

## Особенности применения ультразвуковых фазированных решеток с различным количеством элементов при облучении тканей в присутствии ребер

С.А. Ильин<sup>1,\*</sup> Л.Р. Гаврилов<sup>2,†</sup> В.А. Хохлова<sup>1,‡</sup>

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

<sup>2</sup>Акустический институт имени акад. Н.Н. Андреева, Россия, 117036, Москва, ул. Шверника, 4  
(Статья поступила 15.11.2014; Подписана в печать 08.12.2014)

Во многих современных медицинских приложениях мощного фокусированного ультразвука необходимо принимать во внимание потери энергии на естественных преградах в виде ребер. В связи с этим в данной работе было проведено исследование целесообразности применения фазированных решеток с увеличенным количеством элементов для уменьшения перегрева костей при фокусировке через грудную клетку. Проанализировано влияние количества элементов решетки на величину потерь мощности фокусированного пучка на ребрах и уровень интенсивности в области фокуса за ребрами при использовании геометрического подхода к отключению элементов решетки, находящихся в тени ребер.

PACS: 43.38.+n УДК: 534.2

Ключевые слова: мощный фокусированный ультразвук, фазированные решетки, оптимизация воздействия.

### ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время в медицине широко используются ультразвуковые фокусирующие излучатели для проведения неинвазивных (без прямого хирургического вмешательства) операций [1–3]. В то же время, существует большое количество клинических случаев, когда применение одиночного фокусированного излучателя технически трудно из-за наличия сильно поглощающих и отражающих поверхностей на пути распространения ультразвукового пучка, таких как, к примеру, кости. Так, наличие костей грудной клетки при облучении печени или сердца приводит к ухудшению фокусировки пучка, недостаточному нагреву области фокуса, а также перегреву костей и вышележащих слоев ткани, включая кожу [4].

Развитие технологии производства ультразвуковых излучателей большой мощности позволило создавать многоэлементные фазированные решетки, состоящие из большого числа независимых элементов [5, 6]. Такие устройства позволяют повысить эффективность облучения биологических тканей, расположенных за препятствиями. Гибкость настройки фокусировки акустических решеток по сравнению с одиночными излучателями позволяет проводить облучение как сквозь неоднородные по толщине кости, например черепа [7], так и между ними, как в случае грудной клетки.

Для минимизации влияния теплового воздействия акустического поля на кости грудной клетки наиболее простым методом является метод отключения элементов решетки, которые находятся в геометрической те-

ни ребер [8]. При такой работе решетки, тем не менее, за счет дифракционных эффектов часть энергии пучка попадает на ребра. Присутствие ребер также оказывает влияние на получаемое поле в области фокуса, что выражается в ухудшении фокусировки в виде появления побочных максимумов и потере мощности в основном фокусе.

В данной работе был поставлен вопрос о возможности уменьшения теплового воздействия на ребра с помощью варьирования количества элементов решетки при сохранении одной и той же начальной интенсивности на ее элементах и плотности заполнения решетки. При увеличении количества элементов их размер уменьшался соответствующим образом. В качестве удобной модели для сравнения была выбрана «идеальная» решетка, отличающаяся тем, что позволяет варьировать амплитуду и фазу в каждой точке поверхности излучателя непрерывно, а не только на дискретных элементах [8].

В качестве модели ребер использовался фантом, который представлял собой 5 полос бесконечно малой толщины и ширины 18 мм [8]. Расстояние между полосами было равно 14 мм (рис. 1). Считалось, что попавшая на ребра энергия полностью ими поглощалась. Эти размеры приблизительно соответствовали типичным размерам ребер и межреберных промежутков грудной клетки свиньи. Такая решетка и геометрия расположения ребер использовались ранее в эксперименте [8].

В зависимости от структуры решетки и формы ее элементов применяются различные методы расчета ультразвуковых полей [1]. В данной работе использовался метод численного расчета интеграла Рэлея [9] путем разделения всей излучающей поверхности на участки малых размеров.

