

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И БИМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

УДК 534.2, 676.052.484

ИСПРАВЛЕНИЕ ИСКАЖЕНИЙ ВОЛНОВОГО ФРОНТА В УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Д. В. Леонов, к.т.н., ведущий научный сотрудник, государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»; Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет «МЭИ»; Федеральное государственное учреждение «Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» РАН», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0003-0916-6552, e-mail: strat89@mail.ru

О. В. Власова, младший научный сотрудник, государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0003-3364-7364, e-mail: VlasovaOV10@zdrav.mos.ru

Т. В. Яковлева, д.ф.-м.н., главный научный сотрудник, государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»; Федеральное государственное учреждение «Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» РАН», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0003-2401-9825, e-mail: YakovlevaTV7@zdrav.mos.ru

О. В. Омелянская, заместитель директора по перспективному развитию, государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0002-0245-4431, e-mail: OmelyanskayaOV@zdrav.mos.ru

Ю. А. Васильев, к.м.н., главный врач, государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0002-5283-5961, e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru

Аберрации, вызванные изменением скорости звука при прохождении ультразвуковых волн через различные слои тканей, представляют собой одну из основных сложностей в ультразвуковой диагностике. Эти искажения ухудшают качество изображения, особенно на высоких частотах, например, при исследовании молочной железы или структур мозга через кости черепа. Современным методам коррекции аберраций часто необходим гиперэхогенный источник в зоне исследования, что ограничивает их применение.

Целью исследования является демонстрация возможности коррекции аберраций на фантоме головы с помощью разработанного метода коррекции на основе полиномиальной аппроксимации волнового фронта, не требующего наличия источника в зоне коррекции. В исследовании используется ультразвуковой прибор Сономед-500 с возможностью записи сырых данных из тракта предварительной обработки, полученных в режиме синтеза апертуры при исследовании фантома для транскраниальной ультразвуковой визуализации. Экспериментальные результаты, полученные на несущей частоте 2 МГц, показали, что исследуемый метод коррекции аберраций улучшает качество изображения по сравнению с данными до коррекции. В частности, было зафиксировано повышение пикового значения интенсивности на 37 % и сужение ширины её углового распределения на 8 %. Таким образом, метод коррекции аберраций на основе полиномиальной аппроксимации волнового фронта может быть эффективно применен в ультразвуковой диагностике для улучшения

качества изображения, особенно в сложных случаях, таких как визуализация через костные структуры.

Ключевые слова: фазовые aberrации, фокусировка луча, коррекция фазы, фантом, ультразвуковая визуализация, синтез апертуры.

DOI: 10.21667/1995-4565-2025-94-139-150

Введение

На сегодняшний день aberrации остаются одной из основных проблем ультразвуковой диагностики [1]. Они вызваны различием в скорости звука, возникающим при прохождении ультразвуковой волны через слои тканей. Aberrации ухудшают визуализацию, особенно на высоких частотах, таких как при ультразвуковом исследовании молочной железы и при исследовании структур и сосудов мозга через кости черепа [2-4].

Проблема aberrаций может быть частично решена методами коррекции [5]. Большинству методов коррекции aberrаций свойственно то, что они требуют наличия гиперэхогенного источника в области интереса или дополнительных средств медицинской визуализации для получения информации об искажениях и для обратной связи в процессе коррекции [6-9]. К счастью, эти ограничения могут быть преодолены современными подходами. В них генерируется виртуальная функция отклика точечного источника, получаемая в режиме синтеза апертуры и использующая его в качестве маяка для коррекции [10-13]. Расширение этой функции можно измерить. Тогда как многие прежние методы были способны корректировать лишь те aberrации, которые возникали вблизи ультразвукового датчика, новые методы работают даже для aberrаций, находящихся в удалении от датчика. Один из таких методов основан на аппроксимации волнового фронта полиномиальными функциями [13]. Он использует полиномы Лежандра и петлю обратной связи, основанную только на ультразвуковой визуализации.

Целью работы является демонстрация возможности коррекции aberrаций на фантоме головы с помощью разработанного метода коррекции на основе полиномиальной аппроксимации волнового фронта, не требующего наличия источника в зоне коррекции. Количественные эксперименты, предназначенные для испытания метода коррекции aberrаций, проводились на центральной частоте 2 МГц с использованием фантома для транскраниальных исследований.

Материалы и методы

Оборудование, используемое в эксперименте

Эксперимент проводился с использованием ультразвукового диагностического устройства Сономед-500 с фазированной решеткой 3.0S19. В фазированной решетке было 64 пьезокерамических элемента, каждый из которых способен излучать и принимать ультразвуковые сигналы. Ультразвуковой диагностический сканер передавал «сырые» сигналы, поступающие из тракта предварительной обработки, после принятия датчиком 3.0S19 и усиления в аналоговом тракте прибора. Данные были получены в режиме синтезированной апертуры и переданы на компьютер для дальнейшей обработки [14]. Уровень ультразвукового сигнала не превышал стандарты FDA, предназначенные для диагностического оборудования. Визуализация проводилась на частоте 2 МГц, частота дискретизации составляла 40 МГц, а после децимации данные имели частоту 10 МГц.

