

# ОГЛАВЛЕНИЕ



**организаторы**

**программный комитет**

**спонсоры**

**предисловие**

## Организаторы



Общественная организация  
«Российское акустическое  
общество»



Научный совет РАН  
по акустике



АО «Акустический институт  
имени академика  
Н.Н. Андреева»

## Спонсоры

Финансовую поддержку конференции оказали:



Генеральный спонсор:  
Акционерное общество  
«Акустический институт  
имени академика Н.Н.  
Андреева»



Спонсор:  
Группа компаний  
«Акустик Групп»

**Место проведения конференции:** город Москва, ул. Шверника, дом 4.  
Акустический институт им. академика Н.Н. Андреева»

## ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ

*Егерев Сергей Викторович* – сопредседатель, д.ф.-м.н., ИНИОН РАН  
*Есинов Игорь Борисович* – сопредседатель, д.ф.-м.н., АО «АКИН»  
*Миронов Михаил Арсеньевич* – сопредседатель, к.ф.-м.н., АО «АКИН»  
*Максимов Герман Адольфович* – зам председателя, д.ф.-м.н., АО «АКИН»  
*Гурбатов Сергей Николаевич* (ННГУ, Нижний Новгород)  
*Балакий Владимир Иванович* (МГУ, Москва)  
*Бибиков Николай Григорьевич* (АКИН, Москва)  
*Бобровницкий Юрий Иванович* (ИМАШ РАН, Москва)  
*Вировлянский Анатолий Львович* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Вознесенский Александр Сергеевич* (ГИ НИТУ МИСиС, Москва)  
*Диденкулов Игорь Николаевич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Ерофеев Владимир Иванович* (ИПМ РАН, Нижний Новгород)  
*Канев Николай Григорьевич* (АКИН, Москва)  
*Кедринский Валерий Кириллович* (ИГЛ СО РАН, Новосибирск)  
*Копьев Виктор Феликсович* (ЦАГИ, Москва)  
*Кузнецова Ирен Евгеньевна* (ИРЭ РАН, Москва)  
*Куличков Сергей Николаевич* (ИФА РАН, Москва)  
*Лучинин Александр Григорьевич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Ляксо Елена Евгеньевна* (СПбГУ, Санкт-Петербург)  
*Макаров Денис Владимирович* (ТОИ ДВО РАН, Владивосток)  
*Малеханов Александр Игоревич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Петников Валерий Георгиевич* (ИОФ РАН, Москва)  
*Потапова Родмонга Кондратьевна* (МГЛУ, Москва)  
*Савицкий Олег Анатольевич* (АКИН, Москва)  
*Сапожников Олег Анатольевич* (МГУ, Москва)  
*Серебряный Андрей Нинелович* (АКИН, ИО РАН, Москва)  
*Субботкин Антон Олегович* (ИОФ РАН), Москва  
*Тарасов Сергей Павлович* (ИНЭП ЮФУ, Таганрог)  
*Томилина Татьяна Михайловна* (ИМАШ РАН, Москва)  
*Хохлова Вера Александровна* (МГУ, Москва)  
*Цукерников Илья Евсеевич* (НИИСФ РААСН, Москва)  
*Чижов Виталий Юрьевич* (ФГУП КГНЦ, Санкт-Петербург)

## ОРГАНИЗАЦИОННЫЙ КОМИТЕТ

*Максимов Герман Адольфович* (АКИН) – председатель  
*Юдина Елена Васильевна* (РАО, АКИН) – зам. председателя  
*Григорьев Альберт Генрихович* (АКИН); *Корольков Захар Александрович* (АКИН)  
*Ларичев Владимир Андреевич* (АКИН); *Лесонен Дмитрий Николаевич* (АКИН)  
*Марухин Владимир Юрьевич* (АКИН)

**УДК 534**

**ISBN 978-5-89118-890-7**

**DOI: 10.34756/GEOS.2024.17.38817**

Сборник Трудов XXXVI сессии Российского акустического общества. –  
М., ГЕОС, 2024, 1232с.

Всероссийская политематическая научная конференция «XXXVI сессия Российского акустического общества» с успехом состоялась в Москве в октябре 2024 года. На конференции были рассмотрены современные проблемы развития акустики, в частности, в области физической акустики, нелинейной акустики, оптоакустика, акустики океана, геоакустики, акустических метаматериалов, архитектурной и строительной акустики, атмосферной акустики, биоакустики и медицинских приложениях акустических методов, в акустике речи, ультразвуковых технологий, при распространении и дифракции волн, аэроакустики, акустоэлектроники, музыкальной акустики и шумов и вибраций. В научную программу конференции были включены более 180 докладов и приняли участие более 150 ученых, которые представили свои доклады во всех областях акустики. В конференции приняли участие ученые и специалисты из более 50 научных учреждений, предприятий и университетов из более чем 15 городов России.

