

Ультразвуковая визуализация малых рассеивателей через неоднородный по толщине твердотельный слой

Д. А. Сухоручкин,^{*} С. А. Цысарь,[†] О. А. Сапожников[‡]

*Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра акустики
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2*

(Статья поступила 10.07.2017; Подписана в печать 13.09.2017)

Задача ультразвуковой визуализации структур головного мозга значительно осложняется присутствием черепа, который приводит к сильным абберациям и ослаблению проходящих сквозь него акустических волн. Причиной тому является заметное различие скоростей звука и акустических импедансов черепной кости и мягких тканей, а также неоднородность черепа по толщине. В настоящей работе в двумерном приближении построена теоретическая модель для описания распространения акустических волн в неоднородной среде, в том числе при наличии твердотельных включений типа черепной кости. На основе полученных данных в ходе численного эксперимента проанализирована возможность получения ультразвукового изображения мягких тканей головного мозга через неоднородный по толщине твердотельный слой в применении к транскраниальной диагностике структур мозга.

PACS: 43.20.+g УДК:534.7

Ключевые слова: ультразвуковая визуализация, численный эксперимент, идеально согласованный слой, двумерное приближение, череп, мозг.

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковые исследования (УЗИ) занимают особую роль среди методов медицинской интроскопии внутренних органов. Они основаны на эффекте частичного рассеяния ультразвуковых волн на неоднородностях тканей. Визуализация основана на эхоимпульсном принципе и компьютерном преобразовании рассеянных сигналов в изображение на экране. Традиционные приборы УЗИ пригодны для визуализации лишь мягких биологических тканей. Акустические свойства этих тканей таковы, что ультразвук распространяется в них на расстояния в десятки и сотни длин волн почти как в однородной среде, испытывая относительно слабое затухание и мало подвергаясь влиянию рефракции. К сожалению, такие удачные для проведения УЗИ условия выполняются не для всех частей человеческого организма. В частности, исследование структур человеческого мозга оказывается затрудненным и во многом даже невозможным из-за того, что череп является сильным акустическим препятствием: кости черепа, во-первых, заметно отличаются от тканей мозга по акустическому импедансу и поэтому эффективно отражают ультразвук; во-вторых, из-за своей неоднородной структуры они приводят к эффективному затуханию акустических волн; в-третьих, из-за повышенной скорости звука и наличия неровностей поверхности после прохождения ультразвуком черепа возникает рефракция, приводящая к сильным абберациям. Данная статья посвящена анализу возможно-

сти получения ультразвукового изображения мягких тканей головного мозга через неоднородный по толщине твердотельный слой в двумерном приближении в применении к транскраниальной диагностике структур мозга.

1. МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВОЛНЫ В НЕОДНОРОДНОЙ СРЕДЕ

В настоящей работе соответствующие акустические процессы исследуются методом конечных разностей на смещенных сетках. Исследование проводится в двумерном приближении, которое позволяет анализировать на персональном компьютере процесс ультразвуковой визуализации с учётом возбуждения в черепной кости разных типов волн. При моделировании кость рассматривается как неоднородный по толщине твердотельный слой из однородного изотропного материала, а окружающая его среда считается жидкостью. Визуализируемая неоднородность выбрана в виде однородных круглых объектов малого размера (диаметром 1 мм) с акустическими параметрами, соответствующими мягкой ткани. Падающая волна представляется в виде импульсной плоской волны, что является хорошим приближением для ситуации, когда многоэлементный ультразвуковой датчик производит излучение одновременно всеми элементами. Для устранения паразитных отражений волны от границ области расчёта введён идеально согласованный слой (CFS-PML). Вычисления проводили в среде C++.