В данном исследовании использовался фантом собственной разработки, представляющий собой модель головы, созданную с использованием 3D печати по компьютерной томограмме [15-17]. В фантоме в качестве целей используются стальные булавки диаметром 0,5 мм и длиной 25 мм (рисунок 1). В ходе съема данных датчик был установлен на штативе для минимизации вибраций. Он прикладывался к модели височной кости, между датчиком и моделью вводился ультразвуковой гель для согласования

акустического импеданса. Исследовалась цель, находящаяся на удалении 40 мм от датчика, отстоящая от центральной оси датчика на 17° .



Рисунок 1 – Фантом головы с приложенным к нему ультразвуковым секторным датчиком
Figure 1 – Head phantom with ultrasound sector transducer attached to it

Этапы осуществления метода коррекции аберраций на основе полиномиальной аппроксимации искажений волнового фронта

Метод состоит в том, что ультразвуковую фазированную решётку прикладывают к одному из естественных окон прозрачности на голове пациента, для улучшения контакта пространство между головой и решёткой заполняют водой или специальным гелем, формируют и преобразуют электрические импульсы в зондирующие сигналы, при этом:

1) выполняют поэлементное сканирование зондирующими сигналами структур головного мозга в режиме синтезированной апертуры посредством приёмо-передающей ультразвуковой фазированной решётки;

2) отражённые ультразвуковые сигналы принимают фазированной решёткой по каждому каналу отдельно, усиливают, оцифровывают и записывают в память;

3) выбирают оптимальный угол для проведения коррекции;

4) выбирают интервал по глубине, для которого надо провести коррекцию;

5) рассчитывают задержки прихода сигнала от каждой точки исследуемой области с учётом сферического фронта;

6) рассчитанные задержки используют при выполнении фокусировки на передачу для выбранного угла и интервала по глубине, причём динамическая фокусировка выполняется только по глубине;

7) выполняют динамическую фокусировку на приём для всего диапазона углов и выбранного интервала по глубине, в результате чего получают матрицу, число строк которой равно числу отсчётов по глубине, а число столбцов – это число лучей;

8) из полученной матрицы извлекают первую строку, в результате чего получают вектор-строку, который сохраняют в память;

9) из полученной матрицы извлекают следующую строку и поэлементно прибавляют к полученному на предыдущем шаге вектору-строке;

10) операцию по шагу 9 повторяют число раз, на два меньшее, чем число отсчётов по глубине;

11) полученный вектор-строку делят на число отсчётов по глубине;

12) полученный вектор-строку аппроксимируют функцией Гаусса с максимумом, соответствующим выбранному углу;

13) рассчитывают и записывают в память среднеквадратичное отклонение полученного вектора-строки от аппроксимирующей функции Гаусса;

14) это среднеквадратичное отклонение признают лучшим;

15) формируют вектор оценки фазовых искажений, представляющий собой полином второго порядка с заданной амплитудой;

16) сформированный вектор оценки фазовых искажений прибавляют к задержкам, рассчитанным на шаге 5;

17) повторяют шаги 6-13;

18) рассчитанное и записанное в память среднеквадратичное отклонение сравнивают с лучшим, если оно меньше лучшего, то его признают лучшим и сформированный вектор оценки фазовых искажений признают лучшей оценкой;

19) повторяют шаги 15-18 для различных значений амплитуды и порядка полинома, рассчитываемого на шаге 15;

20) окончательной оценкой признается та лучшая оценка, для которой по результатам всех повторов среднеквадратичное отклонение принимает наименьшую величину;

21) окончательную оценку используют для исправления фазовых искажений для выбранной части области сканирования, определяемой выбранным углом и областью по глубине.

Суть метода коррекции аберраций

Оператор выбирает область для визуализации и размещает датчик. Затем активируется режим синтезированной апертуры и выполняется сканирование. Несфокусированные данные передаются на компьютер. Обработка данных происходит в два этапа. Сначала алгоритм определяет наличие аберраций [14], а затем оценивает фазовые задержки и выполняет компенсацию аберраций. В результате получается скорректированное изображение области интереса. Исследуемый метод коррекции аберраций использует специальную схему сканирования с виртуальными точечными источниками. Это позволяет оценивать аберрации независимо от наличия реальных источников и отражателей. Сканирующее устройство использует передающие и принимающие лучи, фиксируя передающий луч в положении виртуального источника и сканируя кадр принимающим лучом. Передающий луч освещает только это положение, которое является центром области интереса. Положение принимающего луча может меняться, благодаря чему выполняется сканирование и формируется кадр. В результате в кадре отображается одна виртуальная функция отклика точечного источника, расположенная в фокальной области. Без аберраций функция узкая, но расширяется при их наличии. Расширение оценивается следующим образом:

$$\zeta = \sqrt{\frac{\int_{a+\varphi_0}^{b+\varphi_0} (A(\varphi) - \varepsilon)(\varphi - \varphi_0)^2 d\varphi}{\int_{a+\varphi_0}^{b+\varphi_0} (A(\varphi) - \varepsilon) d\varphi}}, \quad (1)$$

где φ – угол наклона передающего луча; $A(\varphi)$ – распределение интенсивности эхо-сигнала; ε – значение моды вышеупомянутого распределения; φ_0 – положение пика интенсивности; a и b – пределы интегрирования (в нашем случае $\pm 2,5^\circ$). Значение, полученное в ходе расчета параметра по формуле (1), автоматически сравнивается с теоретической шириной функции отклика. Если обнаруженная ширина, которая превышает теоретическую, выполняется коррекция аберраций.

