

УДК 534.2

## СРАВНЕНИЕ ЛУЧЕВОГО И ДИФРАКЦИОННОГО ПОДХОДОВ К КОРРЕКЦИИ АБЕРРАЦИЙ ПРИ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ ФОКУСИРОВКЕ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПОЛЯ

© 2025 г. О. В. Солонцов<sup>a,\*</sup>, П. Б. Росницкий<sup>b</sup>, Д. Д. Чупова<sup>a</sup>, Л. Р. Гаврилов<sup>a</sup>,  
В. Е. Синицын<sup>c</sup>, Е. А. Мершина<sup>c</sup>, О. А. Сапожников<sup>a</sup>, В. А. Хохлова<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Ленинские горы, Москва, ГСП-1, 119991 Россия

<sup>b</sup>Division of Gastroenterology, Department of Medicine, University of Washington School of Medicine, Seattle, WA, USA

<sup>c</sup>Медицинский научно-образовательный институт МГУ им. М.В. Ломоносова, Ломоносовский просп. 27,  
Москва, 119192 Россия

\*e-mail: solontsov.ov@gmail.com

Поступила в редакцию 30.07.2024 г.

После доработки 29.05.2025 г.

Принята к публикации 24.06.2025 г.

Теоретически оценены возможности использования лучевого и дифракционного методов коррекции aberrаций, применяющихся в неинвазивной нейрохирургии для фокусировки ультразвука высокой интенсивности через кости черепа на различных глубинах в мозге человека. При анализе использовались данные компьютерной томографии головы с различными геометрическими характеристиками черепа в рамках анонимизированного набора из восьми пациентов. В качестве излучателя рассматривалась фазированная решетка с абсолютно плотным мозаичным заполнением поверхности 256 элементами, рабочей частотой 1 МГц, имеющая форму сферической чаши с радиусом кривизны и диаметром 200 мм. Компенсация aberrаций лучевым методом проводилась путем расчета набега фаз вдоль лучей, исходящих из целевой точки к центрам элементов. В дифракционном методе при коррекции aberrаций и расчете фокусировки ультразвука использовалась комбинация интеграла Рэлея и псевдоспектрального численного метода решения волнового уравнения в неоднородной среде, реализованного в программном пакете *k*-Wave. Показано, что наибольшие искажения поля наблюдаются для черепов с более выраженной вариацией толщины костной ткани. Дифракционный метод позволяет повысить эффективность фокусировки, а также проводить коррекцию на меньших глубинах по сравнению с лучевым методом.

**Ключевые слова:** фокусированный ультразвук высокой интенсивности, многоэлементные решетки, интеграл Рэлея, компьютерная томография, неинвазивная нейрохирургия.

**DOI:** 10.31857/S0320791925040056, **EDN:** VPDTPA

### ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день в клинической практике проводятся неинвазивные нейрохирургические операции на мозге с использованием высокointенсивного фокусированного ультразвука [1]. С помощью подобных операций проводится, например, абляция опухолей головного мозга [2], лечение неврологических болей [3], эссенциального тремора [4, 5], тремора при болезни Паркинсона [6, 7], а также мышечной дистонии [8]. Суть метода заключается в фокусировке мощного ультразвука в задаваемую область головного мозга через интактный череп, что приводит к быстрому локальному

перегреву и абляции ткани [9]. При этом неоднородности геометрии, толщины и внутренней структуры костей черепа на пути ультразвукового пучка ведут к искажению, смещению и размытию фокальной области, а также формированию нежелательных побочных максимумов поля [10, 11]. В связи с этим для проведения транскраниальных операций используются многоэлементные фазированные решетки, которые позволяют сформировать такой волновой фронт, который после прохождения неоднородностей оказывается близок к сферическому и эффективно фокусируется в целевую точку [9–14].

В клинической системе ExAblate (InSightec Ltd., Tirat Carmel, Israel) используется многоэлементная решетка полусферической формы диаметром 30 см, состоящая из 1024 элементов с рабочей частотой 680 кГц. Для нахождения корректирующих фаз на элементах решетки применяется лучевой метод, который заключается в нахождении задержек фаз вдоль лучей, идущих из центральной точки фокусировки в центры масс элементов излучателя [11]. Система успешно используется в нейрохирургии, однако обладает рядом ограничений, которые не позволяют проводить фокусировку вне центральной части мозга [15]. Эти ограничения связаны с неэффективностью электронной фокусировки в точке, удаленные от центра кривизны решетки, опасностью перегрева костей черепа, а также с ограниченными возможностями механического смещения фокуса. При механическом перемещении решетки большое число ее элементов начинает излучать под углами к черепу, превышающими критические, что приводит к сильному отражению ультразвука, а также возбуждению сдвиговых волн и перегреву черепа. При этом отключение всех таких элементов ведет к потере мощности поля в фокусе.

Для расширения области воздействия ультразвука были предложены решетки с более высокой рабочей частотой и с меньшими углами фокусировки, что дает возможность разрушать ткани мозга механически, не нагревая их, а также смещать и вращать излучатель вокруг головы пациента и, как следствие, увеличить зону эффективной фокусировки ультразвука [13, 16–20]. Однако с увеличением частоты растет влияние дифракционных эффектов и аберраций, связанных с неоднородностями внутренней структуры и геометрии черепа. В связи с этим возникает вопрос о возможности использования лучевого метода коррекции аберраций для нового класса решеток при механическом смещении фокуса на расстояния, превышающие достижимые в существующей системе ExAblate (примерно 25 мм от центра таламуса). Кроме того, активно ведутся работы, направленные на развитие более точных дифракционных моделей коррекции аберраций. Одним из таких методов является расчет корректирующих фаз в полной волновой модели, при котором численно моделируется распространение волны из виртуального точечного источника, расположенного в фокусе, на поверхность излучателя [12–14].

Целью данной работы было сравнение возможностей лучевого и дифракционного методов компенсации аберраций при фокусировке ультразвука на различных глубинах в мозге для черепов с различными средней толщиной и ее вариацией. Количественный анализ проводился с использованием нескольких метрик, характеризующих смещение точки фокуса, максимальную амплитуду давления, изменение фокального объема, величину

побочных максимумов и эффективность фокусировки, определяемую как интеграл интенсивности в целевом объеме [14, 21–23].

Акустические модели строились на основе анонимизированных данных компьютерной томографии (КТ) различных пациентов, из которых были отобраны восемь: по две модели с большими и малыми значениями средней толщины черепа и с большими и малыми значениями вариации его толщины. Для построения акустических моделей была разработана программа автоматической сегментации изображений КТ. В качестве излучателя использовалась разработанная ранее решетка с абсолютно плотным мозаичным заполнением поверхности и относительно малым углом фокусировки [17, 24]. Исследовалось влияние геометрии черепа на качество фокусировки ультразвукового пучка на различных глубинах в мозге без компенсации аберраций и при проведении компенсации двумя различными методами: лучевым и дифракционным.

