

УДК 534.2:534.7

## СПИРАЛЬНОЕ РАСПОЛОЖЕНИЕ ЭЛЕМЕНТОВ ДВУМЕРНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ РЕШЕТОК КАК МЕТОД ПОВЫШЕНИЯ ИНТЕНСИВНОСТИ В ФОКУСЕ

© 2015 г. Л. Р. Гаврилов<sup>1</sup>, О. А. Сапожников<sup>2</sup>, В. А. Хохлова<sup>2</sup>

E-mail: gavrilov@akin.ru

Появление новых методов применения мощного ультразвука в медицине, основанных на использовании нелинейных полей и ударно-волновых режимов воздействия, требует существенного повышения мощности фазированных решеток, предназначенных для генерации таких полей. Показана целесообразность создания нового поколения подобных решеток, основанных на применении плотно упакованных элементов решетки при их спиральном расположении на ее поверхности.

DOI: 10.7868/S0367676515100105

### ВВЕДЕНИЕ

За последние десятилетия применение фокусированного ультразвука высокой интенсивности стало одним из наиболее эффективных и быстро развивающихся направлений медицинской физики [1–3]. Наиболее часто для фокусирования ультразвука используются одиночные пьезокерамические преобразователи, представляющие собой по форме часть сферической оболочки. Такие излучатели относительно просты, дешевы и несложны в изготовлении, что, несомненно, следует признать их большим достоинством. Их недостаток — фиксированное фокусное расстояние и, как следствие, относительно невысокая гибкость использования. Для разрушения биологических тканей относительно большого объема (несколько см<sup>3</sup> и более) должны быть предусмотрены позиционирующие устройства для механического перемещения фокусирующей системы. Поскольку из практического опыта известно, что для разрушения таких объемов биологических тканей требуется несколько часов, использование в хирургии преобразователей с фиксированным фокусным расстоянием не всегда приемлемо.

Заметное преимущество в этом плане имеют ультразвуковые фазированные решетки, которые обеспечивают возможность изменять местоположение области фокусировки без механического перемещения самой решетки, и, что, возможно, еще более важно, позволяют создавать одновременно несколько фокусов.

Существуют две разновидности решеток для ультразвуковой хирургии и терапии: решетки, устанавливаемые вне тела пациента (так называемые экстракорпоральные решетки), и решетки, вводимые внутрь организма (внутриполостные решетки). Первая разновидность таких решеток не имеет особых ограничений на размеры, а значит, и на число элементов. Рассмотрим для определенности двумерные ультразвуковые решетки.

В последние годы отчетливо проявляется тенденция к повышению интенсивности ультразвука при воздействии на ткани фокусированным ультразвуком [1–3]. Исследования подошли к тому уровню, когда в них все чаще используются значения интенсивности на поверхности излучателей, близкие к максимально допустимым при использовании современных технологий (десятки Вт · см<sup>-2</sup>). При этом весьма актуальными становятся попытки повысить излучаемую мощность источника не путем дальнейшего повышения интенсивности на его поверхности, а с помощью неких неиспользованных ранее приемов, например за счет изменения геометрии фокусирующих систем.

В данной работе показана целесообразность создания нового поколения фазированных решеток, основанных на применении плотно упакованных элементов решетки при их спиральном расположении на ее поверхности, а также приведены примеры возможных конструкций подобных решеток.

### ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПРЕДПОСЫЛКИ

Прежде чем рассматривать конкретные конфигурации, обсудим некоторые общие особенности формирования полей многоэлементных решеток. Наше рассмотрение будет проводиться в предположении о линейном характере распространения акустических волн. В этом случае поля

<sup>1</sup> АО «Акустический институт имени акад. Н.Н. Андреева», Москва.

<sup>2</sup> Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова», физический факультет, Москва.