Итеративный метод оценивает задержки фокусировки, сравнивает ширину функции отклика с теоретическим значением и добавляет новые задержки при необходимости. Задержки аппроксимируются полиномиальной функцией Лежандра:

$$P_k^w = \frac{1}{2^w w!} \frac{\partial^{(w)}}{\partial t_k^w} (t_k^2 - 1)^w, \quad (2)$$

где w – порядок базисной функции; k – номер элемента фазированной решетки, который может находиться в диапазоне от 1 до K ; t_k – дискретная пространственная координата:

$$t_k = -1 + 2k / K. \quad (3)$$

На рисунке 2 дано графическое представление полиномов Лежандра. Можно отметить, что использование полиномов 0-го и 1-го порядков не изменяет ширину функции отклика виртуального источника, поскольку функция 0-го порядка влияет на глубину фокуса, а функция 1-го порядка корректирует наклон луча. Коррекция начинается с нахождения

оптимальных коэффициентов полинома 2-го порядка. Задержки, соответствующие этому полиному, добавляются к сферическим задержкам. Учитывая вышесказанное, оценка фазовых задержек производится с помощью следующего выражения:

$$\varphi_k = a_0 + \sum_{W=1}^W a_w P_K^W, \quad (4)$$

где w – наибольшее значение порядка базисной функции; a_0 и a_w – весовые коэффициенты полиномов.

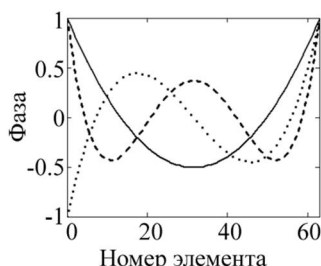


Рисунок 2 – Полиномы Лежандра 2-го (—), 3-го (····) и 4-го (---) порядков
Figure 2 – Legendre polynomials of second (—), third (····) and fourth (---) order

После фокусировки определяется ширина $\delta\varphi$ виртуального источника. Процедура повторяется для каждого коэффициента полинома 2-го порядка, и сохраняется значение с наименьшей шириной. Процесс коррекции продолжается с использованием полинома 3-го порядка. Задержки, полученные для полинома 2-го порядка, объединяются со сферическими задержками и задержками 3-го порядка. Этот процесс повторяется для каждого последующего порядка полинома. Процесс прекращается тогда, когда ширина функции отклика точечного источника, наблюдаемая при использовании специальной схемы сканирования, перестает превышать теоретическую ширину функции отклика. Таким образом, соответствие ширины отклика точечного источника её теоретической величине является критерием, устанавливающим предел степени полинома, после которого процесс коррекции прекращается. В результате получается набор задержек, который минимизирует ширину $\delta\varphi$ и аппроксимирует искаженный фазовый фронт, вызванный аберрацией. Этот набор используется для коррекции аберрации в выбранной пространственной точке. Для демонстрации процедуры применения полиномов Лежандра дана блок-схема на рисунке 3, которая характеризует разработанный метод коррекции аберраций.

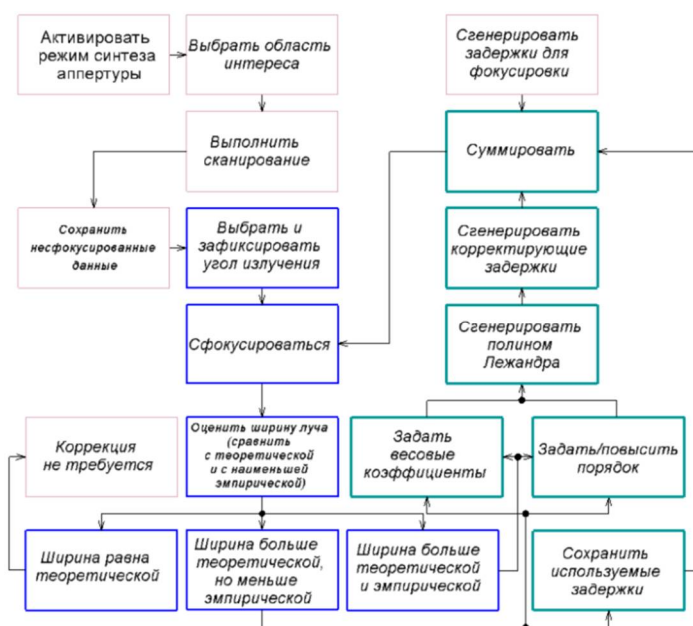


Рисунок 3 – Блок-схема метода коррекции аберраций
Figure 3 – Block diagram of the aberration correction method

Экспериментальная процедура

В экспериментах ультразвуковое устройство выполняло сканирование с фазированной решеткой в режиме синтезированной апертуры и формировало массив данных в памяти. Полученные данные передавались на персональный компьютер для дальнейшей обработки и формирования ультразвуковых изображений. Было сформировано ультразвуковое изображение области интереса до коррекции. Размер области интереса для точечной цели фантома головы составлял 30° по ширине и 7 мм по глубине. Для сравнения строились сонограммы до процедуры коррекции и после коррекции. Для каждой сонограммы считывалось угловое распределение интенсивности эхо-сигнала и рассчитывались значения пиковой интенсивности, среднеквадратичной ширины углового распределения интенсивности. Каждое измерение выполнялось не менее семи раз.