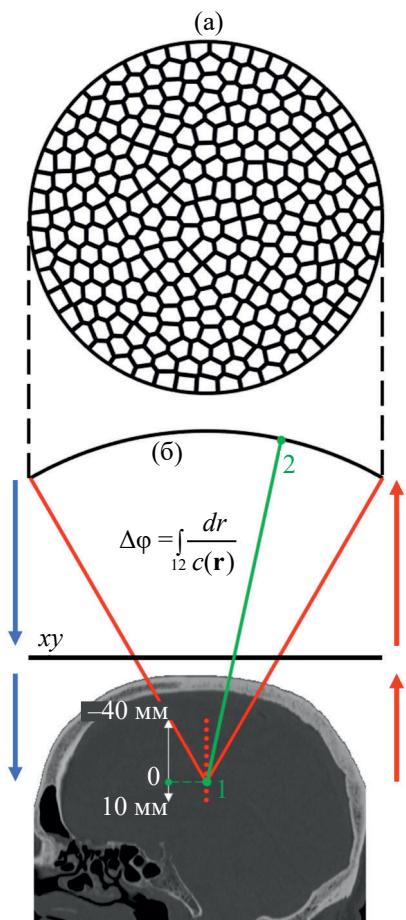
## МЕТОДЫ

### *Построение и отбор акустических моделей головы человека*

В качестве модели излучателя в работе использовалась решетка с абсолютно плотным мозаичным заполнением поверхности 256 элементами с частотой 1 МГц, с радиусом и апертурой равными 200 мм (рис. 1а) [17, 24].

Для построения трехмерных акустических моделей головы пациента использовались анонимизированные данные КТ, предоставленные Медицинским научно-исследовательским институтом МГУ имени М.В. Ломоносова (МНОИ МГУ). Компьютерная томография выполнялась на томографе Somatom Scope (Siemens Healthineers, ФРГ) с 16 срезами, без контрастирования, со стандартным напряжением 120 кВ и модуляцией силы тока на трубке. Толщина срезов равнялась 0.625 мм, а перекрытие срезов составляло 0.1 мм. Данные реконструировались со стандартным и костным фильтрами. Анонимизированные данные КТ для последующего анализа были ретроспективно выбраны в случайном порядке из базы данных отдела лучевой диагностики МНОИ МГУ. Исследования головы у всех пациентов (возраст от 28 до 79 лет) выполнялись по клиническим показаниям с целью исключения патологии головного мозга, во всех случаях по данным КТ в костях черепа патологических изменений выявлено не было. На первом этапе анализировались 50 КТ исследований, из которых в результате было отобрано 8. Во всех случаях использовались наборы компьютерной томографии с костным фильтром.

Интенсивность изображений КТ характеризуется значениями рентгеновской плотности по шкале



**Рис. 1.** (а) — Схема расположения элементов излучателя и (б) — схема облучения. Синие стрелки иллюстрируют этапы расчета поля от излучателя до плоскости  $xy$  и от плоскости  $xy$  до фокуса. Красные стрелки — этапы расчета поля из фокуса до плоскости  $xy$  и от плоскости  $xy$  до поверхности излучателя для нахождения компенсирующих фаз. Зеленая стрелка — схема расчета фаз на элементах излучателя лучевым методом, где 1 — фокус, 2 — центр элемента.

Хаунсфилда (HU), которые связаны с плотностью биологической ткани [25, 26]. При этом скорость звука в костях черепа однозначно определяется значением плотности [26]. Таким образом, из данных КТ можно получить информацию о распределениях плотности и скорости продольных звуковых волн в каждом voxelе трехмерной модели.

Для задания коэффициента поглощения проводилась сегментация данных КТ на следующие сегменты: кожа, череп, мозг и среда вне головы (вода). Величины коэффициента поглощения для каждого сегмента были взяты из справочной литературы [27]. Для отбора наиболее репрезентативных черепов с различными значениями толщины и ее вариации предварительно строились модели для большой выборки КТ-сканов ( $N = 50$ ). Процесс

**Таблица 1.** Диапазоны значений плотности  $\rho$ , скорости продольных звуковых волн  $c$  и коэффициента поглощения  $\alpha$  на частоте 1 МГц в рассматриваемых моделях.

	кожа	кость	мозг
$\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	552–1189	1245–2254	878–1116
$c$ , м/с	1016–1722	1652–2914	1364–1642
$\alpha$ , Нп/см	0.21	1.02	0.024

сегментации был автоматизирован с целью его ускорения и во избежание влияния человеческого фактора. Сначала с помощью пороговой сегментации выделялась костная ткань, имеющая высокие значения рентгеновской плотности HU. Далее, также пороговым методом в отдельные сегменты разделялись мягкие ткани (кожа и мозг) и воздух. Значения HU для кожи и тканей мозга различаются незначительно, поэтому их разделение проводилось исходя из положения рассматриваемого voxel-а относительно сегмента черепа. Внешней среде между решеткой и моделью головы присваивались акустические параметры воды.

Поскольку трехмерная сетка данных КТ не являлась эквидистантной, проводилась интерполяция акустической модели на сетку  $0.5 \times 0.5 \times 0.5$  мм с использованием графического процессора. Этот шаг был необходим в связи с тем, что в алгоритме пакета *k-Wave* (*k-wave.org*) используется эквидистантная пространственная расчетная сетка. Таким образом, каждая из построенных моделей представляла собой структуру, состоящую из трех трехмерных матриц, задающих распределения плотности, скорости звука и коэффициента поглощения. Диапазоны значений плотности и скорости звука в тканях, а также коэффициенты поглощения в них приведены в табл. 1.

Далее был проведен отбор акустических моделей по параметрам, по две на каждый из классов: черепа с большой средней толщиной ( $> 8.2$  мм) и большой вариацией толщины, в дальнейшем просто вариацией ( $> 1.3$  мм) (класс *A*); черепа с большой средней толщиной и малой вариацией ( $< 0.8$  мм) (класс *B*); черепа с малой средней толщиной ( $< 6.3$  мм) и большой вариацией (класс *C*) и черепа с малой средней толщиной и малой вариацией (класс *D*) (рис. 2). Расчет толщины черепа проводился вдоль лучей, идущих из геометрического фокуса решетки в центры масс ее элементов: за толщину черепа вдоль каждого луча бралась длина его участка, располагающегося в сегменте черепа. Полученные данные для всех лучей использовались для расчета средней толщины черепа и ее вариации на каждой из выбранных глубин фокусировки от  $-40$  мм до  $10$  мм от центра таламуса (рис. 1б) и далее дополнительно усреднялись по всем глубинам.

