

Акустическое поле в неоднородных средах в виде костей черепа

Л. И. Гильфанова^{1,*}, С. А. Цысарь^{1,†}, П. В. Юлдашев¹, В. Д. Свет²¹Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет. Россия, 119991, г. Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2²Акустический институт имени академика Н. Н. Андреева, Россия, 117036, г. Москва, ул. Шверника, д. 4

Целью работы является разработка метода для расчёта структуры волновых полей в условиях неоднородной среды. Созданы образцы фантомов черепных костей и отработаны методики измерений их акустических параметров. Проведены принципиальные измерения профиля реальной кости черепа ультразвуковым методом.

PACS: 43.80.Vj УДК: 534.22, 534.231, 534.6.08

Ключевые слова: УЗ диагностика, череп, акустические фантомы кости.

Сегодня ультразвук активно используется во многих областях науки, техники и медицины. Широкий спектр применений ультразвука связан с его способностью проникать внутрь исследуемых объектов. На этом основан целый ряд методов ультразвуковой диагностики.

Целью работы является разработка метода для расчёта структуры волновых полей в условиях неоднородной среды. Практическая ценность метода обусловлена необходимостью расчёта полей в задаче визуализации структур головного мозга сквозь кости черепа, являющиеся рассматриваемыми неоднородностями [1]. Для возможности проведения численного анализа и модельного эксперимента необходимо иметь фантомы костей с известными акустическими параметрами: скоростью звука, скоростью сдвиговых волн, коэффициентом затухания и его частотной зависимостью. Однако для воспроизведения таких эффектов можно обойтись и без сложного фантома и, более того, можно сделать его однородным с некими усреднёнными параметрами плотности и скорости, которые можно легко варьировать. При этом рассеяние звука на внутренних неоднородностях кости можно симитировать дополнительными неровностями нижней границы кости с заданным пространственным масштабом, который также можно изменять, применяя соответствующую механическую обработку этой поверхности. Многочисленные исследования акустических параметров черепной костной ткани показывают, что она характеризуется очень широким диапазоном плотностей, скоростей продольных волн и коэффициентов поглощения [2].

В работе для создания фантомов кости черепа использовались модифицированная эпоксидная смола марки ЭД-20 из состава клея ЭДП (производство г. Дзержинск), отвердитель и порошок оксида алюминия. Плотность смолы составляет 1.2 г/см^3 , плотность оксида алюминия 4 г/см^3 . Для отверждения композиции применялся высококачественный отвердитель 961(ОП), который подходит для изготовления толстых

слоев (вплоть до 10 см) без типовых дефектов, присущих классическим отвердителям типа ПЭПА. Плотность отвердителя 1 г/см^3 . При изготовлении образцов сначала смешивались отвердитель и смола в постоянной пропорции 3:5 по массе, а затем добавлялся оксид алюминия для изменения коэффициента поглощения.

Для определения акустических параметров фантомов кости была создана экспериментальная установка, состоящая из излучателя и приемника, расположенных в резервуаре с дегазированной водой (рис. 1). Исследуемый образец помещался между преобразователями. В качестве излучающего и приемного преобразователей использовались плоские пьезокерамические датчики Panametrics NDT 5052 UA, диаметром 3.8 см, имеющие центральную частоту 1.0 МГц, и ширину рабочего диапазона частот 62% по уровню -6 дБ . Преобразователи были размещены соосно на расстоянии 9 см друг от друга. Зондирующий сигнал задавался в виде короткого импульса различной формы длительностью 1–2 мкс. Измерения проводились в воде при температуре $21 \text{ }^\circ\text{C}$.

Характерный вид зондирующих импульсов и соответствующих спектров на приёмном преобразователе показан на рис. 2. Сплошная линия соответствует прохождению сигнала в воде без образца, штриховая — в воде при наличии образца.

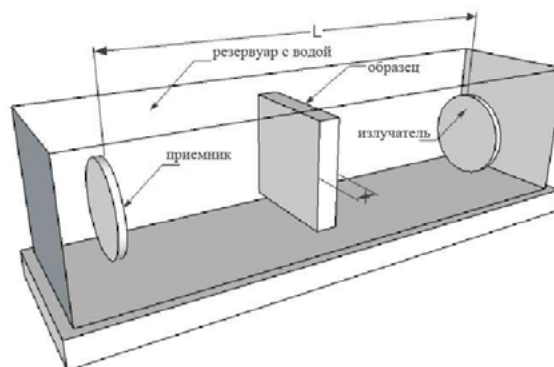


Рис. 1: Расположение излучателя, приемника и образца фантома кости.