Представленные в докладах результаты относятся как к фундаментальным, так и к прикладным исследованиям и техническим разработкам, связаны с развитием акустических технологий. Наряду с докладами, представленными на конференции ведущими российскими специалистами, значительная часть результатов получена с участием молодых ученых. Более 70 докладов представлено на конференции молодыми специалистами и аспирантами. Активное участие научной молодежи в конференции указывает на перспективы дальнейшего развития представленных исследований и разработок.

В настоящий сборник трудов конференции включены 180 докладов. Разнообразие тематики и высокий научный уровень представленных материалов свидетельствуют о том, что работы отечественных специалистов в области акустики развиваются весьма успешно и по многим из направлений они сохраняют передовые позиции.

Материалы настоящего сборника будут полезны как для начинающих ученых, аспирантов и студентов соответствующих специальностей обучения, так и для широкого круга специалистов в области акустики и ее приложений.

Материалы сданы в издательство 1-18 сентября 2024 г.

Подписано к тиражированию дисков 18.09.2024

Уч.-изд. 154.0 п.л. Тираж 210 экз.

## Экспериментальная оценка точности вычислительного пакета k-Wave в задачах транскраниального ультразвука

Крохмаль А.А.<sup>1)</sup>

1) *Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва;*

*Тел.: 495 9392952; Факс: 495 9392952*

*E-mail: aa.krokhmal@physics.msu.ru*

Для обеспечения эффективного и безопасного воздействия фокусированным ультразвуком на заданную область мозга, например, в целях нейромодуляции или открытия гематоэнцефалического барьера, предварительно выполняется тщательное планирование с использованием численных расчетов. Одним из основных инструментов для моделирования распространения ультразвукового пучка через костную ткань в линейном режиме в контексте планирования транскраниальной ультразвуковой терапии является открытый вычислительный пакет k-Wave. Несмотря на показанную во множестве работ высокую точность вычислений, важно учитывать факторы, способные существенно увеличить расхождение между моделированием и экспериментом. В результате серии экспериментов по измерению акустического поля фокусированного излучателя в диапазоне частот от 270 кГц до 1 МГц внутри четырех ex-vivo человеческих черепов и соответствующей серии численных расчетов был проведен анализ основных причин расхождения вычислений и измерений. К ним можно отнести как ограничения самого пакета моделирования k-Wave (невозможность задания отражения волн от источника, отсутствие упругих волн в черепе), так и ограниченную точность модели черепа. Учет упомянутых факторов позволяет увеличить точность численных расчетов и иметь в виду возможность расхождений с экспериментом в случае невозможности их устранения.

*Ключевые слова:* медицинский ультразвук, транскраниальный ультразвук, численное моделирование, фокусированный ультразвук, акустическая голография

PACS: 43.35.Bf, 43.20.+g

## Введение

В настоящее время активно развиваются медицинские приложения фокусированного ультразвука (УЗ) в области заболеваний головного мозга. Широкое применение получают не только методы с высокой интенсивностью ультразвука, вызывающей деструкцию ткани [1], но и методы неразрушающего воздействия с ультразвуком низкой интенсивности. Низкоинтенсивный фокусированный ультразвук может использоваться для доставки лекарственных препаратов [2], открытия гематоэнцефалического барьера [3] и нейромодуляции [4]. Основной сложностью в доставке ультразвука в заданную область мозга является сложная структура и форма костной черепной ткани, что мешает эффективной фокусировке, вызывая смещение фокуса и изменение амплитуды давления. Поэтому планирование ультразвукового воздействия осуществляют путем численного моделирования для учета индивидуальных особенностей черепа. Основополагающим инструментом для расчета поля ультразвукового излучателя в неоднородной среде является программный пакет k-Wave с открытым кодом [5], на базе которого, в том числе, развиваются коммерческие пакеты транскраниального моделирования.