^{*}E-mail: da.sukhoruchkin@physics.msu.ru

[†]E-mail: sergey@acs366.phys.msu.ru

[‡]E-mail: oleg@acs366.phys.msu.ru

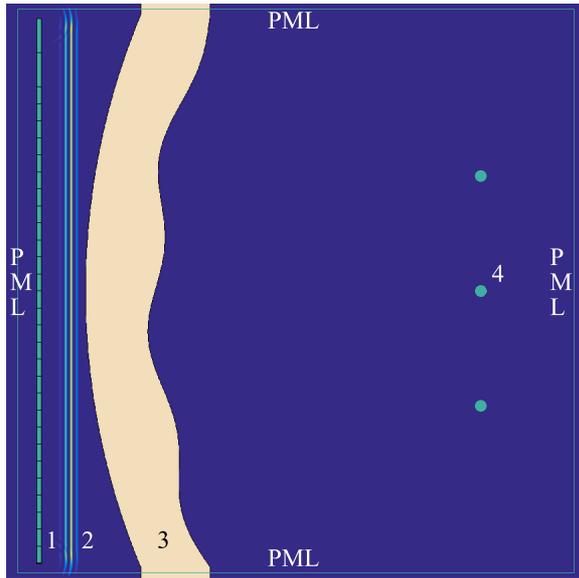


Рис. 1: Схема численного эксперимента. 1 — УЗ датчик, 2 — падающая волна, 3 — черепная кость, 4 — рассеиватель в виде кружка из мягкой ткани

2. КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА СРЕДЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

В качестве черепной кости было взято однородное изотропное твердое тело со схожими акустическими характеристиками: плотность $\rho = 1900 \text{ кг/м}^3$, скорость продольных и поперечных волн соответственно $c_l = 2820 \text{ м/с}$, $c_t = 1500 \text{ м/с}$ [1, 2]. Геометрические параметры были выбраны в соответствии с найденными значениями среднего радиуса кривизны черепной кости $\kappa = 6.3 \text{ см}$, средней ее толщиной $l = 0.6 \text{ см}$ [3] и неоднородностью по толщине $\Delta l = 0.072 \text{ см}$. Акустические характеристики мягкой ткани: плотность $\rho = 1030 \text{ кг/м}^3$, скорость продольных волн $c_l = 1550 \text{ м/с}$ [4]. Окружающей среде, являющейся жидкостью, были приданы характеристики воды: плотность $\rho = 1000 \text{ кг/м}^3$, скорость продольных волн $c_l = 1480 \text{ м/с}$.

3. БАЗОВЫЕ УРАВНЕНИЯ

Система уравнений для расчета поля представляет собой уравнения движения (2-й закон Ньютона) и за-

кон Гука, связывающий линейным образом механические напряжения и деформации [5]:

$$\begin{cases} \rho \frac{\partial V_i}{\partial t} = \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + \rho f_i, \\ \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial t} = a_{ijkl} \frac{\partial V_k}{\partial x_l}, \end{cases} \quad (1)$$

где ρ — плотность, V_i — декартовы компоненты скорости, σ_{ij} — тензор напряжений, a_{ijkl} — тензор упругих модулей, f_i — декартовы компоненты объемной силы и x_i — декартовы пространственные координаты.

4. КОНЕЧНО-РАЗНОСТНЫЙ АЛГОРИТМ

Расчет распространения акустического импульса с исходно гауссовой огибающей производился методом конечных разностей для уравнений 1-ого порядка на смещенных сетках [6]. Способ его применения проиллюстрируем на примере вычисления диагональной компоненты тензора напряжения σ_{xx} на новом временном слое.

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial t} &= (\lambda + 2\mu) \frac{\partial V_x}{\partial x} + \lambda \frac{\partial V_y}{\partial y} \rightarrow \\ &\rightarrow \frac{\sigma_{xx}^{n+1}(i, j) - \sigma_{xx}^n(i, j)}{\Delta t} = \\ &= (\lambda + 2\mu) \frac{V_x^{n+\frac{1}{2}}(i, j + \frac{1}{2}) - V_x^{n+\frac{1}{2}}(i, j - \frac{1}{2})}{\Delta x} + \\ &+ \lambda \frac{V_y^{n+\frac{1}{2}}(i + \frac{1}{2}, j) - V_y^{n+\frac{1}{2}}(i - \frac{1}{2}, j)}{\Delta y}, \end{aligned}$$

где λ и μ — параметры Ламе.