источников с высокой точностью могут быть описаны с использованием интеграла Рэлея [4–6]:

$$p(\vec{r}) = -i\rho_0 c_0 \frac{k}{2\pi} \int_S \frac{V(\vec{r}') e^{ik|\vec{r}-\vec{r}'|}}{|\vec{r}-\vec{r}'|} dS. \quad (1)$$

Здесь  $p$  – комплексная амплитуда акустического давления в точке наблюдения с координатой  $\vec{r}$ ,  $V$  – амплитуда нормальной компоненты скорости излучающей поверхности,  $\vec{r}'$  – радиус-вектор элемента поверхности  $dS$ ,  $k = \omega/c_0$  – волновое число,  $\omega$  – циклическая частота,  $\rho_0$  и  $c_0$  – плотность и скорость звука среды. Предполагается, что источник является монохроматическим, причем колебательная скорость и акустическое давление изменяются во времени в соответствии с фактором  $\exp(-i\omega t)$ . Интегрирование проводится вдоль излучающей поверхности  $S$ . Формула (1) позволяет рассчитывать акустическое поле в пространстве, исходя из заданного распределения нормальной компоненты колебательной скорости на поверхности источника. Когда эта поверхность является участком сферы радиуса  $F$ , как в случае фокусирующих излучателей, выражение для амплитуды акустического давления  $P_F$  в геометрическом фокусе (в центре сферы, где  $|\vec{r}-\vec{r}'| = F$ ) принимает простой вид:

$$P_F = -i\rho_0 c_0 \frac{ke^{ikF}}{2\pi F} \int_S V(\vec{r}') dS. \quad (2)$$

Если источник – многоэлементная решетка, на поверхности элементов которой колебательная скорость постоянна и равна  $V = V_0$ , а вне элементов равна нулю, то из (2) следует простое выражение для эффективного коэффициента усиления фокусирующей системы:

$$K_F = \frac{P_F}{P_0} = \frac{S_0}{\lambda F}, \quad (3)$$

где  $P_0 = \rho_0 c_0 V_0$  – характерная амплитуда акустического давления на излучающей поверхности,  $\lambda = 2\pi/k$  – длина волны,  $S_0$  – суммарная площадь всех активных элементов. Таким образом, увеличение давления в фокусе по отношению к характерному давлению на поверхности элементов не зависит от конкретного характера расположения элементов на сферической поверхности источника, а определяется лишь площадью  $S_0$ . Это означает, что определяющий параметр – плотность упаковки решетки активными элементами:

$$\Psi = \frac{S_0}{S}. \quad (4)$$

Здесь  $S$  – общая площадь источника. Выражение (3) эквивалентно следующему:

$$K_F = \Psi \frac{S}{\lambda F}, \quad (5)$$

т.е. при заданных геометрических размерах источника коэффициент усиления амплитуды волны в геометрическом фокусе пропорционален плотности упаковки  $\Psi$ . Следовательно, наиболее оптимальны для целей получения высокоинтенсивных полей решетки с плотным заполнением элементов, когда коэффициент  $\Psi$  близок к 100%.

Как отмечено выше, кроме получения высокой интенсивности в геометрическом фокусе, задачей применения решеток является возможность динамической фокусировки за счет подводящей фазировки элементов. Здесь уже играет роль и размер, и характер расположения элементов, т.е. задача оптимизации более сложная.

### МОЩНЫЕ ДВУМЕРНЫЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ РЕШЕТКИ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В МЕДИЦИНЕ

До недавнего времени двумерные ультразвуковые фазированные решетки, разработанные и изготовленные в ряде зарубежных лабораторий, были только регулярными, причем наиболее часто использовали решетки с квадратными элементами, размещенными плотно друг к другу в узлах квадратной сетки [7–10] – наиболее неудачного, по данным наших исследований, способа расположения элементов.

Заполнение поверхности активными элементами в таких решетках очень плотное (несмотря на наличие технологических зазоров между элементами, плотность упаковки  $\Psi$  может превышать 90%), и поэтому, согласно (5), такие решетки эффективны в смысле получения высоких интенсивностей в геометрическом фокусе. Однако у подобных излучателей имеется существенный недостаток – присутствие в их акустическом поле вторичных максимумов интенсивности, обусловленных дискретной структурой решетки и регулярным расположением в ней элементов. Наличие подобных максимумов может привести к нежелательному перегреву и даже к разрушению биологической ткани вне заданной области воздействия. Известно: чтобы избавиться от боковых лепестков в диаграмме направленности решетки, расстояние между центрами элементов должно быть  $< \lambda/2$  [11], где  $\lambda$  – длина волны, т.е., например,  $< 0.5$  мм на частоте 1.5 МГц. Однако чтобы создать при столь малых размерах элементов решетку с достаточно большой апертурой и при этом реализовать требуемые для терапевтической решетки значения акустической мощности, необходимо использовать значительное число элементов и электронных каналов. Снижение уровня боковых лепестков в диаграмме направленности решетки за счет уменьшения амплитуды на элементах решетки от ее центра к периферии [11] также неприемлемо в силу весьма высоких требований к акустической мощности решетки. Еще один способ, основан-