Численные расчеты используются как для коррекции aberrаций в случае излучения решеткой многоэлементных преобразователей для эффективного фокусирования, так и для расчета ультразвукового поля при излучении через кости черепа одноэлементными низкочастотными излучателями. Несмотря на то, что высокая точность пакета k-Wave была подтверждена на модельных задачах в неоднородных средах, остаются вопросы по точности численного моделирования транскраниального ультразвука. Кроме ограничений самого метода численного расчета в k-Wave, есть и другие объективные причины для ошибок в планировании УЗ воздействия. Исследование факторов, влияющих на точность оценки амплитуды и структуры ультразвукового поля внутри черепа, является основной задачей данной работы.

## 1 Экспериментальная установка и численное моделирование

### 1.1 Эксперимент

Была проведена серия экспериментов по измерению фокусированного ультразвукового поля внутри черепа. В экспериментах использовались четыре образца человеческих черепа, различающиеся по форме, размеру, пористости и гладкости поверхности. В качестве источников ультразвука были использованы три сферических фокусирующих ультразвуковых преобразователя (Sonic Concept) с фокусным расстоянием 63.2 мм и радиусом апертуры 32 мм, излучающие на частотах 270, 500, 750 кГц и 1 МГц. Помещенный в ультразвуковую ванну с деионизированной водой череп, удерживаемый с помощью пластиковых держателей,

располагался на расстоянии 10 мм от фокусирующего ультразвукового преобразователя. Сканирование ультразвукового поля производилось с помощью системы позиционирования (Precision Acoustics) капсульным гидрофоном (Onda) диаметром сенсора 0.2 мм. Гидрофон сканировал акустическое поле внутри черепа в плоскости 30x30 мм, перпендикулярной направлению распространения пучка, на расстоянии 55 мм от преобразователя с шагом 0.5 мм. Голограммы на выбранных частотах были измерены в квазинепрерывном и импульсном режимах. В импульсном режиме преобразователь излучал короткий сигнал, состоящий из 2 синусоидальных циклов на заданной частоте с интервалом повторения 10 мс. В квазинепрерывном режиме сигнал представлял собой импульс из 60 циклов также с интервалом повторения 10 мс.

С помощью измеренных экспериментально голограмм были рассчитаны акустические поля во всей интересующей нас области с помощью метода углового спектра. В случае импульсных сигналов в каждой точке области были получены не только амплитуда и фаза сигнала, как в случае квазинепрерывной волны, но и зависимость формы акустического сигнала от времени.

## 1.2 Численное моделирование

Для численных расчетов распространения ультразвука через костную ткань черепа использовался программный пакет k-Wave. Размер расчетной области составлял 100x100x100 мм и включал в себя полностью область фокусировки. Размер пространственного шага варьировался от 0.35 мм на частоте 270 кГц до 0.15 мм на частоте 1 МГц, обеспечивая как минимум 8 точек на длину волны. Временной шаг выбирался таким образом, чтобы число Куранта-Фридриха-Леви всегда было не более 0.1. Границы вычислительной области были окружены слоем PML из 20 точек. Расчеты выполнялись на вычислительном сервере с использованием параллельных вычислений на GPU и занимали до 4 часов.

Среда, в которой распространялся ультразвуковой пучок в численной модели, состояла из воды и помещенного в нее черепа, геометрия задачи повторяла эксперимент. Акустические характеристики воды соответствовали табличным при температуре 20 °С, а характеристики черепа были получены из снимков компьютерной томографии (КТ). Плотность костной ткани  $\rho$  была рассчитана из значений рентгеновской плотности по шкале Хаунсфилда в каждом вокселе КТ-изображения черепа. Для этого была проведена калибровка шкалы Хаунсфилда с помощью сканирования в КТ-сканере образцов с номинальными значениями плотности. Скорость звука  $c$  в черепе линейно зависела от плотности в соответствии с [6]:  $c = \rho \cdot 1.333 + 166.7$  м/с. Коэффициент затухания в черепе в зависимости от частоты был задан как 13.3 дБ/см/МГц [7], а нелинейный параметр был равен 374 [8].

В качестве источника ультразвукового поля в численной модели использовались акустические голограммы преобразователей, измеренные в том же режиме, в котором они излучали в экспериментах. В каждой точке области рассчитывалось пиковое положительное давление, которое сравнивалось с аналогичной величиной, полученной экспериментально. Также в плоскости на расстоянии 55 мм от источника были записаны временные сигналы, которые позволяли с помощью метода углового спектра получить временные сигналы в произвольной точке расчетной области.