В области идеально согласованного слоя уравнения (1) модифицировались: использовалась замена производной по пространственным координатам $\frac{\partial}{\partial x_i} \rightarrow \frac{1}{s_i} \frac{\partial}{\partial x_i}$, где $s_i(x_i, \omega) = \kappa_i(x_i) + \frac{d_i(x_i)}{\alpha_i(x_i) + i\omega}$, а масштабные множители выбирались в соответствии с работой [7]. С учетом этого получим систему уравнений для расчета σ_{xx} на новом временном слое:

$$\begin{cases} \Psi_{V_x, x}^{n+1}(i, j) = b_x \Psi_{V_x, x}^n(i, j) + \frac{1}{\kappa_x} \frac{V_x^{n+\frac{1}{2}}(i, j + \frac{1}{2}) - V_x^{n+\frac{1}{2}}(i, j - \frac{1}{2})}{\Delta x}, \\ \Psi_{V_y, y}^{n+1}(i, j) = b_y \Psi_{V_y, y}^n(i, j) + \frac{1}{\kappa_y} \frac{V_y^{n+\frac{1}{2}}(i + \frac{1}{2}, j) - V_y^{n+\frac{1}{2}}(i - \frac{1}{2}, j)}{\Delta y}, \\ \frac{\sigma_{xx}^{n+1} - \sigma_{xx}^n}{\Delta t} = (\lambda + 2\mu) \left(\Psi_{V_x, x}^{n+1} - a_x \Psi_{V_x, x}^n \right) + \lambda \left(\Psi_{V_y, y}^{n+1} - a_y \Psi_{V_y, y}^n \right), \end{cases}$$

где $\Psi_{V_x, x}^{n+1}$ и $\Psi_{V_y, y}^{n+1}$ — вспомогательные функции, a_x и b_x — параметры, зависящие от $d_x(x)$, $\alpha_x(x)$ и $\kappa_x(x)$ в соответствии с работой [7].

5. РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

В ходе численного эксперимента в квадратной области с размерами в 5×5 см исследовано распространение акустического импульса в заданной среде и рассчитаны значения давления на элементах виртуального датчика для дальнейшей работы по восстановлению области.

В поставленном эксперименте использовался импульс в виде плоской волны с длиной волны $\lambda = 0.493$ мм. Для устранения ухудшения формы волны в процессе вычислений вследствие диссипации и дисперсии шаг по пространственной координате брался равным 5% от длины волны исходного импульса. Ширина идеально согласованного слоя по горизонтальным сторонам была задана равной 20 шагам, что составило 0.493 мм, а по вертикальным сторонам — 40 шагам (0.986 мм), что позволило эффективно уничтожать паразитные отражения от границы области.

6. УЛЬТРАЗВУКОВОЕ ВОССТАНОВЛЕНИЕ ИСХОДНОЙ ОБЛАСТИ

В ходе моделирования распространения ультразвукового импульса в среде, описанной выше, с помощью виртуального 128 элементного УЗ датчика регистрировался эхо-сигнал, по которому можно восстановить изображение исходной области. С учетом размеров области моделирования ширина элемента была выбранной равной 0.37 мм, что является близким значением к длине волны в ультразвуковом импульсе; элемент такой ширины должен хорошо принимать сигнал в эксперименте [8]. Сигнал на каждом элементе вычислялся путем усреднения акустического давления по всей длине второго.

7. ЧИСЛЕННЫЙ АЛГОРИТМ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ИСХОДНОЙ ОБЛАСТИ

Для восстановления области использовался способ суммирования сигналов по всем элементам датчика с учетом задержки для каждой точки исходной области, применяемый в В-режиме ультразвукового исследования. Ультразвуковое изображение является дискретной областью с 2027 ячейками по горизонтальной оси и с 1920 ячейками по вертикальной оси. Для получения итоговой яркостной картины исходной области использовался алгоритм быстрого Фурье-преобразования для выделения огибающей по каждой горизонтальной линии.

В ходе работы производилось качественное сравнение ультразвуковых изображений области, полученных с учетом наличия кости и без ее учета. Чтобы проанализировать вклад кости в характер распространения плоской волны, было принято предположение о том, что расположение, форма и толщина черепной кости являются известными. Для этого случая был разработан алгоритм решения экстремальной задачи для нахождения пути распространения акустической волны в геометрическом приближении, основанный на определении акустического луча с наименьшим временем распространения волны. В основу алгоритма был взят метод золотого сечения для нахождения минимума функции одной и двух действительных переменных, который имеет преимущество над другими методами благодаря применимости к недифференцируемым функциям и абсолютной сходимостью [9].

8. РЕЗУЛЬТАТЫ

В качестве результатов представлены УЗ изображения трех круглых рассеивателей из мягкой ткани в случае, когда в области нет кости, когда кость присутствует, но ее не учитывают при построении изображения и с ее учетом.

