сигнала, т.е. было найдено распределение яркости УЗ-изображения в объеме $3 \times 3 \times 20$ мм. Результаты визуализации далее были объединены в один объем $30 \times 30 \times 20$ мм, т.е. фактически было построено трехмерное УЗ изображение зоны интереса.

На рис. 7 представлен пример распределения яркости УЗ-изображения вдоль одной из линий сканирования, перпендикулярной плоской сторо-

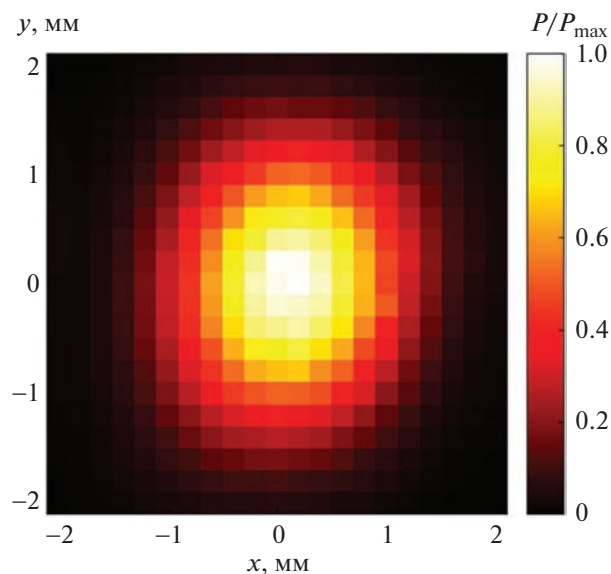


Рис. 6. Распределение амплитуды акустического давления $P(x, y)$ в фокальной плоскости, создаваемое двумерной антенной решеткой на расстоянии 80 мм от поверхности решетки при электронной фокусировке.

не фантома, на котором видно два явно выраженных локальных максимума в моменты времени $t_1 = 55.5$ мкс и $t_2 = 58$ мкс, которые предположительно соответствуют отражению УЗ импульсов от границ раздела вода—фантом (ближайшая к антенной решетке) и фантом—вода. В отличие от первого метода УЗ профилометрии, пары явно выраженных локальных максимумов наблюдались в подавляющем большинстве точек области сканирования. Применение формулы (1) к моментам времени t_1 и t_2 , полученным из распределений яркости на линии сканирования для различных поперечных координат, позволило получить толщинный профиль $h = h(x, y)$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 8 цветом представлены толщинные профили $h(x, y)$ исследуемой части фантома черепа, полученные (а) с помощью КТ и (б) с помощью УЗ метода оценки толщины в режиме поэлементного сканирования. Каждый пиксель распределения, полученного с помощью УЗ метода, соответствует значению толщины $h(x, y)$ фантома напротив конкретного элемента решетки. Размер пикселей, 1.45×1.45 мм, определяется размером элементов решетки, их расположение соответствует расположению элементов решетки (рис. 3б), поэтому на изображении присутствуют пустоты напротив четырех неактивных областей поверхности антенны.

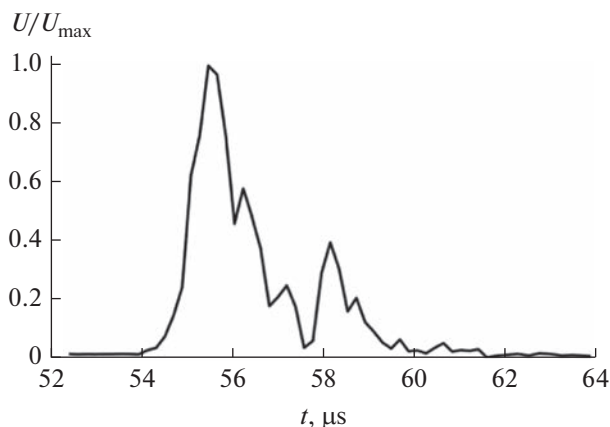


Рис. 7. Распределение яркости U ультразвукового изображения, полученное методом Delay-and-Sum, вдоль одной из линий сканирования, перпендикулярной поверхности двумерной решетки. Распределение нормировано на максимальное значение $U_{\max}$.