Результаты

Полученные в ходе исследования характерные изображения и кривые, а именно фрагменты ультразвуковых снимков изучаемой цели, угловое распределение интенсивности для этой цели, а также профиль фазовых искажений представлены на рисунках 4, 5 и 6. Результаты проверки метода коррекции aberrаций показали, что в ходе коррекции выбранной цели удалось в среднем на 37 % повысить пиковое значение интенсивности и на 8 % сузить ширину её углового распределения, что привело к заметному изменению ультразвукового изображения цели на рисунке 4. Графическое представление полинома Лежандра, полученного для выбранной цели, показано на рисунке 6. Оно описывает профиль фазовых искажений, возникших при прохождении ультразвуковой волны через aberrатор, вносящий фазовые набег в диапазоне от -70 до 100° . Математическое описание полинома дано формулой (2). Действия с этим полиномом, направленные на коррекцию aberrаций, отражены на рисунке 3.

Сформированный набор оценок фазовых искажений прибавляют к задержкам прихода сигнала, рассчитанным для каждой точки исследуемой области с учётом сферического фронта, таким образом получают скорректированные задержки. Выполняют фокусировку с использованием скорректированных задержек. Рассчитанное и записанное в память значение критерия качества фокусировки сравнивают с наилучшим. Если оно меньше наилучшего, то его признают наилучшим и сформированный набор оценок фазовых искажений признают наилучшей оценкой, позволяющей достигнуть наиболее эффективной коррекции aberrаций. Функция коррекции aberrаций, представленная на рисунке 6, описывается в соответствии с выражением (4) следующим образом:

$$\varphi_k = 23,3 + 37,6P_k^1 - 62,3P_k^2 - 72,8P_k^3 - 13P_k^4 - 6,8P_k^5 - 37P_k^6 - 0,6P_k^7 + 50,4P_k^8 + 37,1P_k^9. \quad (5)$$

Как можно видеть, в данном примере для исправления aberrаций потребовались полиномы не выше 9 порядка.

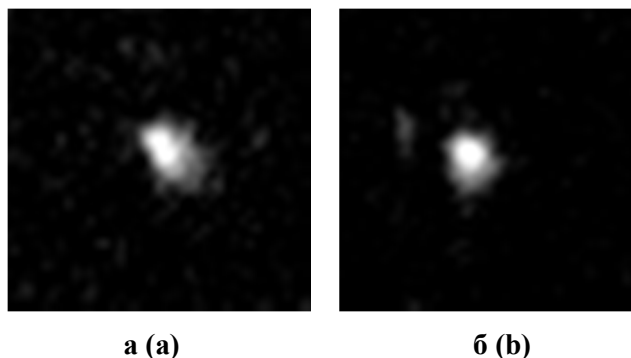


Рисунок 4 – Пример ультразвукового изображения исследуемой цели до (а) и после (б) коррекции aberrаций
Figure 4 – Example of ultrasound image of the investigated target before (a) and after (b) aberration correction

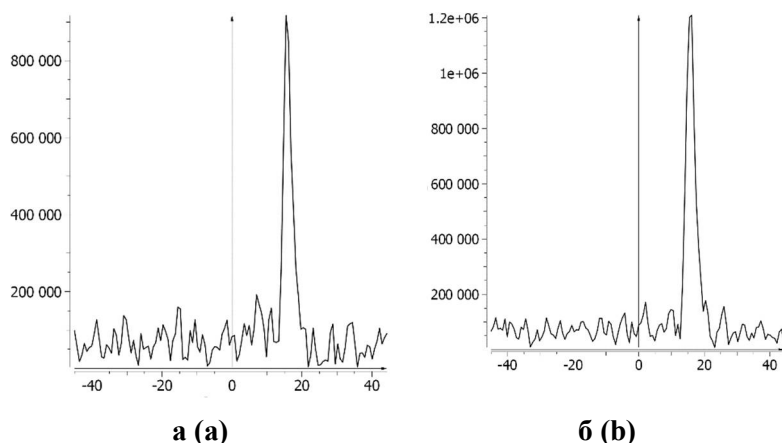


Рисунок 5 – Пример углового распределения интенсивности сигнала в области цели до (а) и после (б) коррекции aberrаций. По горизонтали отложена угловая координата в градусах, а по вертикали – величина интенсивности сигнала в относительных единицах
Figure 5 – Example of angular distribution of signal intensity in target area before (a) and after (b) aberration correction. Horizontal axis shows angular coordinate in degrees, and vertical axis demonstrates signal intensity value in relative units

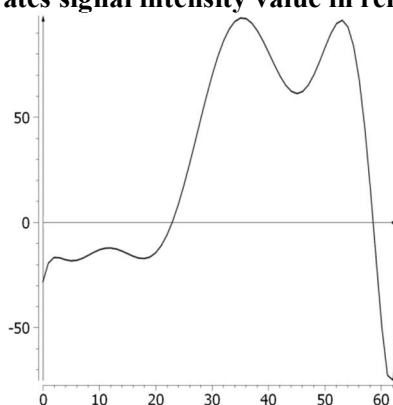


Рисунок 6 – Графическое изображение функции коррекции aberrаций в виде полиномов Лежандра. По горизонтали отложен порядковый номер элемента антенной решетки, а по вертикали – значение фазового смещения в градусах
Figure 6 – Graphical representation of aberration correction function in the form of Legendre polynomials. Horizontal axis shows serial number of antenna array element, and vertical axis shows phase shift value in degrees