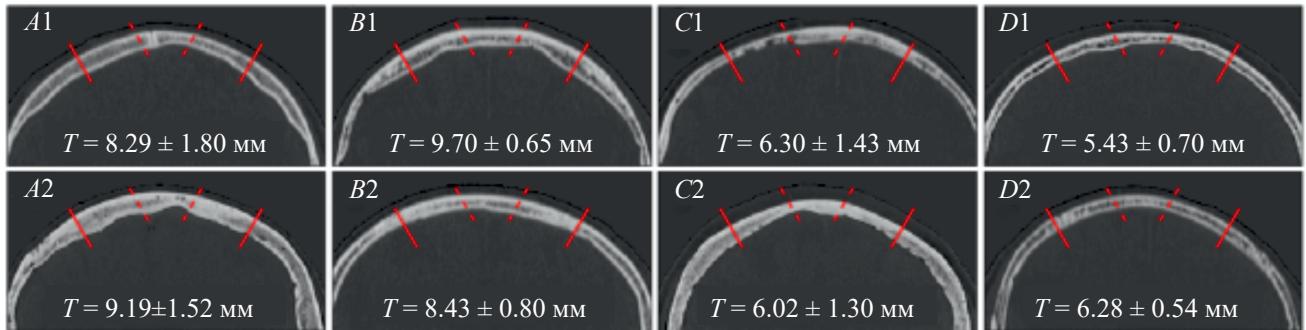


Рис. 2. Рассматриваемые пары черепов: толстые с большой вариацией толщины (A1, A2), толстые с малой вариацией (B1, B2), тонкие с большой вариацией (C1, C2) и тонкие с малой вариацией толщины (D1, D2). Красными отрезками отмечены границы наибольшего и наименьшего по размеру сечения на поверхности черепа конусов облучения.

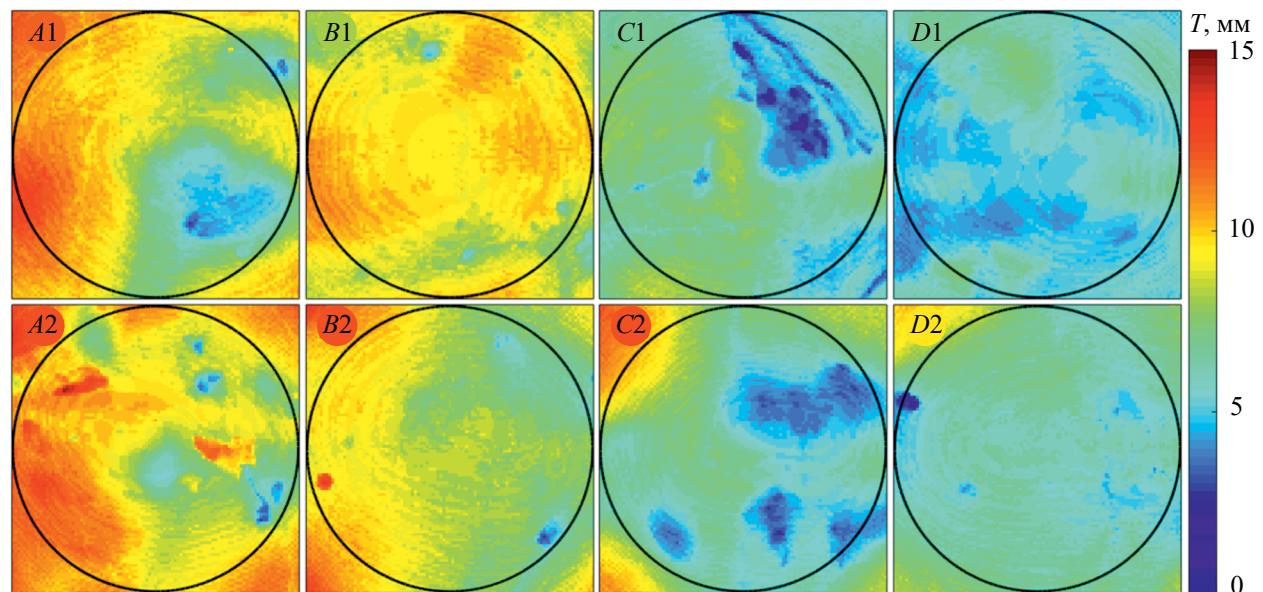


Рис. 3. Проекции распределений толщин черепов на поверхность излучателя для положения фокуса решетки в центре таламуса. Черепа пронумерованы в соответствии с текстом: черепа с большой толщиной и большой вариацией толщины (A1, A2); с большой толщиной и малой вариацией (B1, B2); с малой толщиной и большой вариацией (C1, C2); с малой толщиной и малой вариацией толщины (D1, D2). Черным контуром выделена граница поверхности излучателя.

На рис. 3 представлены распределения толщины моделей черепов, рассчитанные вдоль лучей, идущих из фокуса решетки, расположенного в центре таламуса, на сетку из  $100 \times 100$  точек на сферической поверхности излучателя. Изображена проекция распределения на плоскость  $xy$ , граница проекции поверхности излучателя выделена черным контуром. Можно видеть, что в пределах каждого из классов распределения толщины близки между собой. Заметны также существенные различия между классами черепов, отличающимися либо по толщине, либо по ее вариации. Так, в области конуса излучателя толщины составляют 3.6–13.6 мм для черепов класса A, 5.5–11.3 мм для черепов класса B, 1.5–9.8 мм для черепов класса C, и 3.5–8.1 мм для черепов класса D.

#### Расчет фокусировки ультразвука через череп

На рис. 1б представлена схема облучения мозга при фокусировке на различной глубине [12, 24]. Для моделирования акустического поля была использована комбинация двух численных методов. На первом этапе с помощью интеграла Рэлея вычислялось акустическое поле (распределения фазы и амплитуды волны), создаваемое излучателем в однородной среде (воде) на горизонтальной плоскости  $xy$ , расположенной в водной среде вблизи поверхности головы. Для ускорения расчетов применялось аналитическое решение интеграла Рэлея, полученное в приближении дальнего поля для излучающих поверхностей в форме прямоугольных треугольников — подэлементов, на

которые разбивались многоугольные элементы решетки (рис. 1а) [12, 24]:

$$A_{\text{подэл}} = \frac{\rho_0 c_0 \hat{v}_0 ab \exp(ikr_0) [I(a, x) - I(b, y)]}{2\pi r_0 (ax/r_0 - by/r_0)}. \quad (1)$$

Здесь  $I(a, x) = \exp[-ikax/2r_0] \text{sinc}[-kax/2r_0]$ ,  $I(b, x)$  рассчитывается аналогично,  $a$  и  $b$  — катеты прямоугольного треугольника,  $\rho_0$ ,  $c_0$  — плотность и скорость звука в воде,  $k$  — волновое число,  $\hat{v}_0 = v_0 \exp(i\phi_0)$  — комплексная амплитуда колебательной скорости на поверхности элемента,  $r_0 = \sqrt{x'^2 + y'^2 + z'^2}$  и  $(x', y', z')$  — координаты точки наблюдения в локальной системе координат подэлемента. Полное поле излучателя вычислялось на плоскости  $xy$  как суперпозиция полей от всех таких

треугольников:  $A = \sum_{n=1}^{N_{\text{эл}}} \sum_{m=1}^{M_n^{\text{подэл}}} A_{\text{подэл}}^{mn}$ , где  $M_n^{\text{подэл}}$  —

количество подэлементов в  $n$ -м элементе многоугольной формы,  $N_{\text{эл}}$  — количество элементов.