В качестве примера применения метода было проанализированы поля, создаваемые тремя фазированными

\*E-mail: sergey\_ilyin@acs366.phys.msu.ru

†E-mail: gavrilov@akin.ru

‡E-mail: vera@acs366.phys.msu.ru

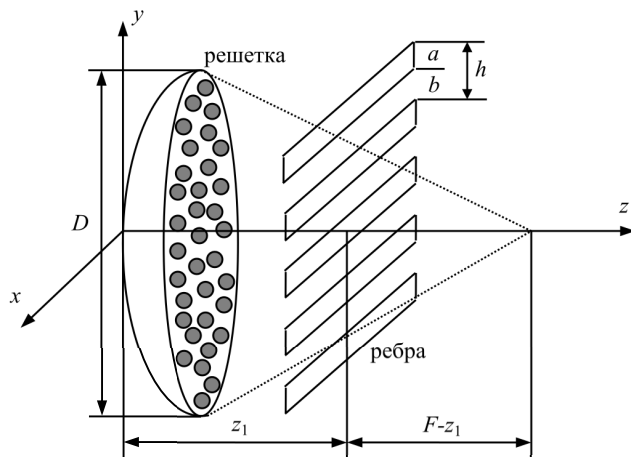


Рис. 1: Схематическое расположение многоэлементной решетки и ребер

ми решетками с квазислучайным расположением элементов [5] и одной «идеальной» решетки с возможностью непрерывного изменения амплитуды и фазы в каждой ее точке [8]. Количество элементов на решетках было равно 128, 256 и 1024. За основу была выбрана решетка с 256 случайно расположенными элементами (рис. 2в), которая соответствовала ультразвуковому источнику в экспериментальной установке Имперского колледжа Лондона [6, 8] и имела следующие параметры: диаметр  $D = 170$  мм, радиус кривизны поверхности  $F = 130$  мм, радиус элементов  $a = 3,5$  мм, количество элементов 256, рабочая частота  $f = 1,0$  МГц. Решетки с 128 и 1024 элементами имели ту же общую излучающую площадь, что и 256-элементная решетка, поэтому радиус их элементов был в  $\sqrt{2}$  раз больше ( $a = 4,95$  мм) и в два раза меньшим ( $a = 1,75$  мм), соответственно, а частота, диаметр и радиус кривизны поверхности были такими же. Плотность заполнения элементами поверхностей фазированных решеток составляла 52%. Таким образом, при одинаковой интенсивности на элементах излучаемая акустическая мощность была одинаковой для всех трех решеток. Так как процент заполнения идеальной решетки равнялся 100%, то для обеспечения одинаковой мощности и удобства сравнения всех четырех решеток интенсивность на ее поверхности полагалась равной 0,52 от интенсивности на элементах дискретных решеток. Схематическое представление расположения элементов рассматриваемых решеток представлено на рис. 2, верхний ряд. Элементы решеток были частично отключены с использованием «геометрического подхода» [8]. Те элементы, что находились в тени ребер, были выключены и обозначены белым цветом на рисунке, оставшиеся работающие элементы показаны темно-серым цветом.

## 1. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Общая схема типичной для использования в неинвазивной хирургии многоэлементной решетки показана на рис. 1. Решетка представляет собой сферическую чашку, на которой расположены круглые поршневые элементы, нормали к которым направлены в геометрический центр кривизны чашки [8]. Амплитуда и фаза каждого такого элемента могут варьироваться независимо. Начало системы координат было выбрано в центре решетки, а ось  $z$  направлена вдоль ее акустической оси.

В линейной постановке задачи излучаемое поле всей решетки представляет собой сумму акустических полей от каждого из ее элементов. Комплексную амплитуду  $p_j$  акустического давления  $j$ -го элемента можно рассчитать с помощью интеграла Рэлея [9]:

$$p_j(r, t) = -\frac{i\omega\rho_0 e^{-i\omega t}}{2\pi} \int_{S_j} \frac{v_n(r') e^{ikR}}{R} dS', \quad (1)$$

где  $i$  — мнимая единица,  $\omega = 2\pi f$  — циклическая частота излучателя,  $k = \omega/c_0$  — волновое число,  $c_0$  — скорость звука,  $\rho_0$  — плотность среды,  $S_j$  — площадь поверхности элемента,  $v_n$  — комплексная амплитуда нормальной компоненты скорости колебаний поверхности излучателя,  $R$  — расстояние от участка поверхности  $dS'$  до точки наблюдения поля.