Обсуждение

Исправление фазовых искажений имеет большое значение для ультразвуковой визуализации, выполняемой через кости черепа. Оно призвано повысить разрешающую способность, чтобы вовремя диагностировать признаки заболеваний мозга и сосудов [18]. Методы коррекции можно разделить на две большие группы. В одной из них находятся методы на основе моделирования распространения ультразвуковых волн [19-21]. Для их осуществления в качестве исходных данных необходимы предварительно полученные компьютерные и магнитно-резонансные томограммы, по анализу которых оцениваются задержки для фокусировки в присутствии костей черепа. В другой группе находятся экспериментальные методы, в которых применяется обратная связь после каждой итерации [22-25]. К числу таких методов относится, например, метод коррекции на основе акустической радиационной силы и особого градиента магнитно-резонансного томографа, чувствительного к минимальным смещениям тканей, вызванным воздействием ультразвука [22]. Экспериментальные методы не отличаются быстродействием, но способны достигнуть наибольшего качества фокусировки [8].

Метод коррекции аберраций, представленный в данной работе, относится к группе экспериментальных методов. В нем происходит итеративная фокусировка в режиме синтеза апертуры. Обратная связь для улучшения результата фокусировки при каждой последующей итерации осуществляется за счет построения участка ультразвукового изображения и выполнения оценки расширения ультразвукового луча. Достижение наименьшей ширины луча указывает на исправления фазовых искажений. Так, например, в эксперименте в ходе коррекции ширина луча достигла величины $12,8^\circ$, что соответствует наименьшей достижимой величине – теоретической ширине, расчет которой описан в [14]. После достижения этой ширины процесс коррекции прекратился.

Экспериментальная проверка качества коррекции аберраций, которого можно достигнуть с использованием данного метода, проведена на примере фантома для транскраниальных исследований, содержащего модель височной кости, полученную на основе томограммы пациента, изготовленную методом 3D печати из материала, скорость звука в котором соответствует скорости звука в костях человека [15]. Коррекция выполнялась для участка фантома, содержащего точечный гиперэхогенный отражатель. Она продемонстрировала повышение интенсивности в среднем на 37 % по сравнению со случаем до коррекции. Этот результат сопоставим с результатом, достигнутым в работе [10] с использованием инновационного метода коррекции с прямой оценкой фазы, основанного на выполнении преобразования Фурье от апертурной функции. Так, например, для цели, находящейся на глубине 50 мм и смещенной на 20 мм в боковом направлении, удалось достигнуть улучшения в среднем на 50,6 % по пиковому значению интенсивности. Стоит отметить, что в исследовании [10] применялись искажающие слои, вносящие аберрации вдоль одной координаты, тогда как кости человека имеют объемную структуру, искажающую волну вдоль двух координат, что усложняет коррекцию.

Тот факт, что разработчики методов коррекции используют различные метрики для оценки результатов своих исследований, а также выполняют эксперименты на уникальных установках, затрудняет их количественную сопоставимость. В настоящем исследовании в качестве метрик использовались пиковое значение интенсивности и ширина её углового распределения. В рамках дальнейшей работы в этом направлении может представлять интерес оценка иных метрик качества коррекции, таких как, например, оценка пикового отношения интенсивности в боковых лепестках диаграммы направленности [8], что позволит провести сопоставление результатов с некоторыми другими методами коррекции. Также сопоставимость результатов будет способствовать формированию баз данных радиочастотных ультразвуковых сигналов, которые получены из тракта сканера и могут быть использованы для разработки и тестирования новых алгоритмов цифровой обработки сигнала [26-28].

Заключение

В данной работе была продемонстрирована эффективность метода коррекции аберраций в ультразвуковой визуализации с синтезированной апертурой. Эксперименты проводились с использованием фазированного датчика в режиме синтеза апертуры. При этом использовалась несущая частота ультразвукового колебания, равная 2 МГц. Исследуемый метод основан на полиномиальной аппроксимации фазового фронта. В ходе эксперимента с фантомом головы метод коррекции позволил в среднем на 37 % повысить пиковое значение интенсивности эхо-сигнала, при этом использовались полиномы не выше девятого порядка.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта (ЕГИСУ № 123031500001-4).

Библиографический список

1. Van Hal V.H., Muller J.W., Van Sambeek M.R., Lopata R.G., Schwab H.M. An aberration correction approach for single and dual aperture ultrasound imaging of the abdomen. Ultrasonics. 2023, vol. 131, p. 106936.