На втором этапе проводился расчет поля внутри модели головы, при этом граничным условием было посчитанное поле на плоскости  $xy$ . Данный расчет проводился с использованием псевдоспектрального метода моделирования распространения акустических волн в неоднородной среде, реализованного в программном пакете *k-Wave* [12, 28–30]. Пространственные шаги сетки в расчетах поля,  $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 0.5$  мм, совпадали с шагами акустической модели головы. Шаг расчетной сетки по времени был выбран в соответствии с критерием Куранта–Фридрихса–Леви  $CFL \equiv c_{\max} \Delta t / \Delta x$ , где  $CFL = 0.1$ , а  $c_{\max}$  — максимальная скорость звука в рассматриваемой модели. Алгоритм моделирования, реализованный в *k-Wave*, учитывает наличие неоднородностей акустических параметров, дифракцию, рефракцию, отражение и поглощение акустических волн. Поскольку ранее было показано, что генерация сдвиговых волн при нормальном падении луча на костную ткань слабо влияет на исказжение ультразвукового пучка, данный эффект не учитывался, что позволило значительно ускорить расчеты [14, 31]. Время расчета поля на плоскости  $xy$  составляло в среднем 80 с при использовании процессора Intel Core i5-13600k, а время расчета распространения от плоскости  $xy$  к фокусу в неоднородной среде — 110 с при использовании графического процессора Nvidia RTX-4090.

### Методы компенсации aberrаций

В работе применялись два метода компенсации aberrаций. Первый из них, лучевой, подразумевает вычисление набегов фаз вдоль лучей (рис. 1б), идущих из геометрического центра решетки, представляющего собой целевую точку фокусировки

(отмечено индексом 1 на рисунке), в центры масс соответствующих элементов (отмечено индексом 2). Для расчета луч разбивался на большое число равных отрезков, после чего набег фазы вычислялся как сумма обратных скоростей в точках, соответствующих центрам данным отрезков:

$$\Delta\phi = 2\pi f dr \sum_{n=1}^N \frac{1}{c_n}, \quad (2)$$

где  $N$  — число отрезков,  $dr = F/N$  — длина отрезка,  $F = 200$  мм — фокусное расстояние,  $c_n$  — скорость звука в центре  $n$ -го отрезка. Число отрезков  $N = 40000$  было подобрано исходя из условия, что удвоение этого числа приводило к изменению фазы менее чем на  $1/100$  радиана.

Дифракционный метод расчета компенсации выполнялся в два этапа. На первом этапе проводилось численное моделирование распространения сферической волны из виртуального точечного источника, расположенного в фокусе решетки (целевой точке), на поверхность  $xy$  с помощью программного пакета *k-Wave* на сетке, совпадающей с сеткой акустической модели головы [12, 24]. Далее, на втором этапе, решалась обратная задача подбора фаз на элементах решетки таким образом, чтобы ультразвуковое поле (амплитуда и фаза) излучателя в плоскости  $xy$  наилучшим образом соответствовало полученному на первом этапе. Для этого поле на плоскости  $xy$  представлялось в виде вектора комплексных амплитуд в узлах расчетной сетки. Согласно (1), комплексная амплитуда давления в узле  $j$  плоскости  $xy$ , где  $j = 1, \dots, J_{xy}$ ,  $J_{xy}$  — общее количество узлов, является линейной комбинацией комплексных амплитуд колебательной скорости каждого  $k$ -го элемента  $\hat{v}_0^k$ , с известными весами  $C_{jk}$ , зависящими от взаимного расположения  $k$ -го элемента и  $j$ -го узла плоскости  $xy$ :

$$b_j = \sum_{k=1}^{N_{\text{эл}}} C_{jk} \hat{v}_0^k, \quad j = 1, \dots, J_{xy}. \quad (3)$$

Выражение (3) является переопределенной системой из  $J_{xy} > 10^4$  линейных уравнений (по количеству узлов плоскости  $xy$ ) с  $N_{\text{эл}} = 256$  неизвестными  $\hat{v}_0^k$ ,  $k = 1, \dots, N_{\text{эл}}$ . Такая система может быть решена лишь приближенно, например, методом наименьших квадратов, который обеспечивает минимум невязки между левой и правой частью системы (3):  $\|C\hat{v} - b\|^2 \rightarrow \min$ . Здесь система (3) переписана в матричном виде с сохранением обозначений. Решение системы может быть представлено в виде

$$\hat{v} = (C^T C)^{-1} C^T b \quad [12]. \quad \text{Наконец, фазы найденных комплексных амплитуд } \phi_0^k = \arg(\hat{v}_0^k), \quad k = 1, \dots, N_{\text{эл}}$$

инвертировались, для компенсации aberrаций методом фазового сопряжения. При этом амплитуды на всех элементах  $v_0^k = |\hat{v}_0^k|$  устанавливались одинаковыми ( $v_0^k \equiv v_0$ ), поскольку форма волнового фронта после коррекций в основном определяется фазовой картиной, а равные амплитуды обеспечивают возможность максимизации мощности излучаемой волны [12]. Далее, для удобства моделирования, амплитуды были нормированы таким образом, чтобы характерная амплитуда давления на элементе  $p_0 = p_0 c_0 v_0$  была равна единице.

#### Метрики оценки качества фокусировки

Для количественного описания степени искажения (аберраций) акустического поля при фокусировке через череп, а также возможностей их компенсации, использовались следующие метрики, проиллюстрированные на рис. 4: максимальная достигаемая амплитуда давления, нормированная на таковую при фокусировке в воде (показано черным крестом); смещения положения максимума поля от геометрического фокуса излучателя (красный крест) в аксиальном и радиальном направлениях (белые стрелки); отношение амплитуды давления максимального по величине побочного максимума к максимуму поля; фокальный объем, определяемый по уровню  $-6$  дБ от максимума поля (белый контур) и нормированный на фокальный объем при фокусировке в воде (красный штриховой контур) [14, 21–23].

