

УДК 534

ЭХО-ИМПУЛЬСНАЯ УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ В ПРИМЕНЕНИИ К ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ СТРУКТУР ГОЛОВНОГО МОЗГА

© 2018 г. Д. А. Сухоручкин¹, П. В. Юлдашев¹, С. А. Цысарь¹, В. А. Хохлова¹,
В. Д. Свет², О. А. Сапожников¹

¹Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва

²АО «Акустический институт имени академика Н.Н. Андреева», Москва

E-mail: vera@acs366.phys.msu.ru

Приводятся результаты компьютерного моделирования распространения акустических импульсов в неоднородной среде, имитирующей голову человека в двумерной и трехмерной геометрии. В трехмерном эксперименте черепная кость представлялась в виде жидкого слоя со скоростью звука, соответствующей скорости продольных волн в кости. В двумерном эксперименте учитывались как продольные, так и поперечные волны. На основе полученных в ходе численного эксперимента данных исследовалась возможность получения ультразвукового изображения точечных рассеивателей с использованием компенсации aberrаций, вносимых костями черепа. Показано, что даже простая коррекция времени задержки вдоль прямых лучей приводит к существенному улучшению качества ультразвукового изображения через неоднородный по толщине твердотельный слой.

DOI: 10.7868/S0367676518050113

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковая диагностика на протяжении многих лет остается самым доступным и безопасным для пациента методом исследования внутренних органов организма. Ультразвуковые (УЗ) исследования позволяют обнаруживать различные патологии, опухоли и инородные тела. Одной из важных современных задач в этой области является разработка методов ультразвуковой диагностики внутренних структур головного мозга через неповрежденные кости черепа. Здесь возможности УЗИ головного мозга сильно ограничены вследствие сильных aberrаций, вносимых костями черепа. Физически это связано в первую очередь с высокой скоростью звука в костях и их рельефом с существенными вариациями по толщине. В результате рефракционных искажений структура пучка значительно искажается, что приводит как к уменьшению пространственного разрешения, так и к падению уровня сигнала. Существенное ослабление ультразвукового сигнала происходит также и из-за высокого поглощения в кости на мегагерцевых частотах, и из-за большой разности акустических импедансов костной и мягких тканей.

Поэтому в настоящее время ультразвуковые исследования приходится проводить только через так называемые акустические окна прозрачности, в результате чего уменьшается точность исследования и возникают «мертвые зоны», недоступные для ультразвука. Таким образом, традиционные приборы УЗИ, используемые исключительно для визуализации мягких тканей, непригодны для таких исследований. Для улучшения качества УЗИ головного мозга необходимо разрабатывать новые методы, подходящие для транскраниальной диагностики, с учетом обозначенных выше физических эффектов.

Немаловажно отметить, что помимо УЗ-технологий современная медицина использует высокоинформативные методы диагностики головного мозга, такие как магниторезонансная и компьютерная томография и другие, но все они, помимо несомненных достоинств, имеют ряд существенных недостатков, таких как ограниченность временного разрешения или даже невозможность получения динамической картины. В связи с этим существует потребность в более совершенном инструменте диагностического исследования, которым в будущем может стать УЗИ головного мозга, проводимого через черепную кость.

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

Для изучения возможности проведения транскраниального УЗИ головного мозга в данной работе использовался численный эксперимент, к которому часто обращаются при необходимости рассмотрения задач рассеяния ультразвуковых волн в неоднородной среде. Для наиболее близкого соответствия физической модели реальности задачу необходимо рассматривать в трехмерной геометрии, а черепную кость представлять в виде неоднородного по толщине твердотельного слоя с учетом возможности распространения сдвиговых волн. В совокупности эти факторы делают задачу изучения распространения и рассеяния УЗ-импульса в такой модели достаточно сложной, так как требуются большие вычислительные мощности. Поэтому в данной работе поставленная задача рассматривалась с использованием двух разных моделей, включающих некоторые упрощающие предположения.