2. **Måsøy S.E., Dénarié B., Sørnes A., Holte E., Grenne B., Espeland T., Berg E.A.R., Rindal O.M.H., Rigby W., Bjåstad T.** Aberration correction in 2D echocardiography. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. 2023, vol. 13(7), p. 4603.
3. **Zhou S., Gao X., Park G., Yang X., Qi B., Lin M., Huang H., Bian Y., Hu H., Chen X., Wu R.S., Liu B., Yue W., Lu C., Wang R., Bheemreddy P., Qin S., Lam A., Wear K.A., Andre M., Kistler E.B., Newell D.W., Xu S.** Transcranial volumetric imaging using a conformal ultrasound patch. *Nature*. 2024, vol. 629(8013), pp. 810-818.
4. Патент РФ 2744313. Способ исправления фазовых искажений в сигналах при транскраниальной ультразвуковой визуализации / **Н.С. Кульберг, Д.В. Леонов**. Заявл. 06.08.2020; опубл. 05.03.2021.
5. **Ali R., Brevett T., Zhuang L., Bendjador H., Podkowa A.S., Hsieh S.S., Simson W., Sanabria S. J., Herickhoff C.D., Dahl J.J.** Aberration correction in diagnostic ultrasound: A review of the prior field and current directions. *Zeitschrift für Medizinische Physik*. 2023. 33(3), 267-291.
6. **Yeats E., Hall T.L.** Aberration correction in abdominal histotripsy. *International Journal of Hyperthermia*. 2023. 40(1), 2266594.
7. **Osipov L.V., Kulberg N.S., Skosyrev S.V., Leonov D.V., Grigorev G.K., Vladzimirskiy A.V., Morozov S.P.** Transcranial Beam Steering with Aberration Correction. *Biomedical Engineering*. 2021. no. 54(6), pp. 438-442. <https://doi.org/10.1007/s10527-021-10057-3>
8. **Wang M., Xu Z., Cheng B.** Systematic review of phase aberration correction algorithms for transcranial focused ultrasound. *iRADIOLOGY*. 2024.
9. **Leung S.A., Moore D., Gilbo Y., Snell J., Webb T.D., Meyer C.H., Miller G.W., Ghanouni P., Butts Pauly K.** Comparison between MR and CT imaging used to correct for skull-induced phase aberrations during transcranial focused ultrasound. *Scientific reports*. 2022. 12(1). 13407.
10. **Leonov D., Kulberg N., Yakovleva T., Solovyova P., Costa-Júnior J.F.S., Saikia M.J.** Innovative aberration correction in ultrasound diagnostics with direct phase estimation for enhanced image quality. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*. 2023, vol. 46(4), pp. 1765-1778 <https://doi.org/10.1007/s13246-023-01338-0>
11. **Yang Y., Duan H., Zheng Y.** Improved transcranial plane-wave imaging with Learned Speed-of-Sound Maps. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2024, vol. 43(6), pp. 2191-2201.
12. **Lambert W., Cobus L.A., Robin J., Fink M., Aubry A.** Ultrasound matrix imaging - Part II: The distortion matrix for aberration correction over multiple isoplanatic patches. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2022, vol. 41(12), pp. 3921-3938.
13. **Leonov D., Kulberg N., Yakovleva T.** Aberration correction by polynomial approximation for synthetic aperture ultrasound imaging. *Medical Physics*. 2024, vol. 51(5), pp. 3292-3308. <https://doi.org/10.1002/mp.17078>
14. **Leonov D.V., Kulberg N.S., Yakovleva T.V., Solovyova P.D.** Approach to detecting aberrations in transcranial ultrasound imaging // *Acoustical Physics*. 2022, vol. 68, no. 2, pp. 175-186. <https://doi.org/10.1134/S106377102202004X>
15. **Leonov D., Kodenko M., Leichenko D., Nasibullina A., Kulberg N.** Design and validation of a phantom for transcranial ultrasonography // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2022, vol. 17, no. 9, pp. 1579-1588. <https://doi.org/10.1007/s11548-022-02614-2>.
16. **Васильев Ю.А.** и др. Использование фантомов в процессе обучения ультразвуковой диагностике // *Издательские решения*. 2025. 84 с.
17. **Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Лейченко Д.В.** Способ изготовления фантома для транскраниальных ультразвуковых исследований // Патент на изобретение RU 2776983 C1, 29.07.2022. Заявка № 2021110042 от 12.04.2021.
18. **Ren J., Li J., Chen S., Liu Y., Ta D.** Unveiling the potential of ultrasound in brain imaging: Innovations, challenges, and prospects. *Ultrasonics*. 2024. 107465.
19. **Manuel T.J., Bancel T., Tiennot T., Didier M., Santin M., Daniel M., Attali D., Tanter M., Lehericy S., Pyatigorskaya N., Aubry J.F.** Ultra-short time-echo based ray tracing for transcranial focused ultrasound aberration correction in human calvaria. *Physics in Medicine and Biology*. 2024.
20. **Mozaffarzadeh M., Verweij M.D., de Jong N., Renaud G.** Comparison of phase-screen and geometry-based phase aberration correction techniques for real-time transcranial ultrasound imaging. *Applied Sciences*. 2022, vol. 12(19), p. 10183.

21. **Lu N., Hall T.L., Sukovich J.R., Choi S.W., Snell J., McDannold N., Xu Z.** Two-step aberration correction: application to transcranial histotripsy. *Physics in Medicine & Biology*, 2022. Vol. 67(12). P. 125009.
22. **Mohammadjavadi M., Ash R.T., Glover G.H., Pauly K.** Optimization of MR-ARFI for human transcranial focused ultrasound. *bioRxiv*. 2024. 2024-11.
23. **Xing P., Malescot A., Martineau E., Rungta R., Provost J.** Inverse problem approach to aberration correction for in vivo transcranial imaging based on a sparse representation of contrast-enhanced ultrasound data. *arXiv preprint arXiv:2401*. 2024. 10389.
24. **Van der Meulen P., Coutiño M., Bosch J.G., Kruizinga P., Leus G.** Ultrasonic imaging through aberrating layers using covariance matching. *IEEE Transactions on Computational Imaging*. 2023, vol. 9, pp. 745-759.
25. **Zengqiu Y., Wu W., Xiao L., Zhou E., Cao Z., Hua J., Wang Y.** Iterative Pulse-Echo Tomography for Ultrasonic Image Correction. *Sensors*. 2024, vol. 24(6), p. 1895.
26. **Леонов Д.В., Решетников Р.В., Кульберг Н.С., Насибуллина А.А., Громов А.И.** Наблюдения доплеровского мерцающего артефакта: база данных радиочастотных ультразвуковых сигналов // *Digital Diagnostics*. 2021. Т. 2. № 3. С. 261-276.
27. **Qiao M., Guo Y., Zhou S., Chang C., Wang Y.** Breast calcifications detection based on radio-frequency signals by quantitative ultrasound multi-parameter fusion. In *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2019. Pp. 6196-6199.
28. **Alessandrini M., Chakraborty B., Heyde B., Bernard O., De Craene M., Sermesant M., D'Hooge J.** Realistic vendor-specific synthetic ultrasound data for quality assurance of 2-d speckle tracking echocardiography: Simulation pipeline and open access database. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2017, vol. 65(3). pp. 411-422.