Рассматривалась также метрика эффективности фокусировки — интеграл от интенсивности по “целевому объему”. Под целевым объемом понималась область вокруг целевой точки, в которой интенсивность при фокусировке в воде превышала  $-6$  дБ от максимального значения (рис. 4б) [24]. При расчете эффективности делалась поправка на поглощение волны: метрика эффективности в воде умножалась на коэффициент поглощения, равный усредненному по лучам поглощению ультразвука на пути от центров элементов излучателя к фокусу:

$$\epsilon = \frac{\int I(\mathbf{r})dV}{\int I_{\text{вода}}(\mathbf{r})dV} \text{ mean}_{\text{лучи}} \left( \exp \left( \int \alpha_I(\mathbf{r})dr \right) \right), \quad (4)$$

где  $I(\mathbf{r})$  — интенсивность ультразвука,  $\alpha_I = 2\alpha$  — коэффициент поглощения по интенсивности в ткани,  $W$  — целевой объем, а  $r$  — координата вдоль луча.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

### Оценка влияния геометрических параметров черепа на искажения ультразвукового пучка при транскраниальном облучении

Ниже приводятся результаты, полученные для случая облучения без компенсации aberrаций, при котором все элементы решетки работают синфазно. Была проведена оценка точности фокусировки и вносимых черепом искажений в структуру ультразвукового пучка в зависимости от геометрических параметров черепа, а именно, средней

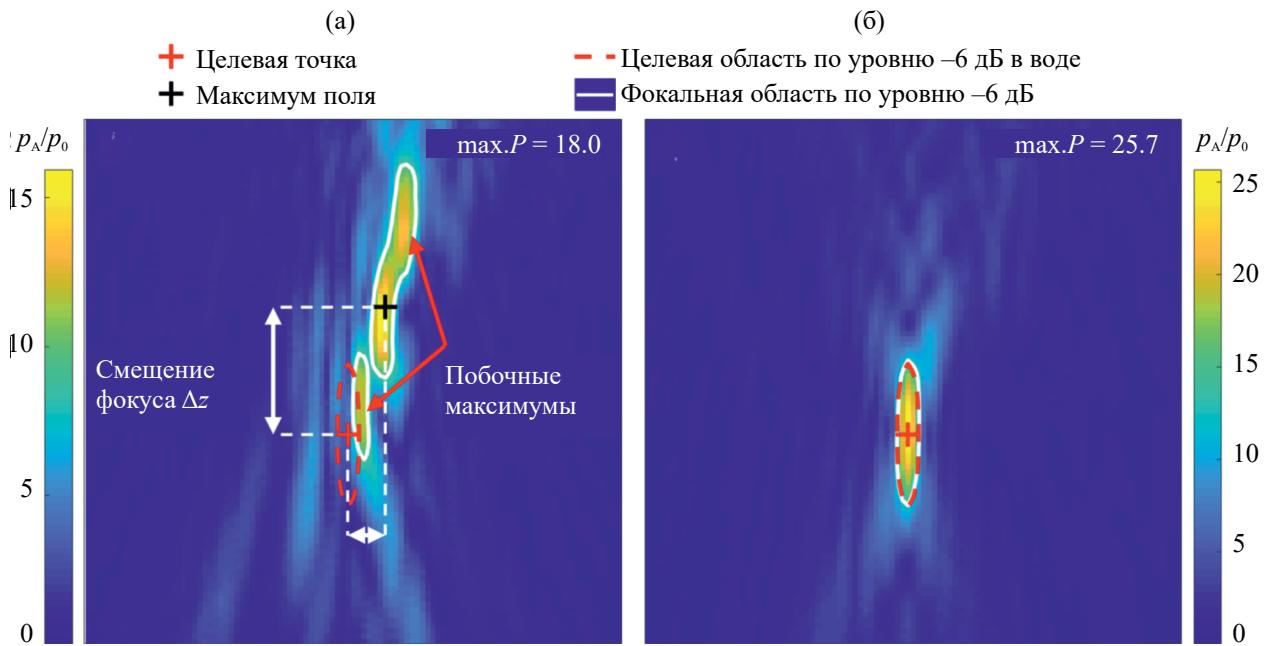


Рис. 4. Распределение нормированной амплитуды давления  $p_A/p_0$  в плоскости оси излучателя с максимальной величиной побочного максимума (а) — отсутствие коррекции; (б) — после дифракционной коррекции.

**Таблица 2.** Среднее значение  $T$  и стандартное отклонение  $\sigma$  толщин черепов, посчитанные вдоль лучей, идущих из фокуса в центры элементов и усредненные по всем исследуемым глубинам.

	A1	A2	B1	B2	C1	C2	D1	D2
$T$ , мм	8.23	9.19	9.70	8.43	6.30	6.02	5.43	6.28
$\sigma$ , мм	1.80	1.52	0.65	0.80	1.43	1.30	0.70	0.54

**Таблица 3.** Средние величины метрик, рассчитанных для результатов в случае фокусировки без коррекции aberrаций.

	$r_{xy}$ , мм	$r_z$ , мм	$p_{\text{фок}}/p_{\text{вода}}$ , %	SLR, %	$V_{\text{фок}}/V_{\text{вода}}$ , %	$\epsilon$ , %
A1	3.0	10.9	44.7	71.7	557	5.5
A2	1.4	6.8	47.2	60.0	335	9.0
B1	0.5	3.5	65.2	44.9	278	35.8
B2	0.5	3.6	66.9	36.2	170	33.0
C1	2.4	6.1	33.7	90.2	907	9.9
C2	1.8	6.9	43.4	82.9	674	8.8
D1	0.3	2.6	74.9	27.5	148	54.8
D2	0.3	1.7	79.0	19.9	139	62.1

толщины и ее вариации, значения которых приведены в табл. 2.