ДВУМЕРНЫЙ ЧИСЛЕННЫЙ ЭКСПЕРИМЕНТ

В первом случае численный эксперимент по распространению акустического импульса от многоэлементного ультразвукового датчика в неоднородной среде, состоящей из кости черепа и мягкой ткани головного мозга, проводился в двумерном приближении. Такое упрощение позволяет анализировать процесс ультразвуковой визуализации с учетом возбуждения в черепной кости продольной и поперечной волн даже на персональном компьютере.

При моделировании кость рассматривалась как неоднородный по толщине твердотельный слой из однородного изотропного материала, а окружающая его среда считалась жидкостью (рис. 1). Акустические параметры модели кости выбирались в соответствии с табличными значениями: плотность $\rho = 1900 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$, скорость продольных волн $c_l = 2400 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$, скорость сдвиговых волн $c_t = 1500 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ [1, 2]. Внешняя поверхность кости, т.е. поверхность, обращенная к излучателю, выбиралась плоской, а внутренняя содержала неровности. Средняя толщина кости составляла $l = 7.9 \text{ мм}$, вариации толщины доходили до $\Delta l = 3.5 \text{ мм}$.

Визуализируемая неоднородность была выбрана в виде однородного круглого объекта небольшого размера (диаметром 3 мм), расположенного на расстоянии 40 мм от внешней поверхности черепной кости. Значения акустических параметров неоднородности в численной модели составили $1300 \text{ кг} \cdot \text{м}^{-3}$ для плотности и $1950 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ для

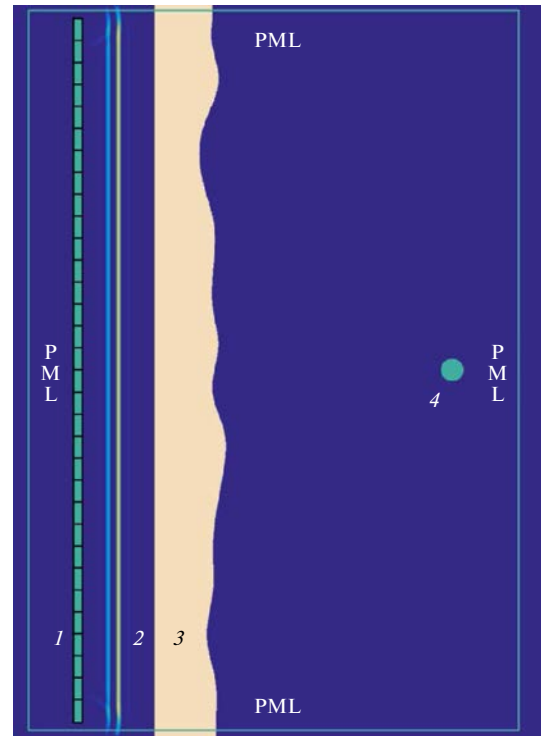


Рис. 1. Схема двумерного численного эксперимента: 1 – многоэлементный плоский УЗ-датчик, 2 – падающая волна, 3 – черепная кость, 4 – рассеиватель в виде однородного круглого объекта с высоким акустическим контрастом.

скорости звука. Отметим, что плотность и скорость звука реальных неоднородностей в тканях мозга лишь на несколько процентов отличается от скорости и плотности звука для воды. Таким образом, акустический контраст неоднородностей в численной модели был намеренно сделан выше с целью увеличения амплитуды отраженного сигнала и обеспечения его уверенного детектирования на фоне множества переотражений от костного слоя.

Падающее поле представляло собой плоскую волну с профилем в виде радиоимпульса с центральной частотой $f = 1 \text{ МГц}$ и гипергауссовской огибающей. Длительность импульса по уровню сигнала e^{-1} от максимума составляла 0.6 мкс. Такой импульс соответствует диапазону частот, используемых при медицинской ультразвуковой диагностике [3]. Падающее поле в виде плоской волны соответствует ситуации, когда многоэлементный УЗ-датчик производит излучение одновременно всеми элементами.