UDC 534.2, 676.052.484

CORRECTION OF WAVEFRONT DISTORTIONS IN ULTRASOUND IMAGING

D. V. Leonov, PhD, Leading Researcher, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department; Moscow Power Engineering Institute; Federal Research Center «Computer Science and Control» of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0003-0916-6552, e-mail: strat89@mail.ru

O. V. Vlasova, Junior Researcher, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0003-3364-7364, e-mail: VlasovaOV10@zdrav.mos.ru

T. V. Yakovleva, Ph.D., Dr. in physics and mathematical sciences, Chief Scientific Officer, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department; Federal Research Center «Computer Science and Control» of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0003-2401-9825, e-mail: YakovlevaTV7@zdrav.mos.ru

O. V. Omelyanskaya, CAO of R&D, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0002-0245-4431, e-mail: OmelyanskayaOV@zdrav.mos.ru

Y. A. Vasilev, PhD in medical sciences, chief medical officer, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0002-5283-5961, e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru

Aberrations resulting from variations in the speed of sound as ultrasound waves traverse different tissue layers pose one of the most significant challenges in ultrasound diagnostics. These distortions can severely compromise image quality, particularly at elevated frequencies, as evidenced in examinations of breast or cerebral structures through the skull's bony encasement. Current aberration correction techniques frequently necessitate the presence of a highly echogenic source within the study area, thereby constraining

their applicability. This study aims to illustrate a novel approach to aberration correction using head phantom with the help of developed methodology that relies on polynomial approximation of wavefront not requiring a source in the correction zone. The research employs a Sonomed-500 ultrasound device capable of capturing raw data during the preprocessing phase in aperture synthesis mode while assessing the phantom for transcranial ultrasound imaging. Experimental results obtained at carrier frequency of 2 MHz indicate that the proposed aberration correction method significantly enhances image quality when compared to pre-correction data. Specifically, a remarkable 37 % increase in peak intensity and 8 % reduction in the width of its angular distribution were observed. Therefore, the polynomial approximation-based method for aberration correction demonstrates considerable potential for enhancing ultrasound diagnostic imaging, particularly in complex scenarios involving imaging through cranial bones.

Keywords: phase aberrations, beam focusing, phase correction, phantom, ultrasound imaging, aperture synthesis.

DOI: 10.21667/1995-4565-2025-94-139-150

References

1. Van Hal V.H., Muller J.W., Van Sambeek M.R., Lopata R.G., Schwab H.M. An aberration correction approach for single and dual aperture ultrasound imaging of the abdomen. *Ultrasonics*. 2023. 131, p. 106936.
2. Måsøy S.E., Dénarié B., Sørnes A., Holte E., Grenne B., Espeland T., Berg EAR, Rindal OMH, Rigby W., Bjåstad T. Aberration correction in 2D echocardiography. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. 2023, vol. 13(7), p. 4603.
3. Zhou S., Gao X., Park G., Yang X, Qi B., Lin M., Huang H., Bian Y., Hu H., Chen X., Wu R.S., Liu B, Yue W., Lu C., Wang R., Bheemreddy P., Qin S, Lam A., Wear K.A., Andre M, Kistler E.B., Newell D.W., Xu S. Transcranial volumetric imaging using a conformal ultrasound patch. *Nature*. 2024, no. 629(8013), pp. 810-818.
4. Patent RF 2744313. Sposob ispravleniya fazovykh iskazhenij v signalakh pri transkraniial'-noj ul'trazvukovoj vizualizacii. N.S. Kul'berg, D.V. Leonov. Zayavl. 06.08.2020; opubl. 05.03.2021.
5. Ali R., Brevett T., Zhuang L., Bendjador H., Podkowa A.S., Hsieh S.S., Simson W., Sana-bria S.J., Herickhoff C.D., Dahl J.J. Aberration correction in diagnostic ultrasound: A review of the prior field and current directions. *Zeitschrift für Medizinische Physik*. 2023, no. 33(3), pp. 267-291.
6. Yeats E., Hall T.L. Aberration correction in abdominal histotripsy. *International Journal of Hyperthermia*. 2023. 40(1), 2266594.
7. Osipov L.V., Kulberg N.S., Skosyrev S.V., Leonov D.V., Grigorev G.K., Vladzimirskiy A.V., Morozov S.P. Transcranial Beam Steering with Aberration Correction. *Biomedical Engineering*. 2021. no. 54(6), pp. 438-442. <https://doi.org/10.1007/s10527-021-10057-3>
8. Wang M., Xu Z., Cheng B. Systematic review of phase aberration correction algorithms for transcranial focused ultrasound. *iRADIOLOGY*. 2024.
9. Leung S.A., Moore D., Gilbo Y., Snell J., Webb T.D., Meyer C.H., Miller G.W., Ghanouni P., Butts P.K. Comparison between MR and CT imaging used to correct for skull-induced phase aberrations during transcranial focused ultrasound. *Scientific reports*. 2022. 12(1). 13407.
10. Leonov D., Kulberg N., Yakovleva T., Solovyova P., Costa-Júnior J.F.S., Saikia M.J. Innovative aberration correction in ultrasound diagnostics with direct phase estimation for enhanced image quality. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*. 2023, vol. 46(4), pp. 1765-1778. <https://doi.org/10.1007/s13246-023-01338-0>
11. Yang Y., Duan H., Zheng Y. Improved transcranial plane-wave imaging with Learned Speed-of-Sound Maps. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2024, vol. 43(6), pp. 2191-2201.
12. Lambert W., Cobus L.A., Robin J., Fink M., Aubry A. Ultrasound matrix imaging - Part II: The distortion matrix for aberration correction over multiple isoplanatic patches. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2022, vol. 41(12), pp. 3921-3938.
13. Leonov D., Kulberg N., Yakovleva T. Aberration correction by polynomial approximation for synthetic aperture ultrasound imaging. *Medical Physics*. 2024, vol. 51(5), pp. 3292-3308 <https://doi.org/10.1002/mp.17078>
14. Leonov D.V., Kulberg N.S., Yakovleva T.V., Solovyova P.D. Approach to detecting aberrations in transcranial ultrasound imaging. *Acoustical Physics*. 2022, vol. 68, no. 2, pp. 175-186. <https://doi.org/10.1134/S106377102202004X>.

