

УДК 534.141

МЕТОДЫ КОМПЕНСАЦИИ АБЕРРАЦИЙ ВОЛНОВОГО ФРОНТА ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Д.В. ЛЕОНОВ

*Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы
«Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий
Департамента здравоохранения города Москвы» (г. Москва, Россия)*

Аннотация. В данном исследовании сравниваются три метода коррекции aberrаций в ультразвуковой визуализации. Первый метод использует полиномиальную аппроксимацию aberrаций волнового фазового фронта, которая хорошо работает в различных условиях, но для нее характерны высокие вычислительные затраты. Второй метод, осуществляет прямую оценку фазы и позволяет найти баланс между производительностью и вычислительной эффективностью. Третий метод предполагает использование дополнительного акустического источника для направленной коррекции, но требует смещения источника при изменении области интереса. Все три метода используют секторный датчик в режиме синтезированной апертуры. Экспериментальные результаты демонстрируют значительное увеличение контрастного и пространственного разрешения.

Ключевые слова: aberrации, формирование луча, коррекция фазы, синтез апертуры.

METHODS FOR ABERRATION CORRECTION IN ULTRASOUND IMAGING

D.V. LEONOV

*Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health
Care Department (Moscow, Russia)*

Abstract. In this study, three methods for aberration correction in ultrasound imaging are considered. The first method uses polynomial approximation of wavefront phase aberrations, which performs well in a variety of conditions but is characterized by high computational cost. The second method, which involves direct phase estimation, strikes a balance between performance and computational efficiency. The third method involves the use of an additional acoustic source for directional correction, but requires the source to be shifted when the region of interest changes. All three methods use a sector transducer in synthetic aperture mode. Experimental results show a significant increase in contrast and spatial resolution.

Keywords: aberration, beam formation, phase correction, synthetic aperture.

Введение

До сих пор aberrации остаются одной из главных проблем ультразвуковой диагностики [1]. Они связаны с изменениями скорости звука на пути распространения волны, возникающими при её прохождении волны через слои биологических тканей [2-4]. Проявление aberrаций растёт с повышением частоты. Но и на относительно низких частотах, применяемых при исследовании мозга через кости черепа, искажениями, проявляющимися из-за aberrаций, нельзя пренебречь [5-7]. Проблема aberrаций может быть частично решена методами коррекции [8, 9]. Рассматриваемые в работе методы коррекции генерируют синтетический сфокусированный пучок и используют его в качестве маяка для коррекции [10, 11]. Расширение этого пучка можно легко измерить [12], что служит аналогом расширения сигнала маяка в методах обращения волнового фронта [13]. Один из сравниваемых методов основан на аппроксимации волнового фронта полиномиальными функциями [10]. Другой метод использует преобразование Фурье для прямой оценки фазовых искажений, которые впоследствии используются для коррекции [11]. Третий метод представляет собой вариацию классического подхода с обращением волнового фронта. В нем используется дополнительный ультразвуковой датчик, служащий точечным источником для основного датчика [13].

Количественные эксперименты, направленные на сравнение этих трех методов коррекции аберраций, проводились на несущей частоте 2 МГц с использованием пластин из отвержденной фотополимерной смолы в качестве искажающих слоев и височной кости *ex vivo*, помещенной на поверхность фантома для проверки качества ультразвукового сканера.

Материалы и методы

В экспериментальных исследованиях использовалось оборудование SonoMed-500, оснащенное датчиком с фазированной решеткой 3.0S19 [14]. «Сырые» сигналы в режиме синтеза апертуры передавались ультразвуковым диагностическим сканером на компьютер для обработки. Визуализация проводилась на частоте 2 МГц, частота дискретизации составляла 40 МГц, а частота данных после децимации – 10 МГц. В исследовании использовался многоцелевой фантом ATS Laboratories модели 539. Датчик был закреплен на штативе для минимизации вибраций. Анализировались четыре типа целей внутри фантома: ближняя, средняя, боковая и анэхогенная. Эксперимент был направлен на введение и последующую коррекцию аберраций с помощью пластин из фотополимерной смолы [15], имитирующих характеристики черепа. Были изготовлены два аббератора: №1 (1,5 волны) и №2 (2,5 волны). Аббератор № 3 представлял собой модель височной кости *ex vivo* размером 70 x 50 мм и толщиной менее 4 мм. Различия в количестве волн между аббераторами №1 и №2 привели к разным формам и уровням искажающих слоев. Среднеквадратичные значения аббераторов №1 и №2 составили 39 и 97, соответственно. FWHM автокорреляционной функции составила 1,14 мм для аббератора № 1 и 0,96 мм для аббератора № 2. Аббератор №2 демонстрировал несколько более сильные аберрации, чем те, которые обычно наблюдаются в естественных условиях. В модели височной кости *ex vivo* среднеквадратичное значение составило 44 нс, а FWHM – 1,67 мм. Согласно литературным данным, среднее значение RMS в образцах черепа составляет 60 нс.