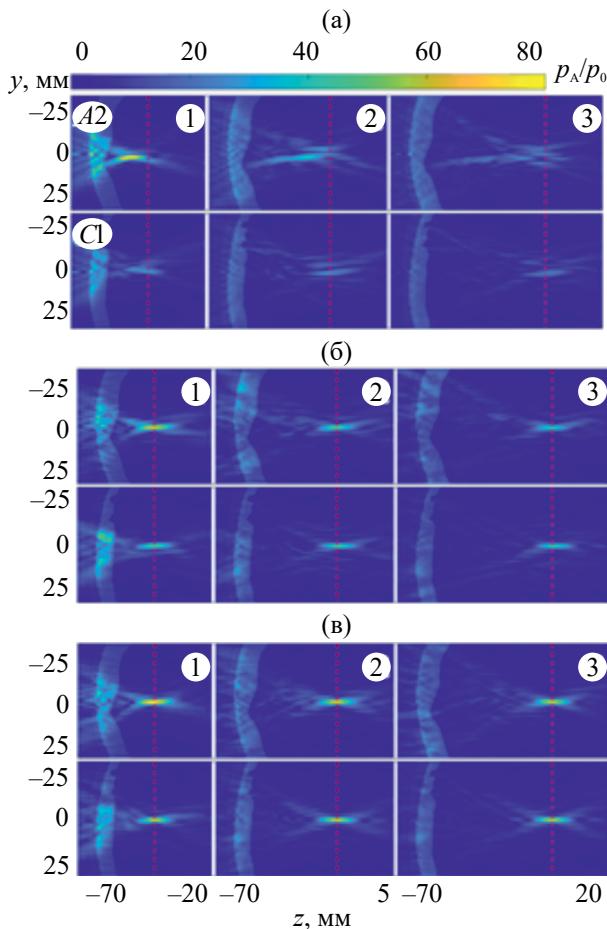
Для корреляции различных видов искажения ультразвукового пучка и параметров черепа были рассчитаны введенные выше метрики. Рассматривались: смещения максимума поля от целевой точки вдоль оси ( $r_z$ ) и в радиальном направлении ( $r_{xy}$ ), величина побочного максимума относительно основного (SLR), величины фокального объема по уровню  $-6$  дБ ( $V_{\text{фок}}/V_{\text{вода}}$ ) и эффективности с компенсацией на поглощение энергии пучка от излучателя до целевой точки ( $\epsilon$ ). Посчитанные метрики, усредненные по всем исследуемым глубинам фокусировки, приведены в табл. 3.

Можно видеть, что вариация толщины черепа оказывает наибольшее влияние на искажение поля и на изменение рассматриваемых метрик (черепа A, C). Толщина черепа за счет усиления эффектов рефракции оказывает дополнительное влияние на смещения максимума поля вдоль оси излучателя. Наибольшее смещение наблюдается вдоль оси пучка (от 1.7 до 10.9 мм), в радиальном направлении смещение не превышает 3.0 мм (рис. 5а). Величина побочных максимумов относительно основного увеличивается вплоть до 90% в некоторых случаях как за счет снижения амплитуды давления в основном максимуме, так и за счет расщепления фокальной области на несколько равнозначных областей. При этом в литературе принято рассматривать безопасным уровень побочных максимумов, составляющий по величине менее 25% по интенсивности относительно основного [14, 22, 23].

Объем фокальной области по уровню  $-6$  дБ от основного максимума существенно расширяется и может превышать объем фокальной области в воде от 1.5 до 9 раз. Размытие и смещение фокальной области приводят к тому, что эффективность концентрации энергии акустического поля в целевом объеме относительно фокусировки в воде с учетом компенсации поглощения на пути от излучателя к фокусу составляет от 5% до 60%. Эффективность фокусировки в среднем уменьшается при увеличении глубины, изменения остальных метрик не зависят от глубины.

#### *Оценка диапазонов глубин применимости лучевого и дифракционного методов компенсации aberrаций*

Компенсация aberrаций проводилась с помощью лучевого и дифракционного методов в диапазоне глубин фокусировки от  $-40$  до 10 мм от глубины центра таламуса. Оба подхода значительно увеличивают эффективность фокусировки, улучшают структуру поля и уменьшают смещение максимума поля из целевой точки. При этом качество коррекции по всем параметрам выше у дифракционного метода в сравнении с лучевым. Преимущества дифракционного метода особенно проявляются в снижении уровня побочных максимумов в черепе и вблизи него при фокусировке на малых глубинах, а также в увеличении эффективности фокусировки на больших глубинах. Смещение максимума поля после коррекции не превышает 2.5 мм во всех направлениях при использовании лучевого подхода (рис. 5б). Дифракционный подход практически

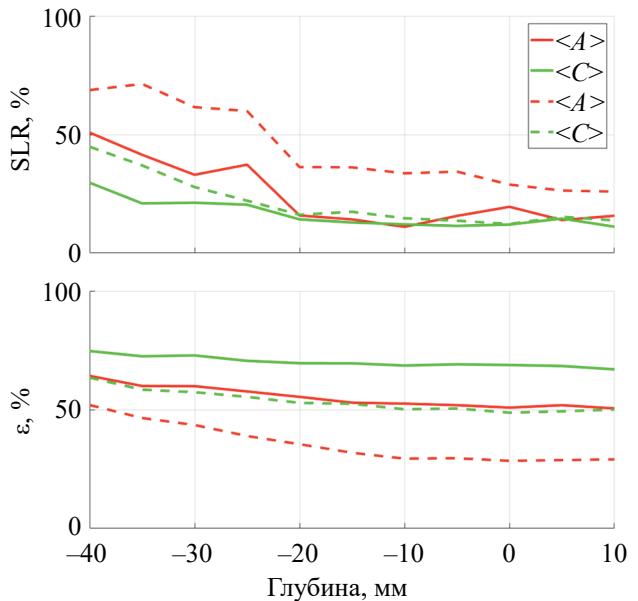


**Рис. 5.** Распределения нормированной амплитуды давления  $p_A/p_0$  на трех глубинах ( $-35$  мм,  $-15$  мм и  $0$  мм от глубины центра таламуса, соответственно, колонки 1, 2 и 3) в аксиальной плоскости излучателя  $z-y$  для случаев (а) — без коррекции, (б) — с лучевой и (в) — с дифракционной коррекцией для черепов  $A2$  и  $C1$  (с большой вариацией толщины).

полностью компенсирует как радиальное, так и аксиальное смещения (рис. 5в).

Если в воде максимальная величина первого предфокального максимума составляет  $8.9\%$ , то при фокусировке в мозг формируются побочные максимумы, величина которых увеличивается по мере приближения фокуса к черепу и составляет в среднем  $56.3\%$  для лучевого и  $38.5\%$  для дифракционного подходов на минимальных глубинах и  $17.8\%$  для лучевого и  $12.9\%$  для дифракционного подходов на больших глубинах фокусировки. Объем фокальной области по уровню  $-6$  дБ увеличивается в среднем на  $150\%$  в случае лучевого метода и на  $120\%$  в случае дифракционного по сравнению с фокусировкой в воде независимо от глубины.

Эффективность концентрации энергии в целевом объеме в среднем составляет  $46\%$  для лучевого и  $65\%$  для дифракционного подходов, при этом максимальная амплитуда давления составляет в



**Рис. 6.** Зависимости метрик (а) — эффективности и (б) — величины побочного максимума от глубины фокусировки для дифракционного (сплошная линия) и лучевого (пунктирная линия) методов компенсации aberrаций для черепов  $A2$ ,  $C1$  (с большой вариацией толщины).

среднем  $65\%$  для лучевого и  $80\%$  для дифракционного подходов. Наиболее сильный эффект коррекции aberrаций виден в случаях сильных изначальных искажений поля для черепов с большой вариацией толщины.