*E-mail: allarepossible@gmail.com

†E-mail: sergey@acs366.phys.msu.ru

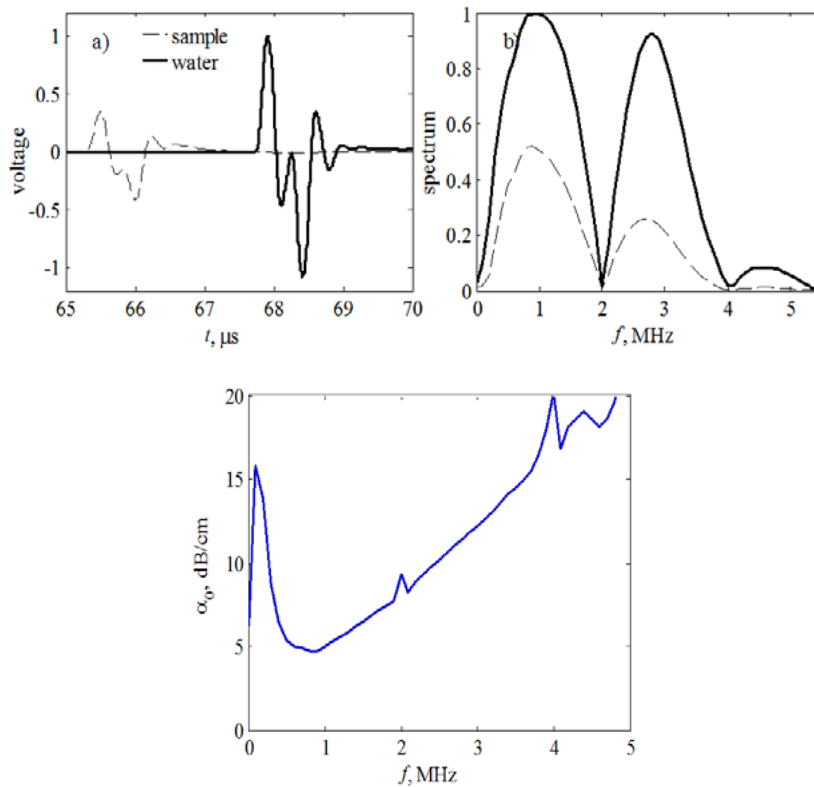


Рис. 2: Принимаемый сигнал в воде (сплошная линия) и при наличии фантома (штриховая линия) (а), соответствующие амплитуды спектров (б). Внизу синей линией показана частотная зависимость коэффициента поглощения, рассчитанная на основе приведенных сигналов.

Метод определения скорости звука в образце основан на измерении разности времен прихода зондирующего импульса в воде без образца t_0 и в воде при наличии плоскопараллельного образца t_1 . Скорость звука в этом случае определяется из соотношения [3]:

$$c_1 = \frac{c_0 l}{c_0(t_1 - t_0) + l}, \quad (1)$$

где l — толщина исследуемого образца, C_0 — скорость звука в воде (1485 м/с при 21 °С).

Коэффициент поглощения определялся путем сравнения спектров измеренных сигналов (рис. 2б). Расчетная формула представлена ниже:

$$\alpha(\omega) = -\frac{1}{l} \ln \left| \frac{V_1(\omega)}{V_0(\omega)} \frac{1}{T_{01} T_{10}} \right|, \quad (2)$$

здесь ω — круговая частота, $V_1(\omega)$ — амплитуда спектра сигнала при наличии образца, $V_0(\omega)$ — амплитуда спектра сигнала в воде, $T_{10} = 2Z_0/(Z_0 + Z_1)$, $T_{01} = 2Z_1/(Z_0 + Z_1)$ — коэффициенты прохождения из материала образца в воду и наоборот, $Z_0 = c_0 \rho_0$, $Z_1 = c_1 \rho_1$ — акустические импедансы воды и материала образца соответственно.

Полученная частотная зависимость коэффициента поглощения на основе приведённых сигналов показана на рис. 2в. Отметим, что в частотных областях, где

спектры сигналов близки к нулю, коэффициент поглощения определяется с существенной ошибкой и при аппроксимации такие области не учитываются.