ный на использовании решеток с неравными расстояниями между центрами элементов [11], был апробирован авторами работы [12], которые показали, что ожидаемое за счет аперидичности элементов линейной решетки снижение уровня вторичных максимумов интенсивности может достигать 30–45% по сравнению с решетками с равными расстояниями между элементами (так называемыми эквидистантными решетками). Такие приемы, как применение широкополосных сигналов для возбуждения элементов решетки [13], также не слишком эффективны и пока не используются в реальных конструкциях решеток.

Для повышения качества акустических полей, создаваемых мощными двумерными решетками, рядом авторов был предложен подход, основанный на использовании “прореженных” решеток со случайным образом расположенными элементами [5, 14–16]. Основание для такого подхода — обстоятельство, что уровень боковых лепестков в создаваемом решеткой поле существенно зависит от регулярности структуры решетки. Это означает, что при случайном расположении элементов на поверхности двумерной решетки можно ожидать значительно более высокого качества распределений интенсивности ультразвука (оцениваемого по наличию вторичных максимумов интенсивности в создаваемом решеткой поле) по сравнению с регулярными решетками.

Вместе с тем в [14] было показано, что сама по себе рандомизация в расположении элементов решетки недостаточна для обеспечения высокого качества акустических полей при перемещении фокуса (или нескольких фокусов). Для достижения такого качества необходимо, чтобы излучение от отдельных элементов было не слишком направленным, т.е. размеры элементов были не слишком велики и составляли не более нескольких длин волн (как максимум,  $5\lambda$ ). Наконец, прореженность решетки должна быть не слишком высокой: снижение плотности упаковки до уровней <35–40% приводит к заметному уменьшению излучаемой решеткой мощности и ухудшению качества распределений. Совокупность этих трех факторов — основной отличительный признак наших технических решений [17]. Важно подчеркнуть, что для достижения высокого качества полей, создаваемых решеткой, все три перечисленные условия должны выполняться одновременно, а пренебрежение любым из них приведет к повышению в поле уровня вторичных максимумов интенсивности.

К настоящему времени с учетом этих принципов разработаны и активно применяются в нескольких зарубежных лабораториях рандомизированные фазированные решетки для применения в хирургии [18–20]. Изготовлены опытные образцы подобных устройств, проведены иссле-

дования на тканях *ex vivo*, показана возможность их клинического использования.

Вместе с этим возникает вопрос: а нельзя ли избежать боковых максимумов и при плотной упаковке? В этой связи следует упомянуть недавние работы, в которых элементы располагали на поверхности решетки в виде спирали (рис. 1). Это простое и эффективное решение, предложенное и исследованное авторами в 2010 г. [3], позволяет расположить их максимально плотно на поверхности решетки и вместе с тем устранить периодичность в расположении элементов. Многочисленные расчеты полей решеток со спиральным расположением элементов продемонстрировали преимущества данного подхода. Эта идея несколько позже была использована и другими авторами [21, 22].

## РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Нами было рассмотрено влияние плотной упаковки элементов на величину максимальной интенсивности в фокусе и проведено сравнение качества распределений интенсивности рандомизированной решетки и решетки с плотной спиральной упаковкой элементов на поверхности.

Сравнивались поля двух решеток из 512 элементов с рабочей частотой ультразвука 1 МГц. Они отличались тем, что первая из них состояла из элементов в виде диска диаметром 6 мм, расположенных на поверхности решетки случайным образом (рис. 2а), а вторая — из квадратных элементов размером  $6 \times 6$  мм, центры которых расположены на архимедовой спирали (рис. 2б). В обеих решетках предусмотрено центральное отверстие для диагностического датчика.

