

УДК 53.072.121

## ВОЛНОВОЙ РЕЗОНАНС И СВЕРХЗВУКОВАЯ ГЕНЕРАЦИЯ СДВИГОВЫХ ВОЛН В ДИССИПАТИВНЫХ СРЕДАХ

© 2019 г. А. Н. Рыбьянец<sup>1, \*</sup>, Н. А. Швецова<sup>1</sup>, И. А. Швецов<sup>1</sup>, Е. И. Петрова<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования “Южный федеральный университет”, Ростов-на-Дону, Россия

\*E-mail: arybyanets@gmail.com

Поступила в редакцию 12.11.2018 г.

После доработки 29.03.2019 г.

Принята к публикации 27.05.2019 г.

Разработан новый метод сверхзвуковой генерации и резонансного усиления сдвиговых упругих волн в диссипативных средах. Метод основан на дистанционном формировании источника низкочастотных сдвиговых волн внутри биологической ткани с помощью радиационного давления фокусированного ультразвукового пучка. Выполнено конечно-разностное моделирование процессов распространения низкочастотных сдвиговых волн в биологических тканях. Выполнены измерения и визуализация фокусированных акустических полей, а также спиральных структур Маха в акустических фантомах, подтверждающие эффективность и возможность использования разработанного метода сверхзвуковой генерации и резонансного усиления сдвиговых волн в биологических тканях для ультразвуковой диагностики и терапии.

DOI: 10.1134/S0367676519090230

### ВВЕДЕНИЕ

Эластография является эффективным методом изучения механических свойств мягких тканей. Существует несколько методов эластографии, различающихся типом механического возбуждения (статическое сжатие, монохроматическая или переходная вибрация) и способом генерирования этих возбуждений (извне или внутри). Различные способы визуализации могут использоваться для определения результирующих деформаций ткани (ультразвуковая, магнитно-резонансная (МР) и др.). Статическая эластография [1], впервые предложенная для этой цели, ограничена различными артефактами из-за неизвестных граничных условий. МР эластография [2] дает очень хорошее разрешение, но время получения (~20 мин) ограничивает применение статическими органами. Переходная эластография [3], основанная на визуализации в реальном времени сдвиговых волн, генерируемых в теле внешним механическим вибратором, является многообещающим методом обнаружения рака молочной железы. Однако клиническая применимость этого метода ограничена использованием тяжелых и громоздких внешних вибраторов.

Альтернативным решением для внешних источников колебаний при исследовании механических свойств тканей является использование

акустического радиационного давления, создаваемого фокусированным ультразвуковым пучком [4–6].

В работах [7, 8] был предложен новый метод, называемый сверхзвуковой сдвиговой визуализацией (SSI), обеспечивающий сверхбыстрое количественное отображение модуля сдвига внутренних органов. Комбинируя преимущества различных подходов сдвиговой эластографии, метод SSI использует акустическое радиационное давление для дистанционной генерации низкочастотных сдвиговых волн в биологических тканях. Для увеличения амплитуды квазиплоских сдвиговых волн источник сдвиговых волн, созданный путем последовательной фокусировки ультразвукового пучка “накачки” на разных глубинах, перемещается со сверхзвуковой скоростью. Результирующие сдвиговые волны конструктивно интерферируют вдоль конуса Маха, создавая два фронта квазиплоскостных сдвиговых волн, распространяющихся в противоположных направлениях.

Целью настоящей работы является разработка и исследование нового метода сверхзвуковой генерации и резонансного усиления сдвиговых упругих волн в диссипативных средах для применений в различных областях ультразвуковой медицинской диагностики и терапии.

## МЕТОД СВЕРХЗВУКОВОЙ ГЕНЕРАЦИИ И РЕЗОНАНСНОГО УСИЛЕНИЯ СДВИГОВЫХ ВОЛН

Метод основан на дистанционном формировании источника низкочастотных сдвиговых волн внутри диссипативной среды (биологической ткани) с помощью радиационного давления фокусированного ультразвукового пучка. Вращение источника (фокальной зоны) вокруг центральной оси в фокальной плоскости фокусирующего ультразвукового преобразователя со скоростью равной (режим волнового резонанса) или превышающей (сверхзвуковой режим) скорость распространения сдвиговой волны в ткани приводит к конструктивной интерференции результирующих сдвиговых волн, резонансному усилению и формированию интенсивной спиральной структуры Маха.