Поле решетки рассчитывалось по следующей формуле, полученной после замены интеграла (1) на соответствующую сумму по малым элементам площади  $S_j$ :

$$p(r) = -\frac{ik\rho_0}{2\pi} \sum_{S_j} \frac{e^{ikR_j}}{R_j} S_j. \quad (2)$$

Здесь  $R_j$  — расстояние от центра каждой элементарной площадки  $S_j$  всей поверхности решетки до точки наблюдения. В данных расчетах использовалось разбиение касательной плоскости на треугольники.

Пространственные распределения поля решеток рассчитывались в воде (скорость звука  $c_0 = 1500$  м/с, плотность  $\rho_0 = 1000$  кг/м<sup>3</sup>) на сетке в декартовой системе координат с шагом расчета поля 0,1 мм. Для расчета потерь энергии рассчитывалось двумерное распределение интенсивности в плоскости ребер ( $z = 45$  мм), далее вычислялась доля энергии, попадающей на ребра. Распределения в фокальной плоскости также рассчитывались с помощью интеграла Рэлея на основе поля скоростей, полученного в плоскости ребер при учете полного поглощения на них (колебательная скорость на ребрах полагалась равной нулю).

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ

С целью уменьшения теплового воздействия на ребра при использовании решеток с различным количе-

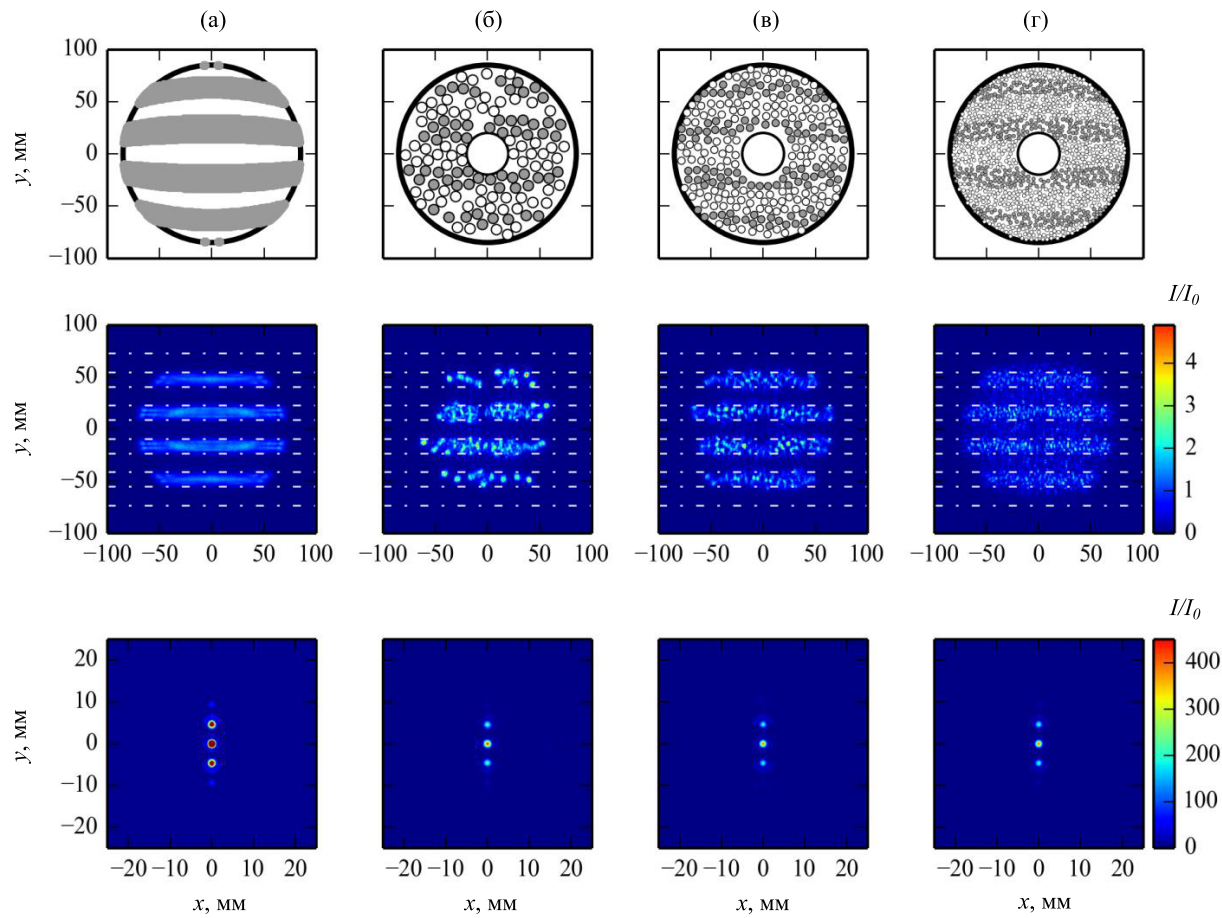


Рис. 2: Сравнение «идеальной» решетки (а) и решеток с 128 (б), 256 (в) и 1024 (г) элементами. Верхний ряд — схематическое изображение излучающих поверхностей решеток (темно-серый цвет — активная, белый — не активная). Средний ряд — двумерное распределение интенсивности в плоскости расположения ребер ( $z = 45$  мм) с обозначенными штрих-пунктиром границами ребер. Нижний ряд — двумерное распределение интенсивности в фокальной плоскости ( $z = 130$  мм). Двумерные распределения нормированы на начальный уровень интенсивности  $I_0$  на поверхности решеток