Оба толщинных профиля (рис. 8а, 8б) имеют явно выраженный максимум толщины порядка 8 мм в правом верхнем углу, однако положения этого максимума различаются на величину около 5 мм. Размер области с большим значением h , окружающей локальный максимум, в случае УЗ метода меньше по площади, чем область максимума на распределении, полученном с помощью КТ. Это может быть связано с сильной дифракционной расходимостью пучка, излучаемого элементами решетки. Половинный угол расходимости пучка от каждого элемента ($2\lambda/\pi a_0$, $\lambda = 0.75$ мм

для частоты 2 МГц) составляет примерно 20° , поэтому отражение от границы раздела фантом–вода происходит не только от точки фантома, находящейся на линии сканирования элемента решетки, но и от точек, смещенных на некоторое расстояние поперек от линии сканирования, где толщина образца уже меньше. В этом случае отраженный импульс вернется на элемент решетки раньше, чем если бы отражение произошло от точки, лежащей на линии сканирования элемента. На распределении, полученном с помощью КТ, можно наблюдать еще один локальный максимум в левом нижнем углу, которого нет на УЗ распределении, что также может быть связано с дифракционной расходимостью пучка. На толщинных профилях (рис. 8а, 8б) штриховой линией показана прямая $x = -12$ мм, вдоль которой построен одномерный толщинный профиль $h(x = -12$ мм, y) (рис. 8в); точками показан профиль, измеренный УЗ методом, сплошной линией – методом КТ.

На рис. 9 цветом представлены толщинные профили $h(x, y)$ исследуемой части фантома черепа, полученные (а) с помощью КТ и (б) с помощью УЗ визуализации методом формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка. В отличие от первого метода ультразвуковой профилометрии, во втором методе строится трехмерное УЗ изображение с помощью метода формирования луча с задержкой и суммированием, поэтому имеется возможность оценить профиль фантома черепа во всей исследуемой области 30×30 мм с меньшим размером пикселей 0.75×0.75 мм, рас-

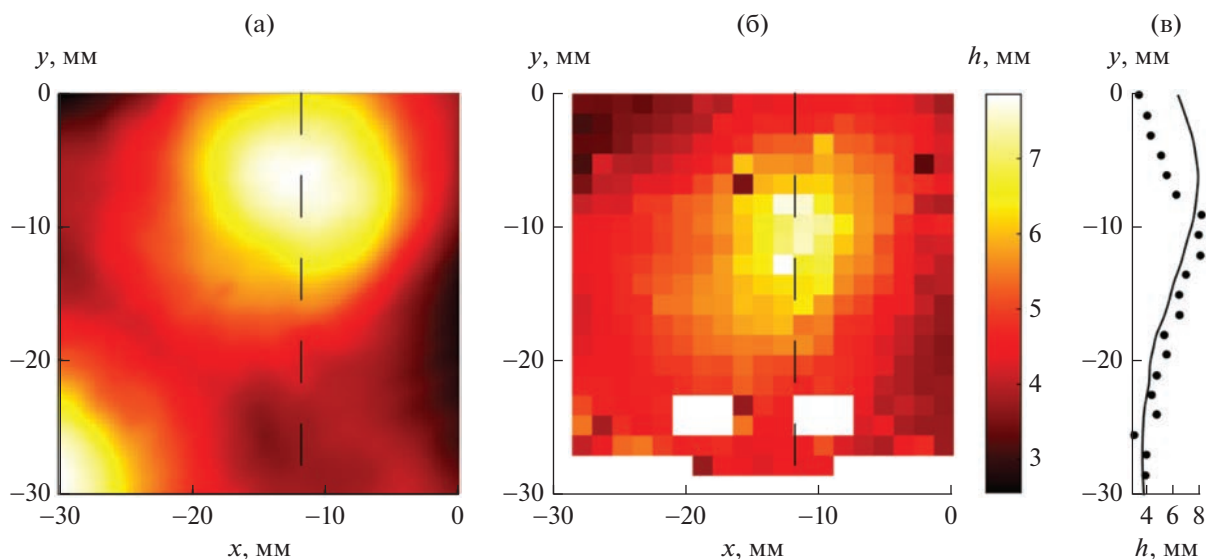


Рис. 8. Измеренные толщинные профили $h(x, y)$ фантома черепа с помощью метода (а) – КТ и (б) – УЗ метода в режиме поэлементного излучения. На профилях (а) и (б) штриховой линией показана прямая $x = -12$ мм, вдоль которой построен (в) – одномерный толщинный профиль $h(x = -12$ мм, y); точками показан профиль, измеренный УЗ методом, сплошной линией – методом КТ.