Положения рассеивателей в области без черепной кости диагностируется достаточно точно, но при добавлении кости пространственное разрешение ухудшается настолько, что становится невозможно детектировать даже приблизительное положение рассеивателей. Использование разработанного алгоритма, учитывающего наличие черепной кости, не позволяет улучшить разрешение настолько, чтобы появилась возможность установить приблизительное положение всех трех рассеивателей.

Отрицательный результат связан с сильным отражением волны от черепной кости, искривлением и неоднородностью распределения амплитуды фронта импульса плоской волны, сильными переотражениями волн в кости, которые порождают яркие области слева и создают шум по всей области, а также слабым отражением от рассеивателя в силу близости акустических импедансов воды и мягкой ткани головного мозга.

Если первые три фактора можно считать фундаментальными, то последний в качестве эксперимента можно искусственно ослабить, чтобы показать теоретическую возможность транскраниальной диагностики. Для этого в качестве рассеивателей было рассмотрено более плотное вещество, но с такой же скоростью продольных волн, чтобы увеличить акустический импеданс рассеивателей, а, следовательно, и коэффициент отражения от них.

В случае более плотного (в три раза) вещества в отличие от мягкой ткани головного мозга человека на УЗ изображении, построенном без учета наличия кости черепа в среде, в области у рассеивателей видны размытые пятна, обозначающие их примерное ме-

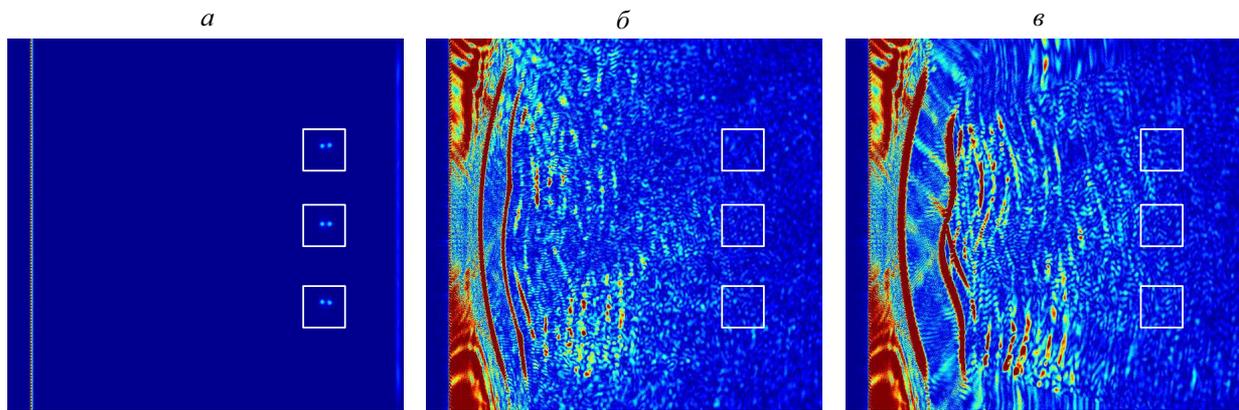


Рис. 2: Ярковая картина с мягкой тканью в качестве рассеивателей *а* — в области без кости и в области с костью, рассчитанная *б* — без учета наличия кости и *в* — с ее учетом

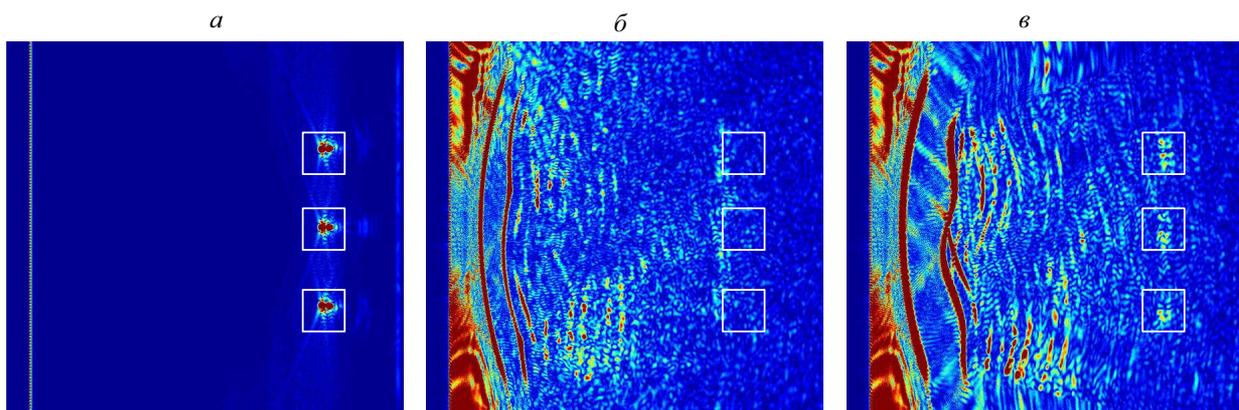


Рис. 3: Ярковая картина с более плотным веществом в качестве рассеивателя *а* — в области без кости и в области с костью, рассчитанная *б* — без учета наличия кости и *в* — с ее учетом