ством элементов, были рассчитаны двумерные распределения интенсивности в плоскости ребер и фокальной плоскости для рассматриваемых типов решеток (рис. 2, средний и нижний ряды). На распределениях, полученных для плоскости ребер, также обозначены границы ребер. Как видно, распределения интенсивности для различных видов решеток заметно различаются. В случае «идеальной» решетки между ребрами удается создать пространственно локализованное акустическое поле, распределение интенсивности в межреберных промежутках имеет практически постоянную величину. Для решетки с малым количеством элементов (128), т.е. с элементами большого размера (б), можно отметить меньшее влияние дифракционных эффектов на распространение акустического пучка, в отличие от решетки с 1024 элементами (г). В последнем случае распределение интенсивности акустического поля в плоскости ребер сильно расплывается, так, что даже в условиях отключения элементов, значительная часть энергии попадает

на ребра. Решетка с 256 элементами демонстрирует промежуточный характер распределения.

Этот результат является достаточно неожиданным. Из общих соображений, уменьшение размеров элементов и увеличение их количества должно было приводить к лучшим результатам по проведению энергии через межреберные промежутки. Объяснить полученные результаты можно с помощью рис. 3, на котором представлены двумерные распределения интенсивностей акустического поля в плоскости оси  $z$ , полученные для единичного элемента решетки с 128 элементами (рис. 3а) ( $a = 4,95$  мм), с 256 элементами (рис. 3б) ( $a = 3,50$  мм) и 1024 элементами (рис. 3в) ( $a = 1,75$  мм). Штрихами обозначены изолинии уровня  $-3$  дБ, а толстыми вертикальными отрезками — ребра с характерным размером межреберного промежутка (14 мм). Как видно, при использовании решетки с меньшим количеством элементов большего размера дифракционная расходимость акустического пучка на расстоянии расположения ребер меньше характерного