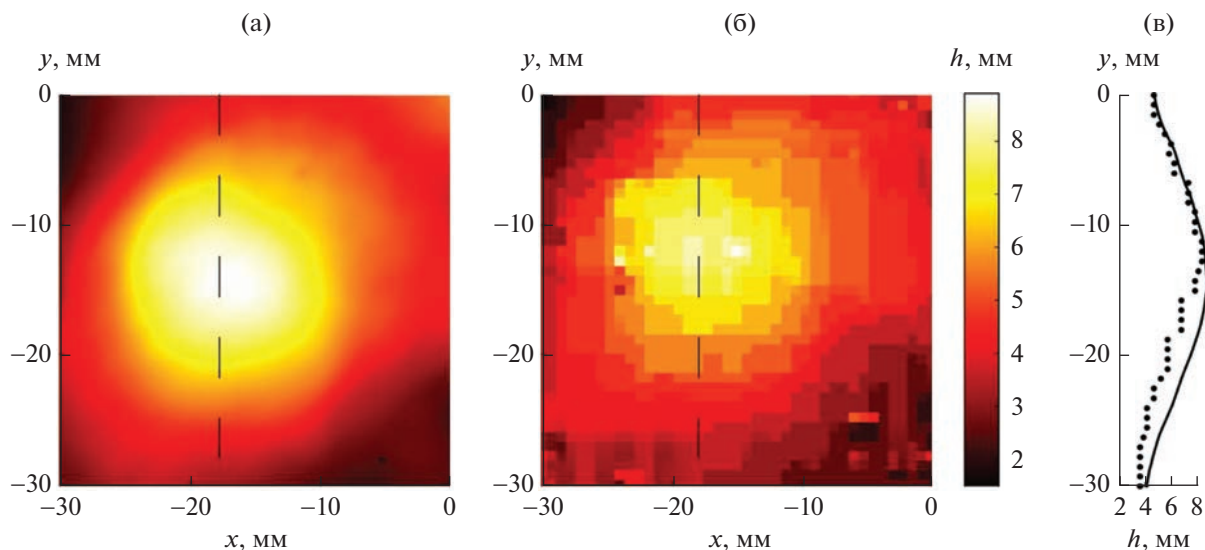


Рис. 9. Измеренные толщинные профили $h(x, y)$ фантома черепа с помощью метода (а) — КТ и (б) — УЗ метода формирования луча с задержкой и суммированием при фокусированном характере зондирующего пучка. На профилях (а) и (б) штриховой линией показана прямая $x = -18$ мм, вдоль которой построен (в) — одномерный толщинный профиль $h(x = -18 \text{ мм}, y)$; точками показан профиль, измеренный УЗ методом, сплошной линией — методом КТ.

стояние между которыми определяется шагом сканирования луча. Толщинные профили (рис. 9а, 9б) близки друг к другу как по своей структуре, так и по значениям толщины пластины. На обоих имеется явно выраженный максимум толщины, примерно равный 8 мм. Положения этого максимума хорошо соответствуют друг другу, различаясь лишь на величину порядка 2 мм вдоль оси y . Это небольшое смещение распределений может быть объяснено неточностью размещения 3D модели, полученной методом КТ, в системе координат, в которой строилось УЗ изображение. На толщинных профилях (рис. 9а, 9б) штриховой линией показана прямая $x = -18$ мм, вдоль которой построен одномерный толщинный профиль $h(x = -18 \text{ мм}, y)$ (рис. 9в); точками показан профиль, измеренный УЗ методом, сплошной линией — методом КТ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате исследования с помощью двух предложенных УЗ методов была проведена оценка толщинного профиля фантома черепа. Проведено сравнение полученных результатов с точной 3D моделью фантома, полученной методом КТ. Различие результатов при использовании поэлементного сканирования в А-режиме может быть связано с дифракционной расходимостью пучка, излучаемого элементами решетки, а также с большим затуханием в материале фантома. Помимо этого, метод поэлементного сканирования в А-режиме имеет ограниченное продольное разрешение. Фокусирование излучения двумерной