Для всех черепов можно видеть, что как максимальная амплитуда давления, так и эффективность концентрации энергии при использовании дифракционного метода слабо зависят от глубины. В то же время при использовании лучевого метода максимальная амплитуда уменьшается на  $4$ – $19\%$  от максимальной амплитуды в воде, а эффективность с глубиной уменьшается на  $10$ – $17\%$  от эффективности в воде. Для черепов с небольшими толщиной и вариацией толщины оба подхода дают близкие результаты по всем остальным метрикам на всех глубинах. Для черепов с большой толщиной или вариацией толщины основные различия между подходами состоят в величинах побочных максимумов и эффективности концентрации энергии в целевом объеме: на малых глубинах достигается двукратное различие в величине побочного максимума (рис. 6а), в то время как на больших глубинах достигается двукратное различие в величине эффективности концентрации поля в целевой области (рис. 6б).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе на примере акустических моделей восьми различных черепов, различающихся по средней толщине и ее вариации, было проведено сравнение лучевого и дифракционного методов

коррекции aberrаций при фокусировке на различных глубинах. С использованием ряда количественных метрик было показано, что как в случае без коррекции, так и в случае лучевой и дифракционной коррекции aberrаций наибольшее влияние на результаты фокусировки оказывает вариация толщины черепа. Наилучшую коррекцию дает дифракционный метод, причем различие между двумя методами коррекции aberrаций возрастает по мере приближения фокуса к черепу. При приближении к черепу, в случае применения лучевой коррекции, высокие побочные максимумы как в черепе, так и в мозге, возникают раньше, чем в случае применения дифракционного метода. На больших глубинах дифракционный метод позволяет получить значительно более высокую концентрацию энергии в фокальной области, а также снизить отклонение точки фокуса до одного шага расчетной сетки (менее 0.5 мм).

Считая, что безопасное проведение операции возможно при величине побочного максимума менее  $-6\text{dB}$  в отсутствие смещения в радиальном направлении и со смещением вдоль оси излучателя менее 2 мм, было показано, что дифракционный метод может позволить расширить область эффективной фокусировки на 10–15 мм в зависимости от черепа, а также применять методы неинвазивной HIFU-нейрохирургии в ряде черепов с наименее подходящими для фокусировки параметрами, на глубинах от  $-15$  мм от глубины таламуса.

Работа поддержана грантом Программы развития МГУ (проект № 23-Ш06-02) и стипендией фонда “Базис” № 22-2-10-6-1.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Qiu W., Bouakaz A., Konofagou E., Zheng H. Ultrasound for the brain: A review of physical and engineering principles, and clinical applications // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr. 2020. V. 68. N 1. P. 6–20.
2. Mehkri Y., Pierre K., Woodford S.J., Davidson C.G., Urhie O., Sriram S., Hernandez J., Hanna C., Lucke-Wold B. Surgical Management of Brain Tumors with Focused Ultrasound // Curr. Oncol. 2023. V. 30. N 5. P. 4990–5002.
3. Ahmed A.K., Zhuo J., Gullapalli R.P., Jiang L., Keaser M.L., Greenspan J.D., Chen C., Miller T.R., Melhem E.R., Sansur C.A., Eisenberg H.M., Gandhi D. Focused Ultrasound Central Lateral Thalamotomy for the Treatment of Refractory Neuropathic Pain: Phase I Trial // Neurosurgery. 2024. V. 94. N 4. P. 690–699.
4. Набиуллина Д.И., Галимова Р.М., Иллариошкин С.Н., Бузаев И.В., Сафин Ш.М., Ахмадеева Г.Н., Мухамадеева Н.Р., Крекотин Д.К. Опыт поэтапной и одномоментной двусторонней таламотомии методом фокусированного ультразвука под контролем магнитно-резонансной томографии в лечении эссенциального тремора // Журн. неврол. психиатр. им. С.С. Корсакова. 2023. Т. 123. № 7. С. 65–73.
5. Elias W.J. A randomized trial of focused ultrasound thalamotomy for essential tremor // N. Engl. J. Med. 2016. V. 375. N 8. P. 730–739.
6. Галимова Р.М., Иллариошкин С.Н., Ахмадеева Г.Н., Набиуллина Д.И., Карапов Ф.Ф., Сафин Ш.М., Бузаев И.В., Терегулова Д.Р., Сидорова Ю.А., Качемаева О.В. Одновременное воздействие на две мишени методом фокусированного ультразвука под контролем МРТ при лечении пациентов с дрожательными фенотипами болезни Паркинсона // Анналы клинической и экспериментальной неврологии. 2024. Т. 18. № 2. С. 5–12.
7. Sinai A., Nassar M., Sprecher E., Constantinescu M., Zaaroor M., Schlesinger I. Focused Ultrasound Thalamotomy in Tremor Dominant Parkinson's Disease: Long-Term Results // J. Parkinsons Dis. 2022. V. 12. N 1. P. 199–206.
8. Horisawa S., Yamaguchi T., Abe K., Hori H., Fukui A., Iijima M., Sumi M., Hodotsuka K., Konishi Y., Kawamata T., Taira T. Magnetic resonance-guided focused ultrasound thalamotomy for focal hand dystonia: A Pilot Study // Mov. Disord. 2021. V. 36. N 8. P. 1955–1959.
9. Гаврилов Л.Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. М.: Фазис, 2013.
10. Hyynnen K., Jones R.M. Image-guided ultrasound phased arrays are a disruptive technology for non-invasive therapy // Phys. Med. Biol. 2016. V. 61. P. 206–248.
11. Drainville R.A., Chatillon S., Moore D., Snell J., Padilla F., Lafon C. A simulation study on the sensitivity of transcranial ray-tracing ultrasound modeling to skull properties // J. Acoust. Soc. Am. 2023. V. 154. N 2. P. 1211–1225.
12. Rosnitskiy P.B., Yuldashev P.V., Sapozhnikov O.A., Gavrilov L.R., Khokhlova V.A. Simulation of nonlinear trans-skull focusing and formation of shocks in brain using a fully populated ultrasound array with aberration correction // J. Acoust. Soc. Am. 2019. V. 146. N 3. P. 1786–1798.
13. Ильин С.А., Юлдашев П.В., Хохлова В.А., Гаврилов Л.Р., Росницкий П.Б., Сапожников О.А. Применение аналитического метода для оценки качества акустических полей при электронном перемещении фокуса многоэлементных терапевтических решеток // Акуст. журн. 2015. Т. 61. № 1. С. 57–64.
14. Bancel T., Houdouin A., Annic P., Rachmilevitch I., Shapira Y., Tanter M., Aubry J.-F. Comparison between ray-tracing and full-wave simulation for transcranial ultrasound focusing on a clinical system using the transfer matrix formalism // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr. 2021. V. 68. N 7. P. 2554–2565.
15. Meng Y., Jones R.M., Davidson B., Huang Y., Pople C.B., Surendrakumar S., Hamani C., Hyynnen K., Lipsman N. Technical principles and clinical workflow of transcranial MR-guided focused ultrasound // Stereotact. Funct. Neurosurg. 2021. V. 99. N 4. P. 329–342.
16. Росницкий П.Б., Гаврилов Л.Р., Юлдашев П.В., Сапожников О.А., Хохлова В.А. О возможности применения многоэлементных фазированных решеток для ударно волнового воздействия на глубокие структуры мозга // Акуст. журн. 2017. Т. 63. № 5. С. 489–500.
17. Rosnitskiy P.B., Vysokanov B.A., Gavrilov L.R., Sapozhnikov O.A., Khokhlova V.A. Method for designing multi-element fully populated random phased arrays for ultrasound surgery applications // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr. 2018. V. 65. N 4. P. 630–637.