Параметры первой из решеток были таковы:

диаметр решетки	200.6 мм
радиус кривизны	150 мм
диаметр центрального отверстия	75 мм
интенсивность на поверхности элементов	$5 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$

Минимальное и максимальное расстояния между краями элементов были соответственно 0.44 и 1.35 мм.

Элементы во второй решетке были расположены на спирали (рис. 2б). Минимальный зазор между ними был 0.5 мм, метод их расположения показан на рис. 2в. При наличии сравнительно большого центрального отверстия расстояние между соседними витками спирали было постоянным и равным сумме величин диаметра элемента и за-

**Рис. 1.** Некоторые конфигурации спирального расположения элементов на поверхности рандомизированных решеток, предложенные и исследованные авторами.

данного технологического зазора 0.5 мм. Другие параметры второй решетки были следующими:

диаметр решетки	191.3 мм
радиус кривизны поверхности:	150 мм
диаметр центрального отверстия	75 мм
интенсивность на поверхности элементов	$5 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$

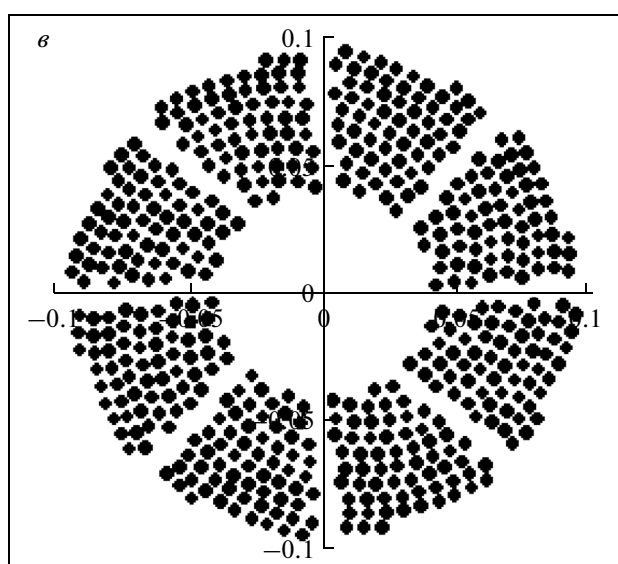
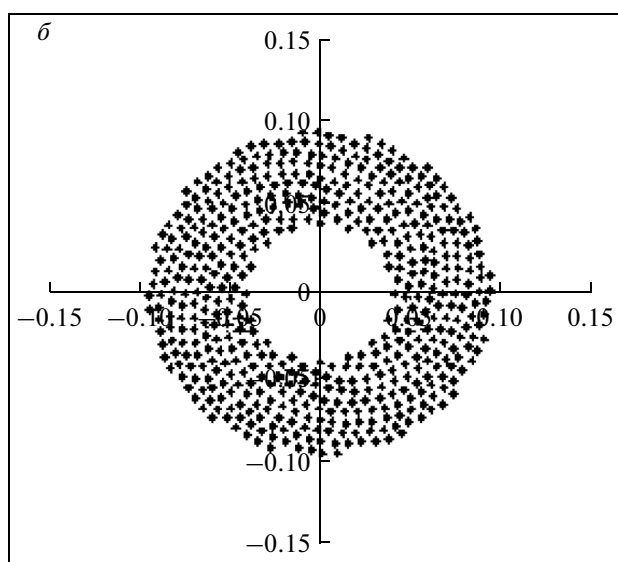
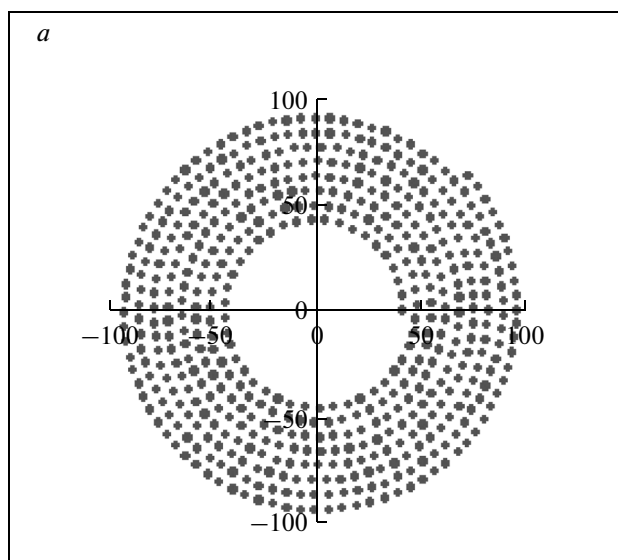
Отметим, что с целью еще большего повышения плотности упаковки форму элементов можно было бы делать трапецевидной.