стоположение (рис. 3,б). При учете кости при восстановлении исходной области удается достаточно точно распознать положение каждого из трех рассеивателей (рис. 3,в), что говорит о значительном повышении пространственного разрешения с помощью предложенного выше алгоритма вычисления времени распространения импульса УЗ волны в неоднородной среде типа череп-вода.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной статье представлены результаты численного эксперимента по эхо-импульсной ультразвуковой

визуализации через неоднородный по толщине твердотельный слой в двумерном приближении, полученные с помощью компьютерного моделирования распространения акустического импульса в неоднородной среде. Для формирования ультразвукового изображения с учетом рефракции в черепной кости был разработан алгоритм построения акустических лучей. Показано, что, несмотря на наличие кости, оказывается возможным получение ультразвукового изображения объектов миллиметрового размера.

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-02-00261, грантом РНФ № 17-12-10284 и грантом Президента РФ по программе поддержки ведущих научных школ № НШ-7062.2016.2.

[1] White P.J., Clement G. T., Hynynen K. *Ultrasound Med. & Biol.* 2006. **32**, N 7. P. 1085.
[2] Fry F.J., Barger J.E. *J. Acoust. Soc. Am.* 1978. **63**, N 5. P. 1576.
[3] Шадымов А. Б., Васькин П. А., Кривошапкин А. Л. Си-

бирский медицинский журнал. 2011. **26**, № 1. С. 68.
[4] Azhari H. *Basics of biomedical ultrasound for engineers.* John Wiley & Sons. Inc., New Jersey, 2010.
[5] Красильников В.А. *Введение в акустику.* М.: МГУ, 1992.

- [6] Sapozhnikov O.A. et al. J. Acoust. Soc. Am. 2007. **112**, N 2. P. 1190.
- [7] Shi R., Wang S., Zhao J. J. Geophys. Eng. 2012. **9**, N 2. P. 218.
- [8] Cleveland R. O., Sapozhnikov O.A. J. Acoust. Soc. Am. 2005. **118**, N 4, P. 2667.
- [9] Калиткин Н. Н. Численные методы. М.: Наука, 1978.

Ultrasound imaging of small scatterers through solid layer of a nonuniform thickness

D. A. Sukhoruchkin^a, S. A. Tsysar^b, O. A. Sapozhnikov^c

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

E-mail: ^ada.sukhoruchkin@physics.msu.ru, ^bsergey@acs366.phys.msu.ru, ^coleg@acs366.phys.msu.ru

The problem of ultrasound visualization of brain structures is greatly complicated by the presence of the skull, which leads to strong aberrations and attenuation of acoustic waves passing through it. The reason for this is a noticeable difference in sound velocities and acoustic impedances of cranial and soft tissues, as well as heterogeneity of the skull in thickness. In the present paper, in the two-dimensional approximation, a theoretical model is constructed for describing the propagation of acoustic waves in an inhomogeneous medium, including the presence of solid inclusions of the cranial type. On the basis of the obtained data, in the course of a numerical experiment, the possibility of obtaining an ultrasound image of the soft tissues of the brain through a non-uniform thickness solid layer in the application to transcranial diagnostics of brain structures has been analyzed.

PACS: 43.20.+g

Keywords: ultrasound imaging, numerical experiment, perfectly matched layer, two-dimensional approximation, skull, brain.

Received 10 July 2017.

Сведения об авторах

1. Сухоручкин Дмитрий Андреевич — студент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: da.sukhoruchkin@physics.msu.ru.
 2. Цысарь Сергей Алексеевич — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: sergey@acs366.phys.msu.ru.
 3. Сапожников Олег Анатольевич — доктор физ.-мат. наук, профессор; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: oleg@acs366.phys.msu.ru.
-