### 1.3 Результаты сопоставления эксперимента и моделирования транскраниального УЗ

Для всех исследованных случаев среднее абсолютное значение ошибок составило 15 % для пикового давления в фокусе, 35 % для фокального объема и 2.7 мм для z-координаты фокуса. В целом, ошибки увеличивались с частотой, они были больше для квазинепрерывного режима. Расхождения в фокусном положении и объеме были больше для черепа с наибольшей неоднородностью формы и максимальной абберацией, ошибки в амплитуде пикового давления были больше для самого пористого черепа.

## 2 Факторы, влияющие на точность расчетов

В результате анализа расхождений между экспериментами и численными расчетами, были выявлены несколько основных факторов, оказывающих влияние на точность моделирования транскраниального ультразвука.

### 2.1 Отсутствие упругих волн в численной модели

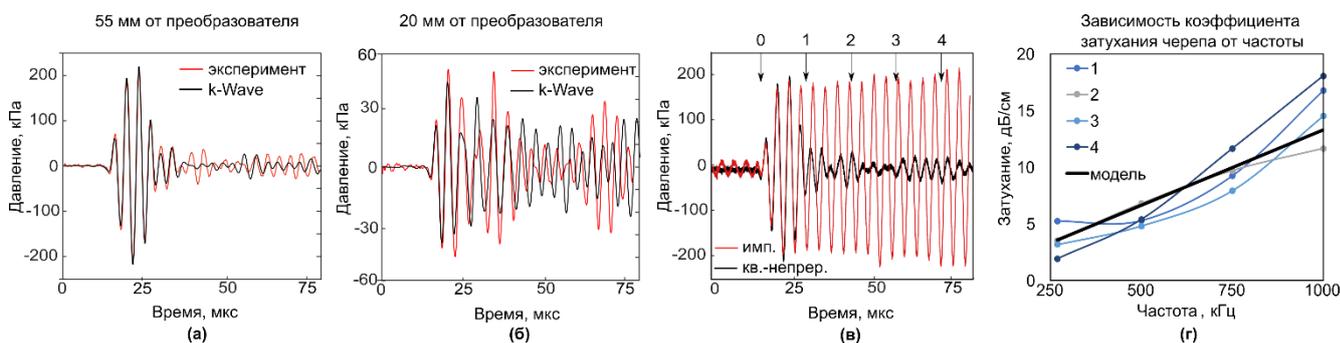


Рис. 1. (а, б) Сравнение экспериментально измеренных и численно рассчитанных импульсных сигналов на оси излучателя на расстоянии 55 мм и 20 мм от преобразователя на частоте 270 кГц; (в) форма измеренного на расстоянии 55 мм ультразвукового сигнала при импульсном и квазинепрерывном режиме излучения на частоте 270 кГц, порядковым номером обозначен номер переотраженной волны; (г) зависимость коэффициента затухания для разных образцов черепа в сравнении с модельным линейным законом затухания.

Несмотря на то, что множество работ [9] демонстрируют минимальные расхождения для транскраниального поля с учетом и без учета упругих волн, распространяющихся в костной ткани, при нормальном падении пучка, совсем исключить влияние упругих колебаний черепа на поле внутри него нельзя. Были проанализированы временные сигналы вблизи фокуса (55 мм от преобразователя) и в точке вблизи поверхности черепа (20 мм от преобразователя) (рис. 1 (а, б)). В то время, как вблизи фокуса наблюдается прекрасное совпадение экспериментально

измеренного и рассчитанного численным методом сигнала, у поверхности черепа форма сигналов начинает существенно различаться после одного периода колебаний. Таким образом, даже при сохранении высокой точности оценки ультразвукового поля в фокальной области, достоверное предсказание ближнего поля и поля внутри костной ткани может потребовать учета сдвиговых волн в кости.

## 2.2 Неотражающий источник

Для УЗ воздействия используются волновые пакеты, состоящие из коротких (импульсных) и длинных (квазигармонических) сигналов. В обоих случаях неизбежны переотражения между поверхностью преобразователя и черепом. Однако в пакете моделирования k-Wave нет возможности задать на поверхности источника отражающее граничное условие. В случае коротких импульсов прямой и отраженные сигналы разделяются, что приводит к более точной оценке пикового давления внутри черепа. В случае длинных импульсов или в режиме непрерывного излучения поле внутри черепа состоит из суперпозиции прямого и отраженных от поверхности преобразователя сигналов, при этом наложение отраженного сигнала на основной приводит к более высокой амплитуде пикового давления в эксперименте по сравнению с численными расчетами. Это хорошо видно на рис. 1 (в), когда после основного волнового пакета на экспериментальном графике через каждые 13 мкс наблюдается увеличение амплитуды, что соответствует регистрации волны, прошедшей дополнительные 20 мм от поверхности черепа до излучателя и обратно. На оценку экспериментально измеренного пикового давления в квазинепрерывном режиме излучения оказывает влияние выбранное окно записи голограммы. Ошибка в оценке пикового давления увеличивалась в среднем с 12 % для импульсного режима до 18 % для квазинепрерывного режима.