Система уравнений линейной акустики для неоднородной упругой среды решалась методом конечных разностей на смещенных сетках [4, 5] с использованием численной схемы второго порядка точности по времени и по пространственным координатам. Для эффективного устранения паразитных отражений волны от границ области

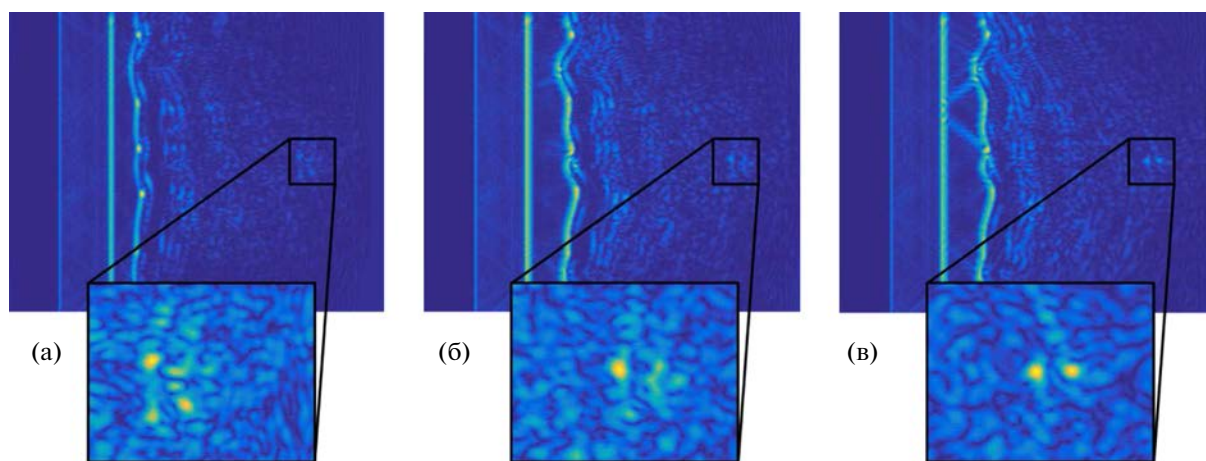


Рис. 2. Яростная картина исследуемой области, полученная без учета наличия костного слоя (а), с учетом его наличия при расчете задержки вдоль прямых лучей (б) и вдоль лучей, трассированных с учетом рефракции (в).

расчета использовался идеально согласованный слой (CFS MZT-PML) [6], ширина которого по горизонтальным сторонам была задана равной 20 шагам (1.48 мм), а по вертикальным сторонам – 40 шагам (2.96 мм).

В результате численного моделирования были получены эхо-сигналы от описанной области, регистрируемые виртуальным 128-элементным УЗ-датчиком. Сигналы использовались для построения УЗ-изображений исследуемой области на основе стандартного алгоритма Delay-and-Sum (DAS) и его модификаций [7]. В самом простом варианте алгоритма предполагалось, что область распространения заполнена водой, и время задержки сигнала от рассеивателя до приемных элементов рассчитывалось вдоль прямых лучей. В двух других вариантах учитывалось наличие черепной кости в исследуемой области. В одном из них задержка вычислялась вдоль прямых лучей, т.е. не учитывалась рефракция, а в другом траектория лучей вычислялась исходя из принципа Ферма, который требует большего количества численных операций, но одновременно является более эффективным с точки зрения компенсации искажений. Использование двух упомянутых методов вычисления задержки предполагает, что расположение, форма и толщина черепной кости являются известными. Это предположение оправдано, так как достаточно один раз провести сканирование черепа головного мозга человека, например, с помощью компьютерной томографии (КТ), чтобы знать его параметры.