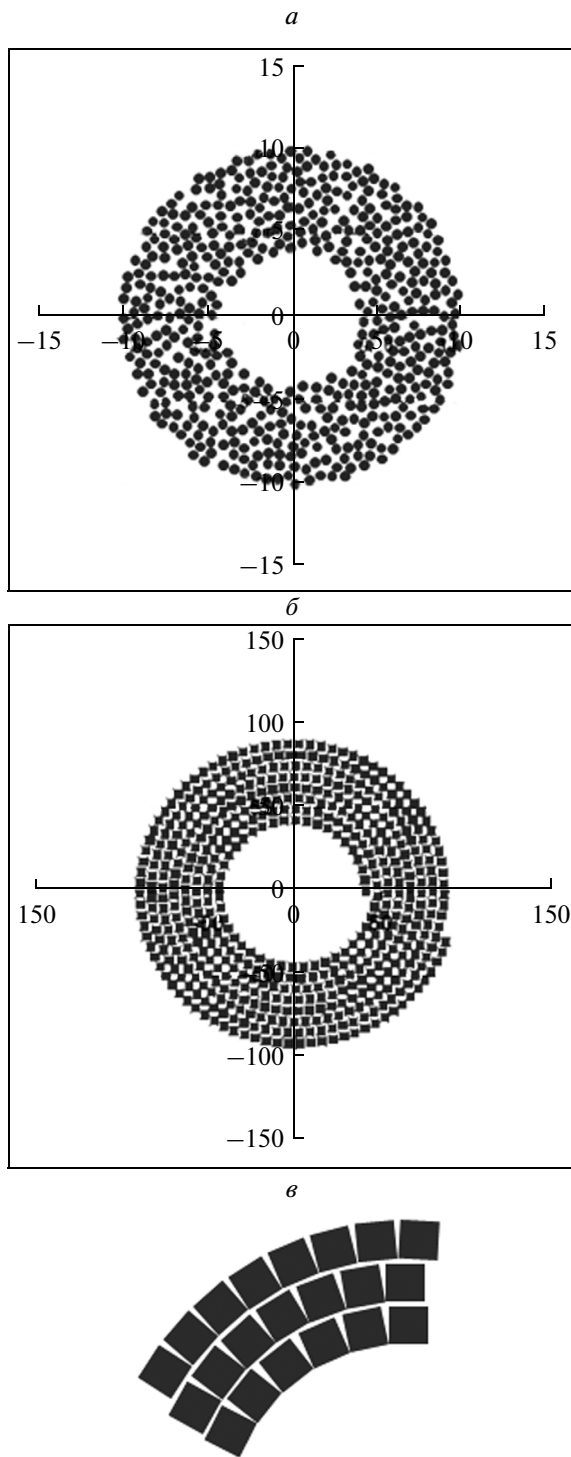
Расчеты и оценки качества распределений интенсивности в акустических полях, создаваемых описанными выше решетками, были выполнены с использованием разработанных ранее методов, основанных на интеграле Рэлея (1) [14]; полученные результаты приведены на представленных ниже графиках (рис. 3).

Заполненные кружки соответствуют градации качества  $A$ , что означает, что в поле решетки отсутствуют вторичные максимумы интенсивности, в которых интенсивность была бы  $\geq 0.1 I_{max}$ , где  $I_{max}$  — максимальная интенсивность в фокусе. Цифры рядом со значками соответствуют интенсивности в фокусе ( $\text{Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ ) при его перемещении в данную точку. Кривая внутри графика соответствует области, ограниченной значением интенсивности  $0.5 I_{max}$ . При практическом использовании решеток, с учетом повышенных требований к интенсивности в фокусе, нецелесообразно перемещать фокус за пределы этой области.