Плотность образцов определялась методом гидростатического взвешивания. Согласно данному методу, масса образца измерялась один раз в воздухе (m_a) и один раз в воде (m_w). В результате становятся известными объем образца и его плотность:

$$\rho_1 = \frac{\rho_w}{1 - m_w/m_a}. \quad (3)$$

Здесь ρ_w — плотность воды, которая вычислялась согласно общепринятым формулам зависимости плотности воды от температуры. При температуре 20 °С плотность ρ_w составила 997.4 кг/м³.

Скорость поперечных волн c_t — важный акустический параметр, необходимый для расчета распространения акустических волн через кость с учетом частичного граничного преобразования в сдвиговые волны. Прямые измерения скорости поперечных волн представлялись невозможными ввиду отсутствия в распоряжении преобразователей сдвиговых волн. Чтобы обойти проблему прямого создания и регистрации сдвиговых волн, был использован метод, основанный на преобразовании продольных волн в сдвиговые на границе плоского фантома. Для этого образец поме-

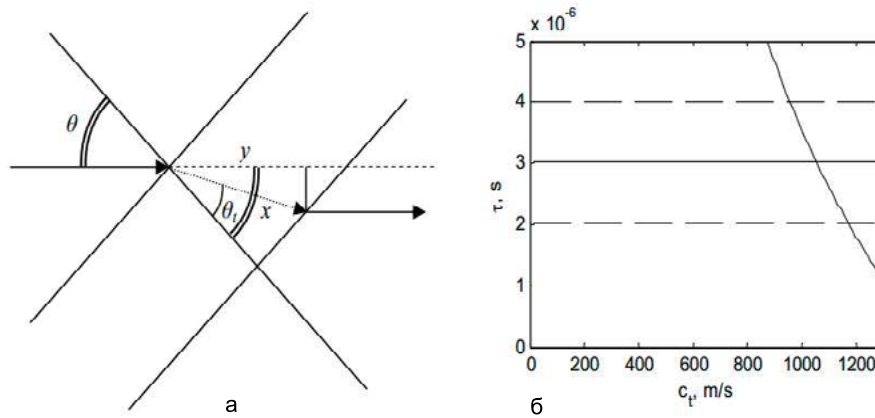


Рис. 3: Иллюстрация для расчета акустического пути и разницы для свободного луча и преломленного луча сдвиговой волны (а). Графическое решение уравнения (4) (сплошная) и горизонтальные линии границы ошибок (пунктирные линии) (б).

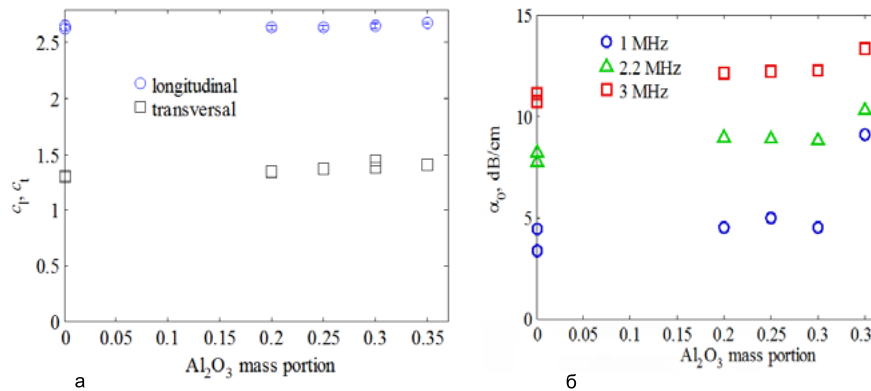


Рис. 4: Зависимости скоростей продольной и сдвиговой волн (а) и коэффициента поглощения на разных частотах (б) от состава измеряемого образца.

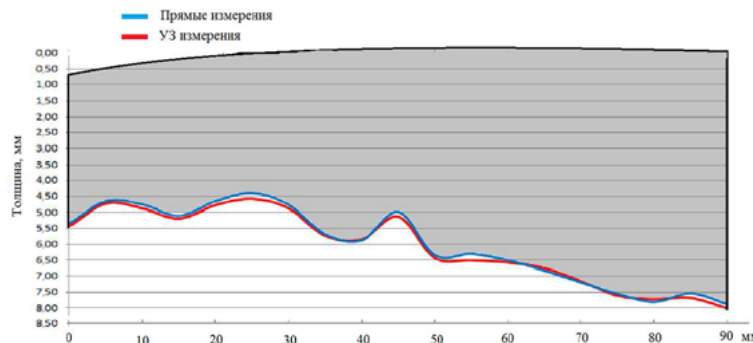


Рис. 5: Общий полиномиально аппроксимированный профиль части кости свода черепа, измеренный прямым и ультразвуковым методами. Длина участка кости — 90 мм, толщина изменяется от 4.5 мм до 8.2 мм.