Акустическая радиационная сила  $F$  (ARF), действующая на некоторый объем в диссипативной среде, определяется следующим образом [9]:

$$F = \frac{2\alpha I}{c_0},$$

где  $c_0$  — скорость звука в среде,  $\alpha$  — коэффициент затухание ультразвука,  $I$  — локальная интенсивность ультразвукового пучка, пропорциональная квадрату среднего акустического давления. Эта сила, обусловленная передачей импульса от акустической волны к среде, вызванной диссипацией энергии, будет генерировать объемные и сдвиговые волны, распространяющиеся в среде с соответствующими скоростями, в зависимости от модулей упругости  $\lambda$  и  $\mu$  среды.

Сдвиговые волны, генерируемые фокусированным ультразвуковым пучком, имеют осевую диаграмму направленности и распространяются, в основном, вдоль поперечного направления. Их скорость в мягких тканях, как правило, равняется нескольким метрам в секунду и напрямую связана с модулем сдвига в предположении, что среда является абсолютно упругой:

$$\mu = \rho c^2,$$

где  $c$  — скорость сдвиговой волны,  $\rho$  — плотность среды. Это предположение остается справедливым в вязкоупругой модели в предположении, что дисперсия, вызванная вязкостью, пренебрежимо мала. Поскольку мы имеем дело с мягкими тканями, для которых  $\lambda \gg \mu$ , модуль Юнга среды  $E$  может быть оценен количественно путем измерения скорости сдвиговой волны:

$$E \approx 3\mu = 3\rho c^2,$$

где  $\mu$  — модуль сдвига.

Эта оценка невозможна вдоль оси акустического пучка, на которой сдвиговый член вязко-

упругой функции Грина [8] пренебрежимо мал. Небольшие смещения вдоль этой оси индуцируются связанным членом вязкоупругой функции Грина и быстро исчезают в ближнем поле источника радиационной силы. При наличии шума оценка параметров упругости является неадекватной. В фокусе время нарастания продольных смещений может быть связано с локальным модулем сдвига:

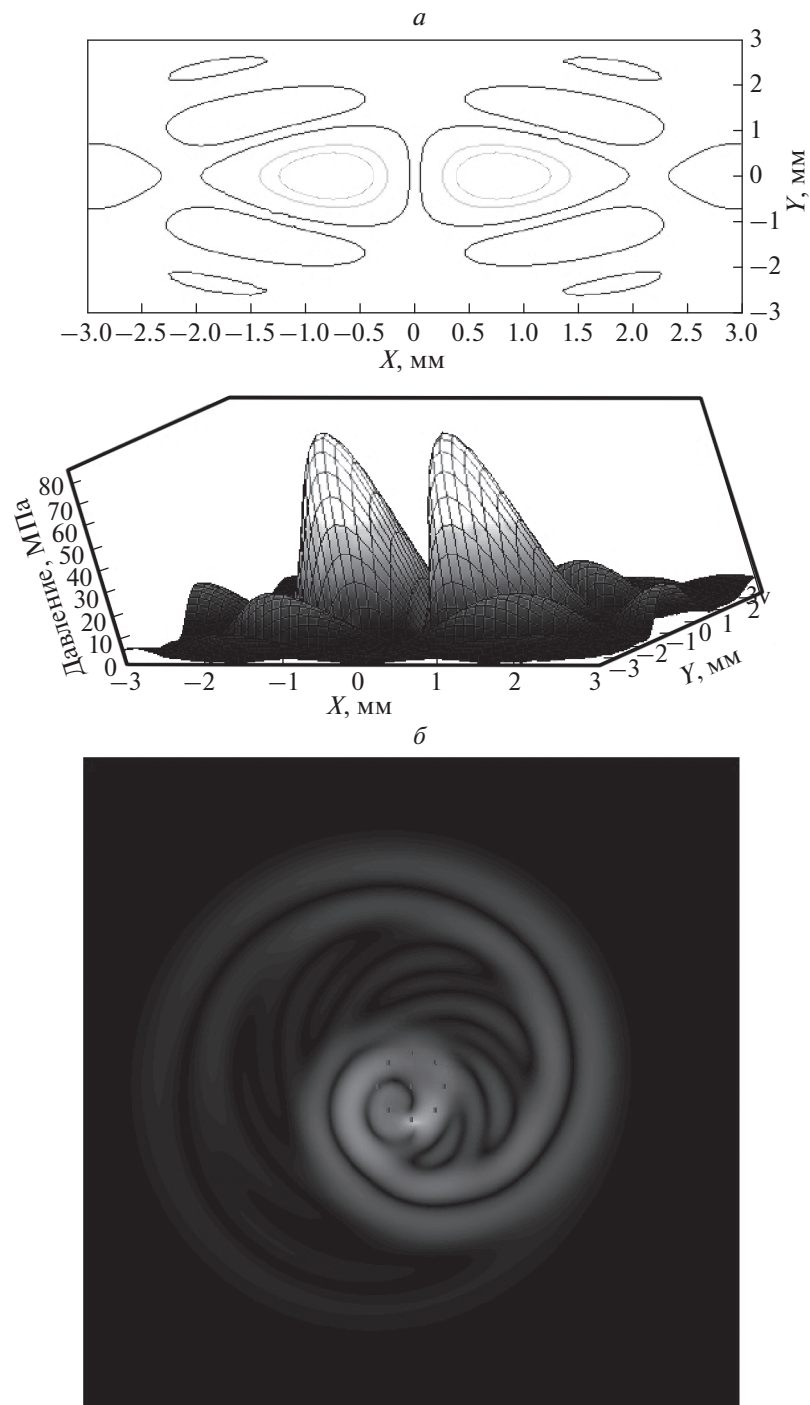
$$E = \rho \left( \frac{aD}{t_{\max}} \right)^2,$$

где  $t_{\max}$  — время нарастания,  $a$  — гауссовский профиль пучка  $\left( \varphi = \exp\left(-\frac{r^2}{a^2}\right) \right)$ , а  $D$  — безразмерный параметр дифракции. Однако это выражение предполагает идеальный гауссовский ультразвуковой пучок, что не обязательно имеет место. Как следствие, методы, основанные на измерении осевых смещений в фокусе, не являются количественными.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ФОКАЛЬНЫХ СТРУКТУР И ВОЛНОВЫХ ПРОЦЕССОВ

В качестве модельной системы для реализации метода сверхзвуковой генерации и резонансного усиления сдвиговых волн был выбран многоэлементный ультразвуковой преобразователь, представляющий собой пьезокерамический сферический сегмент (радиус кривизны 54 мм, апертура 85 мм, частота 1 МГц), разделенный на “ $N$ ” ( $N > 1$ ) регулярных секторов равной площади. Секторы одновременно возбуждались “ $M$ ” ( $1 < M \leq N$ ) синусоидальными сигналами с различными значениями фазовых сдвигов. Расчеты и моделирование структуры акустического поля для различных конфигураций секторов и наборов фазовых сдвигов были выполнены с использованием методики, алгоритма и программы Vortex [10, 11]. Результат расчетов структуры акустического поля секторного фокусирующего преобразователя с четырьмя регулярными секторами равной площади, возбуждаемыми синусоидальными сигналами частотой 1 МГц с фазовыми сдвигами  $0^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $0^\circ$  показаны на рис. 1а.