## 2.3 Неизвестное затухание черепа

Череп имеет сложную структуру, состоящую из двух слоев плотной кости и заключенной между ними губчатой кости. Толщина слоев и размер пор в губчатой кости варьируются между разными черепами. Неоднородная структура губчатой кости вызывает сильное рассеяние и поглощение ультразвука, которое также зависит от частоты, поэтому и коэффициент затухания в черепе, и его частотная зависимость разная в каждом индивидуальном случае. Зачастую для черепа используют линейный закон затухания, опираясь на результаты статьи [7], в которой численно и экспериментально был определен коэффициент затухания на 1 МГц. В реальности затухание может существенно отличаться от модельного: ошибка в определении пикового давления в фокусе на частоте 1 МГц варьировалась от 1 % для наиболее плотного черепа до 50 % для самого пористого образца.

Нами были найдены коэффициенты затухания для 4 образцов черепа в диапазоне от 0.27 до 1 МГц (рис. 1 (в)). Они были рассчитаны с помощью оптимизации коэффициента затухания в численной модели для минимизации расхождений в амплитуде пикового давления между результатами расчета и эксперимента. Показано, что для каждого образца черепа зависимость коэффициента затухания от частоты не является линейной. Наиболее сильное влияние неточности в законе затухания наблюдается на высоких частотах. Однако, усредненное значение коэффициента затухания по образцам аппроксимируется линейной зависимостью от частоты, а множитель близок к используемому в литературе: усредненный по образцам коэффициент затухания оказался равным 13.9 дБ/см/МГц. Таким образом, используемая модель коэффициента затухания при отсутствии способов его прямого измерения является разумным приближением.

### Заключение

Несмотря на упомянутые ограничения, пакет для численного моделирования k-Wave остается ведущим инструментом для планирования транскраниального ультразвукового воздействия. Знание особенностей численного моделирования транскраниального ультразвука в k-Wave позволяет делать на них поправку и предпринимать шаги для получения более точного результата.

### Список литературы

1. *Росницкий П. Б., Гаврилов Л. Р., Юлдашев П. В., Сапожников О. А., Хохлова В. А.* // Акуст. журн. 2017. Т. 63. №. 5. С. 489.
2. *Tachibana K., Tachibana S.* //Echocard. 2001. V. 18. N. 4. P. 323.
3. *Reinhard M., Hetzel A., Krüger S., Kretzer S., Talazko J. et al.* // Stroke. 2006. V. 37. N. 6. P. 1546.
4. *Stern J. M., Spivak N. M., Becerra S. A., Kuhn T. P., Korb A. S. et al.* // Brain Stim. 2021. V. 14. N. 4. P. 1022.
5. *Treeby B. E., Budisky J., Wise E. S., Jaros J., Cox B. T. et al.* // Journ. Acoust. Soc. 2018. V. 143. N. 1. P. 529.
6. *Marquet F., Pernot M., Aubry J. F., Montaldo G., Marsac L. et al.* // Phys. Med. & Biol. 2009. V. 54. N. 9. P. 2597.
7. *Pinton G., Aubry J. F., Bossy E., Muller M., Pernot M. et al.* // Med. Phys. 2012. V. 39. N. 1. P. 299.
8. *Renaud G., Calle S., Remenieras J. P., Defontaine M. et al.* // IEEE Trans. Ultra. Ferr. Freq. Contr. 2008. V. 55. N. 7. P. 1497.
9. *White P. J., Clement G. T., Hynynen K.* //Ultrasound in medicine & biology. 2006. V. 32. N. 7. P. 1085.

**Сведения об авторах**

1. Крохмаль Алиса Александровна, к.ф.-м.н., научный сотрудник центра гидрофизических исследований, Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова, тел.: (495) 939-29-52, e-mail: aa.krokhmal@physics.msu.ru.

**НАЗАД К СОДЕРЖАНИЮ  
СЕКЦИИ**