Рассмотрим УЗ-изображения исследуемой области, полученные тремя разными способами. На первом изображении (рис. 2а) видно, что пространственное разрешение первого подхода позволяет только приблизительно детектировать расположение неоднородности. Использование второго

подхода позволяет улучшить УЗ-изображение исследуемой области (рис. 2б) так, что удастся точно детектировать положение передней границы неоднородности. По третьему изображению удастся с высокой точностью установить положения передней и задней границ неоднородности, что не позволяло сделать второй подход. Возможность диагностировать точное положение неоднородности говорит о значительном повышении пространственного разрешения с помощью предложенных выше алгоритмов для вычисления времени распространения импульса УЗ-волны в неоднородной среде типа череп–вода.

ТРЕХМЕРНЫЙ ЧИСЛЕННЫЙ ЭКСПЕРИМЕНТ

Описанный выше численный эксперимент в двумерной постановке показал хорошие результаты по возможности локализации рассеивателей при УЗ-визуализации через черепную кость. Однако двумерное приближение может оказаться слишком грубым упрощением задачи, так как в реальной трехмерной ситуации эффекты рефракции могут проявляться сильнее. Кроме того, при трехмерной постановке задачи прием сигнала может осуществляться двумерными антенными решетками, что дает возможность более эффективной компенсации аберраций по сравнению со случаем использования одномерных решеток. Для проверки этих предположений был поставлен трехмерный численный эксперимент (рис. 3), но с тем упрощением, что в модели черепной кости не учитывались сдвиговые волны, распространяющиеся в реальной кости.

Моделирование распространения плоского акустического импульса с такими же параметрами,

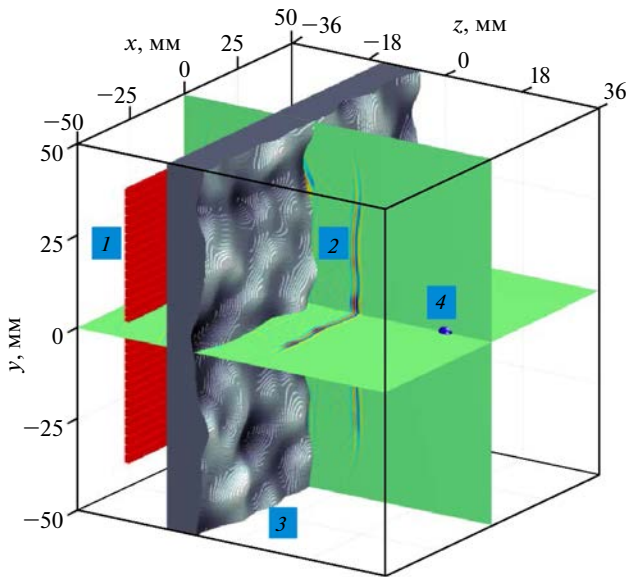


Рис. 3. Схема трехмерного численного эксперимента: 1 – многоэлементный плоский двумерный УЗ-датчик, 2 – прошедшая сквозь кость волна, 3 – черепная кость, 4 – рассеиватель в виде однородного сферического объекта с высоким акустическим контрастом.

что и в двумерном эксперименте, проводилось в области размером $100 \times 100 \times 72$ мм с использованием метода *K-space* для решения системы уравнений линейной акустики в неоднородной среде [8].

Акустические параметры модели кости выбирались в соответствии с табличными значениями, описанными в первом численном эксперименте. Внешняя поверхность кости, аналогично первому эксперименту, задавалась плоской, а внутренняя поверхность содержала неровности. Средняя толщина кости составляла $l = 8$ мм, а вариация толщины $\Delta l = 4$ мм, что соответствует

аналогичным параметрам для двумерного численного эксперимента.

Визуализируемая неоднородность – однородный шар диаметром 3 мм, расположенный на расстоянии 40 мм от внешней поверхности черепной кости, акустические параметры которого также были выбраны равными значениям из численного эксперимента в двумерном приближении.