щася под углом к акустическому пучку (рис. 3а). Регистрация проводилась в воде после того, как происходило обратное преобразование поперечных волн в продольные.

Для исследуемых образцов угол полного внутренне-

го отражения составил величину порядка 44°. При углах больше критического продольной волны в образце нет, и выходящая из образца волна есть обратно преобразованная сдвиговая волна. Чтобы найти скорость сдвиговых волн, необходимо знать общую раз-

ницу акустического времени пробега для импульса, прошедшего через пустое пространство τ_0 и прошедшего через образец с переходом к поперечной волне и вернувшегося обратно τ_1 . Обозначим эту величину как $\Delta\tau$. Из геометрических соображений нетрудно получить, что

$$\Delta\tau = \frac{l}{\cos\left(\arcsin\left(\frac{c_t \sin\theta_t}{c_0}\right)\right)} \times \left(\frac{1}{c_t} - \frac{\cos\left(\theta - \arcsin\left(\frac{c_t \sin\theta_t}{c_0}\right)\right)}{c_l}\right), \quad (4)$$

где x и y являются эффективными длинами пути в фантоме для импульса, прошедшего через пустое пространство и прошедшего через фантом с преобразованием в поперечную волну и обратно. Для данного уравнения невозможно получить явное выражение для c_t . Это уравнение может быть решено графически (рис. 3б).

На рис. 4 представлены экспериментальные зависи-

мости коэффициента поглощения для фантомов кости от частоты и состава измеряемого образца. Также представлена зависимость различных компонент скорости звука от состава исследуемого образца. Представленная серия изготовленных образцов имеет акустические характеристики, близкие к реальной кости черепа.

На следующем этапе из описанных фантомов будет изготовлен искривлённый образец, повторяющий реальный профиль черепа для детальной разработки метода расчета акустических полей в такой структуре. Предварительно была проверена возможность измерения профиля реальной кости с использованием промышленного УЗ толщиномера Olympus (рис. 5).

Как следует из полученных данных, оценка профиля черепной кости ультразвуковыми измерениями достаточно хорошо совпадает с данными прямых измерений, и УЗ данные могут быть использованы в дальнейшей обработке.

Работа выполнена при поддержке гранта РНФ № 14-15-00665.

- [1] Лихтерман Л. Б. Ультразвуковая томография и тепловидение в нейрохирургии. (М.: Медицина, 1983). 144 с.
[2] Хилл К. Бэмбер, Дж., Тер Хаар Г. Ультразвук в медицине. (М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008). 544 с.

- [3] Гурбатов С. Н., Руденко О. В. Акустика в задачах. (М.: Наука. Физматлит, 1996). 336 с.

Method of optical registration of acoustic field in liquids

L. I. Gilfanova^{1,a}, S. A. Tsysar^{1,b}, P. V. Yuldashev¹, V. D. Svet²

¹Department of Photonics and Microwave Physics, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University
Moscow 119991, Russia

²N. N. Andreyev Acoustic Institute, Moscow 117036, Russia
E-mail: ^aallarepossible@gmail.com, ^bsergey@acs366.phys.msu.ru

The main aim is to develop a method for calculating the structure of the wave field in a heterogeneous medium of skull bone. Phantoms of cranial bones were created and measurement techniques of their acoustic parameters were developed. Principal ultrasonic reconstruction of the real skull bone profile was accomplished.

PACS: 43.80.Vj

Keywords: ultrasound diagnostics, skull bone, bones acoustic phantoms.

Received 27.07.2015.

Сведения об авторах

1. Гильфанова Лейсан Илшатовна — студент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: allarepossible@gmail.com.
2. Цысарь Сергей Алексеевич — канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: sergey@acs366.phys.msu.ru.
3. Юлдашев Пётр Викторович — канд. физ.-мат. наук, старший научный сотрудник; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: petr@acs366.phys.msu.ru.
4. Свет Виктор Дарьевич — докт. физ.-мат. наук, профессор, тел.: (916) 6257167, e-mail: vsvetd@mail.ru.