Оператор выбирает область для получения изображения и устанавливает датчик. Затем включается режим синтетической апертуры и выполняется сканирование. Расфокусированные данные передаются на компьютер. Обработка данных проходит в два этапа. Сначала алгоритм определяет наличие аберраций, а затем оценивает фазовые задержки для их компенсации. В методе коррекции аберраций на основе полиномиальной аппроксимации используется специальная схема сканирования с виртуальными точечными источниками. Это позволяет оценивать аберрации независимо от наличия реальных отражателей. Сканирующее устройство использует передающий и принимающий лучи, фиксируя передающий луч в положении виртуального источника и сканируя кадр принимающим лучом. Передающий луч освещает только ту позицию, которая является центром области интереса. Положение принимающего луча меняется, чтобы охватить весь кадр. В результате в кадре отображается одна виртуальная функция распределения точек в фокальной области. Коррекция выполняется путем итеративного введения полиномиальных функций при фокусировке и оценки ширины луча. Та функция будет соответствовать наилучшей коррекции, при которой ширина луча достигает наименьшего значения.

Метод прямой оценки искажений корректирует аберрации путём измерения фазовых сдвигов с использованием преобразования Фурье. Он также использует данные синтетической апертуры и специальную схему диагностического сканирования для создания виртуальных точечных источников, что позволяет оценивать аберрации независимо от наличия реальных отражателей. Во время реализации метода анализируется функция распределения точек в фокальной области. Эта функция более чёткая при отсутствии аберраций и размыта при их наличии. Расширение и размытие функции автоматически сравниваются с теоретической шириной функции распределения точек в случае отсутствия аберраций. Основная идея метода заключается в восстановлении абберационного профиля на основе информации, содержащейся в функции отклика виртуального точечного источника. Чтобы получить нужный абберационный профиль, к данным, полученным при В-сканировании, применяется одномерное преобразование Фурье.

Метод обращения волнового фронта основывается на применении двух преобразователей, один из которых выступает в роли опорного. Референтный преобразователь

закрепляется на поверхности фантома перед многоэлементным датчиком. Перед получением сонограммы выполняется коррекция аберраций. Референтный преобразователь испускает синусоидальный сигнал с гауссовой формой огибающей на частоте 2 МГц. Опорный преобразователь пропускает сигнал через интересующую область и передаёт его на элементы многоэлементного датчика. Каждый элемент многоэлементного преобразователя измеряет и фиксирует задержки принятого сигнала. Полученные данные используются для корректировки аберраций. Этот метод предполагает равномерное распределение аберраций по всему кадру и рассматривает его как единую большую изопланатическую зону.

В эксперименте ультразвуковой прибор сканировал искажающие слои с помощью датчика с фазированной решёткой в режиме синтезированной апертуры. Полученные данные передавались на компьютер для обработки и формирования ультразвуковых изображений. Результирующие изображения сопоставлялись до и после коррекции разными методами. Рассчитывались параметры эхо-сигналов: пиковая интенсивность, среднеквадратичная ширина, полная ширина на уровне половины максимума и соотношение уровня контраста к уровню шума.

Результаты и их обсуждение

Большинство гиперэхогенных точечных мишеней стали уже благодаря использованию методов коррекции. Полиномиальный метод повысил пиковую интенсивность в 1,8 раза для латеральной мишени. Метод с двумя датчиками увеличил интенсивность пика в 1,5 раза, а полиномиальный метод – в 2 раза для ближней мишени. Полиномиальный метод показал 3,1-кратное увеличение интенсивности пика для боковой мишени по сравнению со значением до коррекции. Также отмечается, что накопление ведет к улучшению качества коррекции. Полиномиальный метод улучшил фокусировку, увеличив значение пика для боковой мишени на 3,1 раза. В экспериментах использовались слои фотополимерной смолы для оценки коррекции аберраций. Коррекция была успешной в сложных сценариях, таких как визуализация через височную кость. Методы коррекции занимали разное время, причем полиномиальный метод был самым длительным. К ограничениям рассматриваемых методов можно отнести то, что полиномиальный метод и метод прямой оценки фазы не способны исправить линейные фазовые аберрации и амплитудные искажения.