В ходе моделирования с помощью двумерной многоэлементной УЗ-решетки квадратной формы размером 112×112 элементов проводили запись эхо-сигналов от исследуемой области. Как и в первом эксперименте, для получения УЗ-изображений использовался алгоритм Delay-and-Sum (DAS) [7], время задержки для которого рассчитывали двумя разными подходами. В первом случае предполагалось, что область однородна и заполнена водой, т.е. изображение строилось без поправки на наличие черепной кости в области распространения диагностического импульса. В другом случае учитывалось наличие черепной кости в исследуемой области и предполагалось прямолинейное распространение импульса в среде. Модификация алгоритма Delay-and-Sum с учетом рефракции на неровностях костного слоя, которая применялась в двумерном численном эксперименте, в данном случае не использовалась в силу высокой сложности реализации для трехмерного случая. Для уменьшения шумового сигнала на УЗ-изображении вводилось ограничение апертуры приема на поверхности двумерной приемной решетки. Это достигалось тем, что суммирование эхо-импульсов для построения изображения рассеивателя, находящегося в точке с координатами (x_s, y_s, z_s) , проводилось только для тех элементов приемной антенны, которые попадали в основание кругового конуса с радиусом $a = \frac{z_s - z_r}{2F_{\#}}$, где z_r – координата

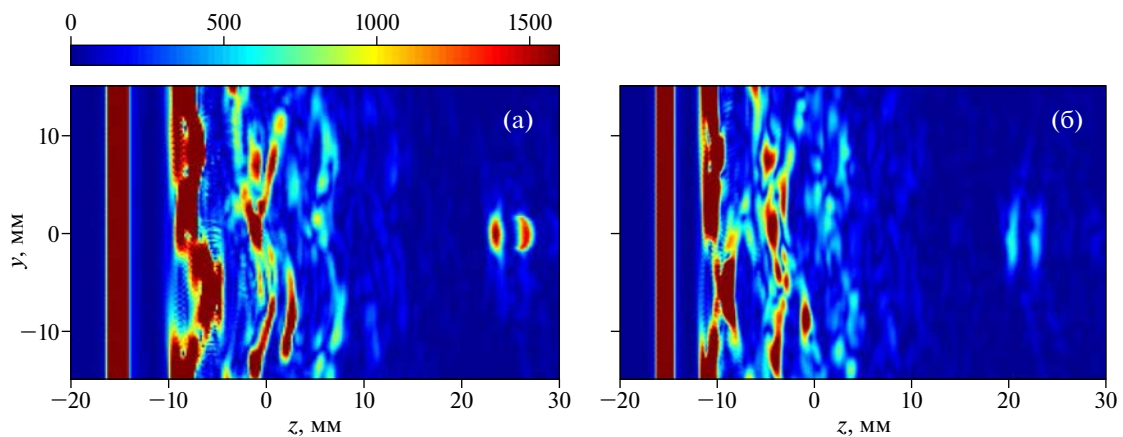


Рис. 4. Яркостная картина исследуемой области, полученная с учетом наличия костного слоя при расчете задержки вдоль прямых лучей (а) и без учета наличия костного слоя (б).