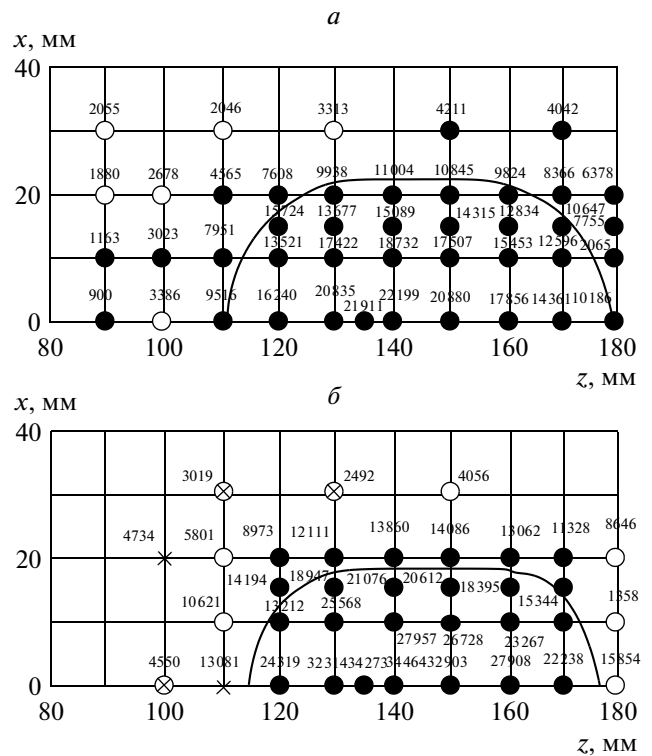
Видно, что в обоих случаях максимальная интенсивность в фокусе соответствует не геометрическому центру кривизны решетки, а точке (0, 0, 140 мм), которая на 10 мм ближе к решетке, чем геометрический фокус. Для рандомизированной фазированной решетки (рис. 3а) максимальная интенсивность в фокусе составляет  $22199 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ , тогда как для второй, плотно упакованной, решетки она равна  $34864 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ , что в 1.57 раз больше. Этот результат можно было предвидеть, поскольку активная площадь плотно упакованной решетки стала примерно на 25% больше и, следовательно, интенсивность увеличилась в  $(1.25)^2$  раз.

Обращает на себя внимание, что размер области, соответствующей “эффективному” использованию решетки и ограниченной кривой на рис. 3, в случае плотно упакованной решетки становится заметно меньше (приблизительно на 4–5 мм в интервале  $z = 130–160$  мм). Объем такой “эффективной” области снижается от приблизительно  $80 \text{ см}^3$





**Рис. 2.** Две рандомизированные решетки (частота 1 МГц), состоящие из 512 элементов: *a* – решетка из элементов в виде дисков диаметром 6 мм, расположенных случайным образом на поверхности решетки; *б* – решетка из квадратных элементов (6 × 6 мм), центры которых расположены на архимедовой спирали; *в* – способ расположения элементов в спиральной решетке (*б*).



**Рис. 3.** Результаты расчетов интенсивностей в фокусе, а также качества акустических полей двух рандомизированных решеток с разной степенью упаковки элементов в режиме сканирования одиночного фокуса. *a* – решетка с элементами в виде диска диаметром 6 мм, размещенными квази-случайным образом; *б* – решетка с квадратными элементами размером 6 × 6 мм, размещенными в виде архимедовой спирали. Оценки качества даны в соответствии с работой [14]: ● градация A; ○ градация B; × градация C; ⊗ градация D.

до 50 см<sup>3</sup>. Это весьма существенное снижение становится платой за достижение высокого значения интенсивности в основном максимуме интенсивности. Причиной этого эффекта является то обстоятельство, что эффективный размер квадратного элемента больше, чем у элемента в виде диска, и потому диаграмма направленности квадратного элемента стала уже, чем у элемента в виде диска. Это неизбежно ведет к уменьшению эффективной области сканирования. Некоторое расширение зоны сканирования в спиральной решетке может быть достигнуто заменой квадратных элементов круглыми, однако при этом одновременно уменьшатся плотность упаковки и связанная с ней максимальная интенсивность в фокусе, которая определяется общей площадью активных элементов решетки. В то же время изготовление терапевтических двумерных решеток с элементами в виде дисков, центры которых размещены на спирали, может оказаться полезным при конструировании компактных решеток.