антенной решеткой посредством введения фазовых задержек на элементах позволило увеличить разрешение и уменьшить проблему дифракционной расходимости. Метод УЗ оценки толщинного профиля с использованием фокусировки позволил получить более точные результаты по сравнению с методом поэлементного сканирования, однако достаточность полученной точности для расчета фазовых задержек является предметом дальнейших исследований.

Работа выполнена при поддержке гранта РНФ 19-12-00148 и в рамках деятельности научно-образовательной школы МГУ «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Purkayastha S., Sorond F.* Transcranial Doppler ultrasound: technique and application // *Semin Neurol.* 2012. V. 32. № 4. P. 411.
2. *Antipova D., Eadie L., Macaden A.S., Wilson P.* Diagnostic value of transcranial ultrasonography for selecting subjects with large vessel occlusion: a systematic review // *Ultrasound J.* 2019. V 11. № 29. P. 1–19.
3. *Байков С.В., Молотилев А.М., Свет В.Д.* Физико-технические аспекты получения ультразвуковых изображений структур головного мозга через толстые кости черепа. 1. Теоретические и модельные исследования // *Акуст. журн.* 2003. Т. 49. № 3. С. 332–341.
4. *Байков С.В., Бабин Л.В., Молотилев А.М., Нейман С.И., Римаев В.В., Свет В.Д., Селянин А.И.* Физико-технические аспекты получения ультразвуковых изображений структур головного мозга через толстые ко-

- сти черепа. 2. Экспериментальные исследования // Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 4. С. 465–473.
5. *Clement G.T., Sun J., Giesecke T., Hynynen K.* A hemisphere array for noninvasive ultrasound brain therapy and surgery // *Phys. Med. Biol.* 2000. V. 45. № 12. P. 3707–3719.
 6. *Pernot M., Aubry J.-F., Tanter M., Thomas J.-L., Fink M.* High power transcranial beam steering for ultrasonic brain therapy // *Phys. Med. Biol.* 2003. V. 48. № 16. P. 2577–2589.
 7. *Wydra A., Malyarenko E., Shapoori K., Maev R.Gr.* Development of a practical ultrasonic approach for simultaneous measurement of the thickness and the sound speed in human skull bones: a laboratory phantom study // *Phys. Med. Biol.* 2013. V. 58. № 4. P. 1083–1102.
 8. *Perrot V., Polichetti M., Varray F., Garcia D.* So you think you can DAS? A viewpoint on delay-and-sum beamforming // *Ultrasonics*. 2021. V. 111. P. 106309.
 9. *Wydra A., Maev R.Gr.* A novel composite material specifically developed for ultrasound bone phantoms: cortical, trabecular and skull // *Phys. Med. Biol.* 2013. V. 58. № 22. P. N303–N319.
 10. *Bakaric M., Miloro P., Javaherian A., Cox B.T., Treeby B.E., Brown M.D.* Measurement of the ultrasound attenuation and dispersion in 3D-printed photopolymer materials from 1 to 3.5 MHz // *J. Acoust. Soc. Am.* 2021. V. 150. № 4. P. 2798.
 11. *Гильфанова Л.И., Цысарь С.А., Юлдашев П.В., Свет В.Д.* Акустическое поле в неоднородных средах в виде костей черепа // Учен. зап. физ. фак-та Моск. ун-та. 2015. № 4. С. 154322.
 12. *Цысарь С.А., Николаев Д.А., Сапожников О.А.* Широкополосная виброметрия двумерной ультразвуковой решетки методом нестационарной акустической голографии // Акуст. журн. 2021. Т. 67. № 3. С. 328.
 13. *Хилл К., Бэмбер Дж., Хаар Г.* Ультразвук в медицине. Физические основы применения. М.: Физматлит, 2008. 539 с.