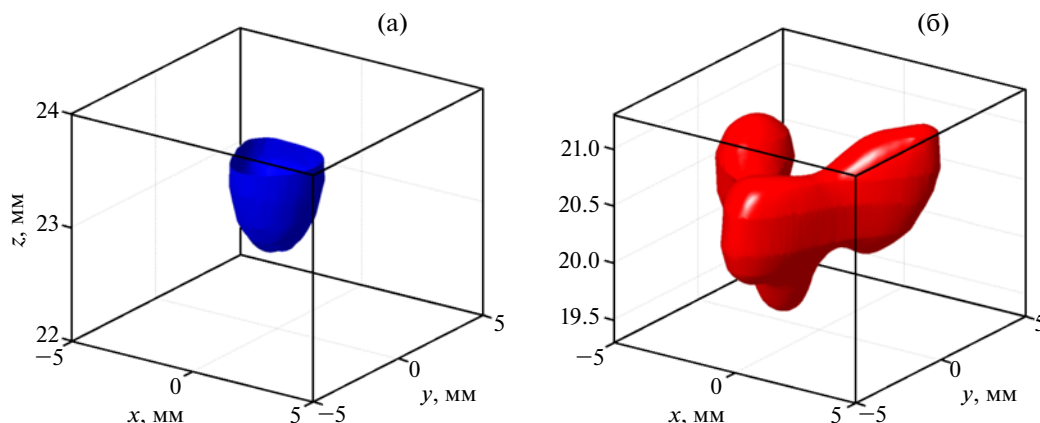


Рис. 5. Объемные изоповерхности яркостной картины по половинному уровню от максимального вблизи рассеивателя, полученные с учетом наличия костного слоя при расчете задержки вдоль прямых лучей (а) и без учета наличия костного слоя (б).

плоскости приемной антенны, а $F_{\#}$ – некоторый заданный тангенс полного угла раскрыва конуса.

В качестве результатов представлены два УЗ-изображения исследуемой области, полученные с учетом наличия кости (рис. 4а) и без учета кости (рис. 4б), а также изоповерхности трехмерного изображения неоднородности по половинному уровню сигнала от максимального для этих случаев (рис. 5).

При сравнении УЗ-изображений исследуемой области, полученных с коррекцией и без нее, видно, что в результате применения коррекции пространственное разрешение увеличивается в два раза, и также в два раза возрастает уровень сигнала от неоднородности. При изучении изоповерхности трехмерного изображения неоднородности видно, что изображение неоднородности, полученное без коррекции, имеет размазанную структуру с несколькими локальными максимумами, а изображение неоднородности, полученное с учетом коррекции, имеет более регулярную, округлую форму. В совокупности эти факторы позволяют утверждать, что предложенный алгоритм по применению коррекции из-за наличия черепной кости в среде существенно улучшает детектирование положения исследуемой неоднородности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, в данной работе были проделаны первые шаги по численному изучению возможности УЗ-визуализации структур головного мозга через кости черепа. В первую очередь исследовалась возможность компенсации aberrаций в изображении, вносимых рефракцией на неровностях внутренней стороны черепа.

Для этого были поставлены два схожих численных эксперимента с одинаковыми характеристиками исследуемой области и диагностического импульса

с тем отличием, что в первом эксперименте использовалось двумерное приближение и кость была представлена однородным изотропным твердым слоем, а второй эксперимент был реализован в трехмерной геометрии, но черепная кость была представлена в виде жидкого слоя, т.е. в ней не учитывались сдвиговые волны, присущие твердым телам. В обоих экспериментах было получено изображение акустической контрастной неоднородности, что говорит о возможности проведения в будущем транскраниального УЗИ головного мозга. Показано, что алгоритм учета наличия кости даже в предположении прямолинейного распространения диагностического импульса позволяет существенно улучшить пространственное разрешение.

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-02-00261-а.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *White P.J., Clement G.T., Hynynen K.* // *Ultrasound in medicine & biology.* 2006. V. 32. № 7. P. 1085.
2. *Fry F.J., Barger J.E.* // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1978. V. 63. № 5. P. 1576.
3. *Осипов Л.В.* Ультразвуковые диагностические приборы: практическое руководство для пользователей. М.: Видар, 1999. 256 с.
4. *Sapozhnikov O.A., Maxwell A.D., MacConaghy B., Bailey M.R.* // *J. Acoust. Soc. Am.* 2007. V. 112. № 2. P. 1190.
5. *Vireux J.* // *Geophysics.* 1986. V. 51. P. 889.
6. *Shi R., Wang S., Zhao J.* // *J. Geophysics and Engineering.* 2012. V. 9. № 2. P. 218.
7. *Thomenius K.E.* // *IEEE.* 1996. V. 2. P. 1615.
8. *Mast T.D., Souriau L.P., Liu D.-L.D. et al.* // *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* 2001. V. 48. № 2. P. 341.