Следует отметить, что сам факт компактности двумерных терапевтических решеток позволяет добиться требуемых характеристик ультразвуковых полей при использовании относительно небольших по размеру источников.

Какова наиболее перспективная область применения плотно упакованных решеток и чем вызвана необходимость их исследования и разработки? Подобные решетки найдут основное практическое использование, когда в силу тех или иных причин необходимо достичь максимально возможных значений интенсивности в фокусе. Так, возможность повышения максимальной интенсивности в фокусе плотно упакованных решеток представляет особый интерес в связи с активным развитием в последние годы в медицинской акустике нового научного направления, связанного с использованием нелинейных эффектов в сверхмощных и сильно фокусированных ультразвуковых пучках [23, 24]. В современных приборах, применяемых в ультразвуковой хирургии, значение интенсивности в фокальной области достигает  $25 \text{ кВт} \cdot \text{см}^{-2}$ , что приводит к генерации высших гармоник в спектре распространяющейся волны, асимметричному искажению профиля волны, формированию разрывов (ударных фронтов) и дополнительной диссипации энергии волны на указанных разрывах. Амплитуда разрыва может достигать 60–80 МПа. При этом возможен локальный сверхбыстрый, за несколько миллисекунд, нагрев ткани до температур выше  $100^\circ\text{C}$  и возникновение кипения. Эффективность поглощения на разрывах может в десятки раз превышать линейное поглощение в ткани, при этом время вскипания в ткани может быть определено с помощью простых аналитических оценок на основе теории слабых ударных волн. Эффекты сверхбыстрого нагрева до температур кипения в ткани, связанные с образованием разрывов, чрезвычайно важны при использовании фокусированного ультразвука сверхвысокой интенсивности, поскольку образование пузырьков пара при кипении в ткани кардинальным образом меняет процесс воздействия ультразвука на ткань [25–29].

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные результаты, полученные в данной работе, сводятся к следующему.

1. Показано, что для исследованных в работе конфигураций решеток (решетка из элементов в виде дисков, расположенных случайным образом на апертуре несколько большего диаметра, а также решетка из квадратных элементов, центры которых расположены на архимедовой спирали), использование решетки со спиральной конфигурацией позволяет получить существенный выигрыш по максимальной интенсивности в фокусе. Вместе с тем размер области сканирования у та-

ких решеток несколько меньше, чем у решеток со случайным расположением круглых элементов.

2. При использовании спиральных решеток расширить область сканирования можно путем замены квадратных элементов на элементы в виде диска.

3. Выбор того или иного вида решеток зависит от конкретной задачи, которую требуется реализовать, например, добиться максимальной интенсивности в фокусе или наибольшей по объему области сканирования фокуса при приемлемой интенсивности.

4. При заданной апертуре решетки использование спирального расположения элементов наиболее предпочтительно по сравнению с решетками других конфигураций (рандомизированной и периодической), поскольку позволяет добиться наиболее плотной упаковки элементов, а, следовательно, и максимальной интенсивности в фокусе без увеличения вторичных максимумов в поле решетки.

Существующая тенденция к повышению интенсивности ультразвука в фокусе фокусирующих систем при воздействии на ткани короткими импульсами неизбежно приведет к появлению новых и новых примеров применения сверхмощных двумерных решеток с плотной упаковкой элементов.