Заключение

В этом исследовании была продемонстрирована эффективность различных методов коррекции аберраций в ультразвуковой визуализации с синтезированной апертурой. Один из них использует полиномы Лежандра для разложения функции волнового фронта и точной коррекции фазовых аберраций. Другой метод предполагает непосредственную оценку профиля фазовых аберраций. Третий метод представляет собой вариацию традиционной техники обращения волнового фронта. Эксперименты проводились с использованием фантома для проверки качества ультразвуковых устройств и с применением искажающих слоев, изготовленных из фотополимерной смолы, а также с применением височной кости *ex vivo*. Метод полиномиального разложения привел к уменьшению среднеквадратичной ширины углового распределения интенсивности и более чем двукратному увеличению контрастной разрешающей способности. Результаты исследования подтверждают эффективность этих методов, но также подчеркивают их ограничения применительно к задаче коррекции аберраций при ультразвуковой визуализации с синтезированной апертурой.

Список литературы

1. Nauber R., Büttner L., Czarske J. Special Issue on Computational Ultrasound Imaging and Applications. Applied Sciences. 2024; 14: 964. <https://doi.org/10.3390/app14030964>
2. Ren J., et al. Unveiling the potential of ultrasound in brain imaging: Innovations, challenges, and prospects. Ultrasonics. 2024; 107465. DOI: 10.1016/j.ultras.2024.107465
3. Sharifzadeh M., et al. Mitigating Aberration-Induced Noise: A Deep Learning-Based Aberration-to-Aberration Approach. IEEE Transactions on Medical Imaging (2024). DOI: 10.1109/TMI.2024.3422027

4. Chupova D., et al. Compensation for Aberrations When Focusing Ultrasound Through the Skull Based on CT and MRI Data. *Acoustical Physics*. 2024; 70: 288-298.
5. Jiangjin Z. H. O. U., et al. Deep learning-based skull reconstruction and aberration correction method for transcranial ultrasound plane-wave imaging. *ACTA ACUSTICA*. 2024. 49: 381-391.
6. Shen F., et al. An efficient method for transcranial ultrasound focus correction based on the coupling of boundary integrals and finite elements. *Ultrasonics*. 2024; 137: 107181. DOI: 10.1016/j.ultras.2023.107181
7. Zhou J., et al. Transcranial ultrafast ultrasound Doppler imaging: A phantom study. *Ultrasonics*. 2024; 144: 107430. DOI: 10.1016/j.ultras.2024.107430
8. Daniel M., et al. Multifrequency transcranial ultrasound holography with acoustic lenses. *Physical Review Applied*. 2024; 21: 014011. DOI: 10.1103/PhysRevApplied.21.014011
9. 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. *Z Med Phys*. 2023. 33(3):267-291. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2023.01.003>
10. Leonov D., Kulberg N., Yakovleva T. Aberration correction by polynomial approximation for synthetic aperture ultrasound imaging. *Med Phys*. 2024; 51(5):3292-2208. <https://doi.org/10.1002/mp.17078>
11. Leonov D., Kulberg N., Yakovleva T., et al. Innovative aberration correction in ultrasound diagnostics with direct phase estimation for enhanced image quality. *Phys Eng Sci Med*. 2024; 46:1765–1778. <https://doi.org/10.1007/s13246-023-01338-0>
12. Leonov D., Kulberg N., Yakovleva T., Solovyova P. Approach to Detecting Aberrations in Transcranial Ultrasound Imaging. *Acoust Phys*. 2023;68:175–186. <https://doi.org/10.1134/S106377102202004X>
13. Osipov L., Kulberg N., Skosyrev S., Leonov D., Grigorev G., Vladzimirskiy A., Morozov S. Transcranial Beam Steering with Aberration Correction. *Biomedical Engineering*. 2021;54:438–442. <https://doi.org/10.1007/s10527-021-10057-3>
14. Leonov D., Kulberg N., Morozov S., Vladzimirsky A., Gromov A.. Diagnostic mode detecting solid mineral inclusions in medical ultrasound imaging. *Acoustical Physics*. 2018;64(5): 624-636. <https://doi.org/10.1134/S1063771018050068>
15. Leonov D., Nasibullina A., Grebennikova V. et al. Design and evaluation of an anthropomorphic neck phantom for improved ultrasound diagnostics of thyroid gland tumors. *Int J CARS*. 2024;19:1637–1645. <https://doi.org/10.1007/s11548-024-03130-1>