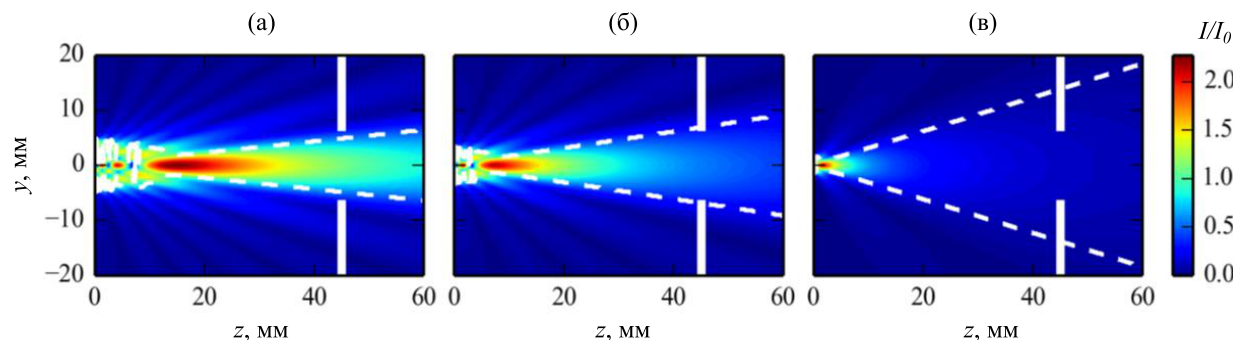


Рис. 3: Сравнение двумерных распределений интенсивности полей на плоскости  $yz$  вдоль оси  $z$ , полученных для единичного элемента решетки с 128 элементами (а) ( $a = 4,95$  мм), 256 элементами (б) ( $a = 3,50$  мм) и 1024 элементами (в) ( $a = 1,75$  мм). Штрихами обозначены изолинии уровня  $-3$  дБ, а толстыми вертикальными отрезками — ребра и характерный межреберный промежуток (14 мм) на расстоянии до плоскости ребер (45 мм)

Таблица I: Сравнение «идеальной» решетки и решеток с 128, 256 и 1024 элементами, часть которых выключена с помощью геометрического подхода, по потерям мощности ультразвукового пучка на ребрах и по мощности, доставляемой в область фокуса

Параметр сравнения	«идеальная» решетка	128-элементная решетка (61 элемент активен)	256-элементная решетка (114 эле- ментов активны)	1024-элементная решетка (456 эле- ментов активны)
Потери мощности на ребрах в процентах от полной мощности, излучаемой решеткой	10,5 %	21,2 %	23,4 %	33,2 %
Отношение мощности УЗ пучка в области фокуса, определяемой по уровню $-6$ дБ по интенсивности к полной мощности, излучаемой решеткой	24,0 %	11,7 %	9,5 %	9,8 %

размера щели. В то же время, при рассмотрении элемента меньших размеров (рис. 3в) (размер элемента соизмерим с длиной волны в воде (1,5 мм)) ширина пучка превышает размер межреберного промежутка, что приводит к тому, что на ребрах теряется значительная часть излученной мощности, даже для элементов, расположенных между ребрами.

Двумерные распределения интенсивности в фокальной плоскости, представленные на рис. 2, *нижний ряд* позволяют сравнить рассматриваемые типы решеток с точки зрения уровня мощности, дошедшей до фокальной области. Во всех распределениях присутствует эффект расщепления одного фокуса на один основной и ряд побочных, связанный с дискретной структурой расположения препятствий [8], что приводит к заметному уменьшению уровня интенсивности в фокусе.

Количественное сравнение потерь мощности на ребрах представлено в сводной табл. 1. Как видно, минимально достижимый уровень потерь на ребрах в случае геометрического подхода составляет 10,5% в случае «идеального» излучателя. Максимальные потери соответствуют решетке с наибольшим количеством (1024) элементов малых размеров — 33,2%. Среди рассмотренных дискретных решеток по потерям на реб-

рах и мощности, дошедшей до фокуса, наилучшей является 128-элементная решетка. Заметим, что по последнему параметру 256 и 1024-элементные решетки примерно одинаковы.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Известно, что для расширения области перемещения фокуса с помощью фазированных решеток целесообразно использовать решетки с элементами относительно малого размера, обладающими сравнительно широкой диаграммой направленности. Применение таких решеток позволяет резко уменьшить уровень вторичных максимумов интенсивности (т.н. «лепестков решетки») в поле решеток и тем самым повысить безопасность их клинического использования. В то же время в данной работе показано, что в некоторых специфических ситуациях, например, при разрушении структур печени или сердца через кости грудной клетки, уменьшение размеров элементов многоэлементных антенных решеток и соответствующее увеличение их количества не всегда является оправданным. Оказалось, что при рассмотренной в работе геометрии фо-