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

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Хилл К., Бэмбер Дж., тер Хаар Г. ред. Ультразвук в медицине. Физические основы применения (пер. с англ.). М.: Физматлит, 2008.
2. Гаврилов Л.Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. М.: Фазис, 2013.
3. Gavrilov L.R., Hand J.W. High-power ultrasound phased arrays for medical applications. N. Y.: Nova Sci. Publ. 2014.
4. O'Neil N.T. // J. Acoust. Soc. Am. 1949. V. 21. № 5. P. 516.
5. Goss S.A., Frizell L.A., Kouzmanoff J.T., Barich J.M., Yang J.M. // IEEE Trans. Ultras. Ferroelec. Freq. Control. 1996. V. 43. № 6. P. 1111.
6. Cathignol D., Sapozhnikov O.A., Theillere Y. // J. Acoust. Soc. Am. 1999. V. 105. № 5. P. 2612.
7. Ebbini E.S., Cain C.A. // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1991. V. 38. № 7. P. 634.
8. Daum D.R., Hynynen K. // IEEE Trans. Ultras. Ferroelec. Freq. Control. 1999. V. 46. № 5. P. 1254.
9. Fan X., Hynynen K. // Ultrasound Med. Biol. 1996. V. 22. № 4. P. 471.
10. McGough R.J., Kessler M.L., Ebbini E.S., Cain C.A. // IEEE Trans. Ultras. Ferroelec. Freq. Control. 1996. V. 43. № 6. P. 1074.
11. Skolnik M. I. Introduction to radar systems (2nd ed.). N. Y.: McGraw-Hill, 1980.

12. *Hutchinson E.B., Hynynen K.* // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control. 1996. V. 43. № 6. P. 1032.
13. *Dupenloup F., Chapelon J.Y., Cathignol D., Sapozhnikov O.* // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control. 1996. V. 43. № 3. P. 991.
14. *Gavrilov L.R., Hand J.W.* // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control. 2000. V. 47. № 1. P. 125.
15. *Гаврилов Л.Р., Хэнд Дж.* // Акуст. журн. 2000. Т. 46. № 4. С. 456.
16. *Гаврилов Л.Р., Хэнд Дж., Юшина И.Г.* // Акуст. журн. 2000. Т. 46. № 5. С. 632.
17. *Hand J.W., Gavrilov L.R.* Great Britain patent GB2347043 (23 August 2000). US patent 6488630 (03 December 2002).
18. *Pernot M., Aubry J.-F., Tanter M., Thomas J.-L., Fink M.* // Phys. Med. Biol. 2003. V. 48. P. 2577.
19. *Hand J.W., Shaw A., Sadhoo N., Rajagopal S., Dickinson R.J., Gavrilov L.R.* // Phys. Med. Biol. 2009. V. 54. P. 5675.
20. *Kreider W., Yuldashev P.V., Sapozhnikov O.A., Farr N., Partanen A., Bailey M.R., Khokhlova V.A.* // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control. 2013. V. 60. № 8. P. 1683.
21. *Stephens D.N., Kruse D.E., Qin S., Ferrara K.W.* // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control. 2011. V. 58. № 8. P. 1590.
22. *Pinton G., Aubry J.-F., Tanter M.* // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control. 2012. V. 59. P. 1149.
23. *Ильин С.А., Юлдашев П.В., Бобкова С.М., Гаврилов Л.Р., Хохлова В.А.* // Сб. тр. Научной конференции “Сессия Научного совета РАН по акустике и XXIV сессия Российского акустического общества”. Т. I. М.: ГЕОС, 2011. С. 150.
24. *Yuldashev P.V., Shmeleva S.M., Ilyin S.A., Sapozhnikov O.A., Gavrilov L.R., Khokhlova V.A.* // Phys. Med. Biol. 2013. V. 58. P. 2537.
25. *Бессонова О.В., Хохлова В.А., Бэйли М.Р., Кэнни М.С., Крам Л.А.* // Акуст. журн. 2009. Т. 55. № 4–5. С. 445.
26. *Бессонова О.В., Хохлова В.А., Бэйли М.Р., Кэнни М.С., Крам Л.А.* // Акуст. журн. 2010. Т. 56. № 2. С. 296.
27. *Canney M.S., Bailey M.R., Crum L.A., Khokhlova V.A., Sapozhnikov O.A.* // J. Acoust. Soc. Am. 2008. V. 124. № 4. P. 2406.
28. *Canney M.S., Khokhlova V.A., Bessonova O.V., Bailey M.R., Crum L.A.* // Ultrasound Med. Biol. 2010. V. 36. № 2. P. 250.
29. *Khokhlova T., Canney M., Khokhlova V., Sapozhnikov O., Crum L., Bailey M.* // J. Acoust. Soc. Am. 2011. V. 130. № 5. P. 3498.