15. **Leonov D., Kodenko M., Leichenko D., Nasibullina A., Kulberg N.** Design and validation of a phantom for transcranial ultrasonography. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2022, vol. 17, no. 9, pp. 1579-1588. <https://doi.org/10.1007/s11548-022-02614-2>.
16. **Васильев Ю.А.** и др. Использование фантомов в процессе обучения ультразвуковой диагностике. *Издательские решения*. 2025, р. 84.
17. **Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Лейченко Д.В.** Способ изготовления фантома для транскраниальных ультразвуковых исследований. *Патент на изобретение RU 2776983 C1*, 29.07.2022. Заявка № 2021110042 от 12.04.2021.
18. **Ren J., Li J., Chen S., Liu Y., Ta D.** Unveiling the potential of ultrasound in brain imaging: Innovations, challenges, and prospects. *Ultrasonics*. 2024. 107465.
19. **Manuel T.J., Bancel T., Tiennot T., Didier M., Santin M., Daniel M., Attali D., Tanter M., Lehericy S., Pyatigorskaya N., Aubry J.F.** Ultra-short time-echo based ray tracing for transcranial focused ultrasound aberration correction in human calvaria. *Physics in Medicine and Biology*. 2024.
20. **Mozaffarzadeh M., Verweij M.D., de Jong N., Renaud G.** Comparison of phase-screen and geometry-based phase aberration correction techniques for real-time transcranial ultrasound imaging. *Applied Sciences*. 2022, vol. 12(19), p. 10183.
21. **Lu N., Hall T.L., Sukovich J.R., Choi S.W., Snell J., McDannold N., Xu Z.** Two-step aberration correction: application to transcranial histotripsy. *Physics in Medicine & Biology*, 2022, vol. 67(12), p. 125009.
22. **Mohammadjavadi M., Ash R.T., Glover G.H. Pauly K.B.** Optimization of MR-ARFI for human transcranial focused ultrasound. *bioRxiv*. 2024. 2024-11.
23. **Xing P., Malescot A., Martineau E., Rungta R., Provost J.** Inverse problem approach to aberration correction for in vivo transcranial imaging based on a sparse representation of contrast-enhanced ultrasound data. *arXiv preprint arXiv: 2401*. 2024, p. 10389.
24. **Van der Meulen P., Coutiño M., Bosch J.G., Kruizinga P., Leus G.** Ultrasonic imaging through aberrating layers using covariance matching. *IEEE Transactions on Computational Imaging*. 2023, vol. 9, pp. 745-759.
25. **Zengqiu Y., Wu W., Xiao L., Zhou E., Cao Z., Hua J., Wang Y.** Iterative Pulse-Echo Tomography for Ultrasonic Image Correction. *Sensors*. 2024, vol. 24(6), p. 1895.
26. **Leonov D.V., Reshetnikov R.V., Kul'berg N.S., Nasibullina A.A., Gromov A.I.** Nablyu-deniya doplerovskogo mercayushchego artefakta: baza dannykh radiochastotnykh ul'trazvukovykh signalov. *Digital Diagnostics*. 2021, vol. 2, no. 3, pp. 261-276.
27. **Qiao M., Guo Y., Zhou S., Chang C., Wang Y.** Breast calcifications detection based on radio-frequency signals by quantitative ultrasound multi-parameter fusion. *In 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2019, pp. 6196-6199.
28. **Alessandrini M., Chakraborty B., Heyde B., Bernard O., De Craene M., Sermesant M., D'Hooge J.** Realistic vendor-specific synthetic ultrasound data for quality assurance of 2-d speckle tracking echocardiography: Simulation pipeline and open access database. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2017, vol. 65(3), pp. 411-422.