кусировки, увеличение количества элементов не приводит к уменьшению потерь мощности пучка на ребрах, а также к выигрышу по мощности, доставляемой в фокальную область пучка. Показано, что использование многоэлементной решетки с малыми размерами элементов, сравнимыми с длиной волны, даже увеличивало потери мощности на ребрах и, соответственно,

уменьшало уровень мощности в фокусе. Однако следует с осторожностью относиться к обобщению данного результата, так как он получен для конкретных размеров ребер и геометрии излучателей.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (гранты № 12-02-00028а и 13-02-00183).

- [1] Ультразвук в медицине. Физические основы применения. Под ред. Хилла К., Бэмбера Дж., тер Хаар Г. (М.: Физматлит, 2008).
- [2] Бэйли М.Р., Хохлова В.А., Сапожников О.А., Каргл С.Г., Крам Л.А. Акуст. журн. **49**, №4. С.437. (2003).
- [3] Гаврилов Л.Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. (М.: Фазис, 2013).
- [4] Li F., Gong X., Hu K., Li C., Wang Z. Proc. 5th Int. Symp. on Therapeutic Ultrasound. P. 477. (Boston, USA, 2006).
- [5] Gavrilov L.R., Hand J.W. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr. **47**, N 1. P. 125. (2000).
- [6] Hand J.W., Shaw A., Sadhoo N., Rajagopal S., Dickinson R.J., Gavrilov L.R. Phys. Med. Biol. **54**, N 19. P. 5675. (2009).
- [7] Aubry J.-F., Tanter M., Thomas L., Fink M. J. Acoust. Soc. Am. **113**, N 1. P. 84. (2003).
- [8] Bobkova S., Gavrilov L., Khokhlova V., Shaw A., Hand J. Ultrasound Med. Biol. **36**, N 6. P. 888. (2010).
- [9] O'Neil H.T. J. Acoust. Soc. America. **21**, N 5. P. 516. (1949).

## Application of ultrasound phased arrays with different number of elements for irradiation of tissue behind the ribs

S.A. Ilyin<sup>1,a</sup>, L.R. Gavrilov<sup>2,b</sup>, V.A. Khokhlova<sup>1,c</sup>

<sup>1</sup>Department of Acoustics, Faculty of Physics, M. V. Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119991, Russia

<sup>2</sup>N. N. Andreev Acoustics Institute, Moscow, 117036, Russia

E-mail: <sup>a</sup>sergey\_ilyin@acs366.phys.msu.ru, <sup>b</sup>gavrilov@akin.ru, <sup>c</sup>vera@acs366.phys.msu.ru

In many current medical applications of high intensity focused ultrasound it is necessary to take into account additional energy losses due to the presence of natural obstacles like ribs. In this study the feasibility of using phased arrays with different number of elements to reduce overheating ribs when focusing through the intercostal spaces was studied. Geometric approach to switch off the array elements that are in the shadow of ribs was used to minimize the exposure of the ribs to the ultrasound energy. The effect of the number of the array elements on the value of the power losses of the focused beam at the ribs and the level of intensity in the focal region behind the ribs was studied.

PACS: 43.38.+n

Keywords: high intensity focused ultrasound, phased arrays, optimizing of usage.

Received 15.11.2014.

### Сведения об авторах

- Ильин Сергей Андреевич — аспирант; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: sergey\_ilyin@acs366.phys.msu.ru.
- Гаврилов Леонид Рафаилович — докт. тех. наук, главный научный сотрудник; тел.: (499) 723-6321, e-mail: gavrilov@akin.ru.
- Хохлова Вера Александровна — докт. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: vera@acs366.phys.msu.ru.