18. Raju B.I., Hall C.S., Seip R. Ultrasound therapy transducers with space-filling non-periodic arrays // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr. 2011. V. 58. N 5. P. 944–954.
19. Ramaekers P., Ries M., Moonen C.T.W., de Greet M. Improved intercostal HIFU ablation using a phased array transducer based on Fermat's spiral and Voronoi tessellation: A numerical evaluation // Med. Phys. 2017. V. 44. N 3. P. 1071–1088.
20. Maxwell A.D., Khokhlova T.D., Schade G.R., Wang Y.-N., Kreider W., Yuldashev P.V., Simon J.C., Sapozhnikov O.A., Farr N., Partanen A., Bailey M.R., Hwang J.H., Crum L.A., Khokhlova V.A. Boiling histotripsy: A noninvasive method for mechanical tissue disintegration // J. Acoust. Soc. Am. 2014. V. 136. N 4. P. 2249.
21. Aubry J.-F., Bates O., Bohm C., Pauly K.B., Christensen D., Cueto C., Gelat P.N., Guasch L., Jaros J., Jing Y., Jones R.M., Li N., Marty P., Montanaro H., Neufeld E., Pichardo S., Pinton G.F., Pulkkinen A., Stanzola A., Thielscher A., Treeby B.E., Wout E.V. Benchmark problems for transcranial ultrasound simulation: Intercomparison of compressional wave models // J. Acoust. Soc. Am. 2022. V. 152. P. 1003.
22. Jones R.M., Hyynnen K. Comparison of analytical and numerical approaches for CT-based aberration correction in transcranial passive acoustic imaging // Phys Med Biol. 2015. V. 61. P. 23.
23. Adams C., Jones R.M., Yang S.D., Kan W.M., Leung K., Zhou Y., Lee K.U., Huang Y., Hyynnen K. Implementation of a skull-conformal phased array for transcranial focused ultrasound therapy // IEEE. 2021. V. 68. P. 3457.
24. Чупова Д.Д., Росницкий П.Б., Солонцов О.В., Гаврилов Л.Р., Синицын В.Е., Мершина Е.А., Сапожников О.А., Хохлова В.А. Компенсация aberrаций при фокусировке через череп на основе данных КТ и МРТ // Акуст. журн. 2024. Т. 70. № 2. С. 193–205.
25. Schneider U., Pedroni E., Lomax A. The calibration of CT Hounsfield Units for radiotherapy treatment planning // Phys. Med. Biol. 1996. V. 41. P. 111–124.
26. Mast T.D. Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues // ARLO. 2000. V. 1. N 2. P. 37–42.
27. Duck F.A. Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book // Academic Press, London, 1990.
28. Treeby B.E., Cox B.T. Modeling power law absorption and dispersion in viscoelastic solids using a split-field and the fractional Laplacian // J. Acoust. Soc. Am. 2014. V. 136. N 4. P. 1499–1510.
29. Treeby B.E., Jaros J., Rohrbach D., Cox B.T. Modeling elastic wave propagation using the k-Wave Matlab toolbox // IEEE Int. Ultrasonics Symposium. 2014. Р. 146–149.
30. Бобина А.С., Росницкий П.Б., Хохлова Т.Д., Юлдашев П.В., Хохлова В.А. Влияние неоднородностей брюшной стенки на фокусировку ультразвукового пучка при различных положениях излучателя // Изв. РАН. Сер. физ. 2021. Т. 85. № 6. С. 875–882.
31. Чупова Д.Д., Росницкий П.Б., Гаврилов Л.Р., Хохлова В.А. Компенсация искажений фокусированных ультразвуковых пучков при транскраниальном облучении головного мозга на различной глубине // Акуст. журн. 2022. Т. 68. № 1. С. 3–13.

## Comparison of ray-tracing and diffraction methods for correcting aberrations in transcranial focusing of ultrasound field

**O. V. Solontsov<sup>a,\*</sup>, P. B. Rosnitskiy<sup>b</sup>, D. D. Chupova<sup>a</sup>, L. R. Gavrilov<sup>b</sup>, V. E. Sinitsyn<sup>c</sup>,  
E.A. Mershina<sup>c</sup>, O.A. Sapozhnikov<sup>a</sup>, V. A. Khokhlova<sup>a</sup>**

<sup>a</sup>*Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics, Leninskie Gory 1, Moscow, 119991 Russia*

<sup>b</sup>*Division of Gastroenterology, Department of Medicine, University of Washington School of Medicine, Seattle, WA, USA*

<sup>c</sup>*Medical Research and Educational Institute, Lomonosov Moscow State University, Lomonosovsky prospect 27,  
Moscow 119192, Russia*

*\*e-mail: solontsov.ov@gmail.com*

The study theoretically evaluated the possibilities of using ray-tracing and diffraction-based methods to aberration correction, which are used in noninvasive neurosurgery for focusing high-intensity ultrasound through the skull bones at various depths in the human brain. The analysis is based on using head computed tomography (CT) data of skulls with various geometric characteristics from an anonymized set of eight patients. A mosaic 1 MHz phased array shaped as a spherical bowl with radius of curvature and diameter of 200 mm, and absolutely dense filling of the surface with 256 elements, was considered as the transducer. In the ray-tracing method, aberration correction was carried out by calculating the phase shift along the rays emanating from the target point to the centers of the elements. In the diffraction-based method, a combination of the Rayleigh integral and a pseudospectral numerical method for solving the wave equation in an inhomogeneous medium, implemented in the k-Wave software package, was used for aberration correction and ultrasound focusing simulations. It is shown that the strongest field distortions are observed for skulls with more pronounced variations of bone thickness. The diffraction-based method allows for increasing the focusing efficiency, as well as performing correction at shallower depths in the brain compared to the ray-based method.

**Ключевые слова:** High-intensity focused ultrasound, multi-element phased array, Rayleigh integral, computed tomography, noninvasive neurosurgery