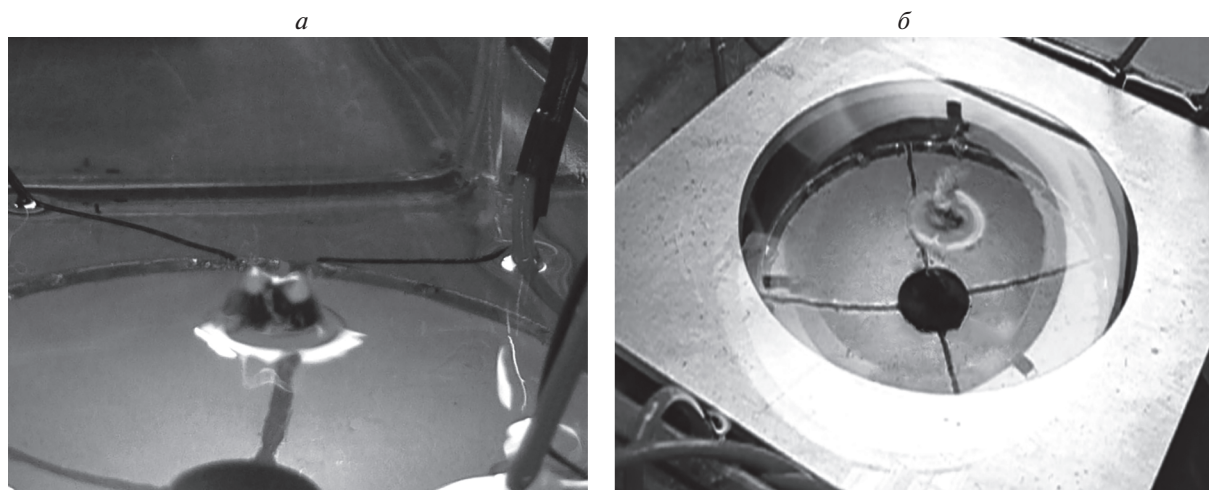
Моделирование процесса распространения сдвиговых волн в ткани, генерируемых структурой фокальных зон вращающейся вокруг центральной оси в фокальной плоскости HIFU, было выполнено с использованием пакета моделирования 3D Wave 3000™ (CyberLogic, Inc.) [12]. Сдвиговые волны, генерируемые вращающейся структурой фокальных зон, характеризуются волновым фронтом, который распространяется по спирали, раскручивающейся от оси в фокальной плоскости. Виртуальные источники сдвиговых



**Рис. 1.** Модельные изображения структуры акустического поля секторного фокусирующего преобразователя при возбуждении секторов синусоидальными сигналами с фазовыми сдвигами  $0^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $0^\circ$  (а) и фронта сверхзвуковых сдвиговых волн (двойная спиральная структура Маха), генерируемого вращением 2-х симметричных фокальных зон НIFU преобразователя (б).

волн (фокальные зоны), расположенные симметрично вокруг центральной оси преобразователя НIFU, последовательно включались с соответствующими временами задержки, имитируя вращение 2-х симметрично расположенных относи-

тельно оси фокальных зон НIFU преобразователя, показанных на рис. 1а. Полученное в результате расчета изображение фронта сверхзвуковых сдвиговых волн (двойная спиральная структура Маха), показана на рис. 1б.

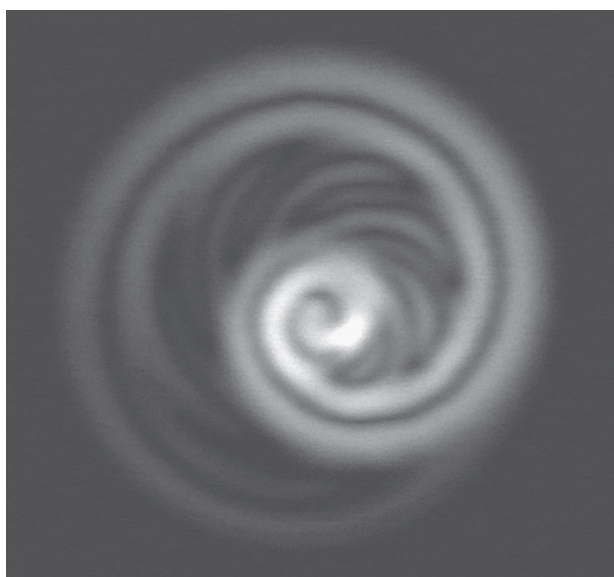


**Рис. 2.** Визуализация картины вращающихся фокальных зон, генерируемых секторным фокусирующим преобразователем в минеральном масле: *а* – 2 статические симметричные внеосевые фокальные зоны; *б* – вращение бифокальной структуры с угловой скоростью  $\omega$ .

### ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Для предварительной демонстрации работоспособности разработанного метода был спроектирован и изготовлен экспериментальный стенд для визуализации акустических полей в масляной ванне и акустических фантомах, включающий секционированный преобразователь НIFU, контроллер и многоканальную схему возбуждения. Секторные НIFU-преобразователи, содержащие сферический пьезокерамический элемент с указанными выше параметрами, изготовленный из

сегнетожесткой пористой пьезокерамики ПКР-8 [13], с электродами на тыльной, поверхности, разделенными на 8 секторов одинаковой формы, погружались в масляную ванну. Секторы были объединены в 2 симметричные группы, и на каждую группу одновременно посылали два синусоидальных или радиоимпульсных сигнала одинаковой частоты со сдвигом фаз  $180^\circ$ . В результате в фокальной плоскости секторного НIFU-преобразователя возникали две симметричные внеосевые фокальные зоны, как показано на рис. 2*а*. Для поворота этой бифокальной структуры фаза возбуждающего сигнала, подаваемого на следующий сектор каждой группы, последовательно переключалась. Чтобы обеспечить вращение бифокальной структуры с угловой частотой  $\omega/2\pi$  для 8-секторного преобразователя, переключение осуществлялось с частотой равной  $8\omega/2\pi$ . Для конфигурации преобразователя, используемой в экспериментах, резонансное усиление сдвиговых волн, генерируемых с помощью структуры вращающихся бифокальных зон, имеет место при угловой скорости  $\omega = 2186$  рад/с. В этом случае фокальные зоны вращаются со скоростью около 348 оборотов в секунду. При более высоких угловых скоростях реализуется сверхзвуковой режим генерации сдвиговой волны с образованием соответствующей спирали Маха. Результирующая вращающаяся бифокальная структура, визуализированная в масляной ванне, показана на рис. 2*б*.



**Рис. 3.** Ультразвуковое изображение спирали Маха, возникающей в результате распространения конструктивно интерферирующих сверхзвуковых сдвиговых волн, генерируемых вращающейся бифокальной структурой НIFU преобразователя в акустическом фантоме.

Ультразвуковая визуализация фронта сдвиговых волн, генерированных вращающейся бифокальной структурой в вязкоупругом акустическом агар-желатиновом фантоме со скоростью сдвиговой волны  $1.5 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ , выполнялась с использованием ультразвукового сканера. Полученное изображение фронта сверхзвуковых сдвиговых волн показано на рис. 3.

Интенсивные низкочастотные сдвиговые волны в образцах свиного жира *in vitro* были обнаружены нами экспериментально с использованием специально разработанной измерительной ячейки, оборудованной пьезоэлектрическими датчиками сдвиговой деформации. Измеренная амплитуда сдвиговых волн в образцах свиного жира на расстоянии 5 мм от фокальной зоны составляла 120 мкм (длина волны 200 мкм, частота 10 кГц) при акустической мощности накачки HIFU 50 Вт и частотах 1 и 1.01 МГц.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате выполненных исследований разработан новый метод сверхзвуковой генерации и резонансного усиления сдвиговых упругих волн в диссипативных средах, а также конструкции секторных преобразователей HIFU для его реализации в медицинской ультразвуковой диагностике и терапии. Отличительными особенностями разработанного метода являются использование динамической фокусировки HIFU для дистанционного формирования “виртуальных резонаторов” сдвиговых волн внутри ткани и использование режимов волнового резонанса и сверхзвуковой генерации для усиления сдвиговых волн, распространяющихся в обширной области биологической ткани. Предварительные испытания показали, что интенсивные сдвиговые волны могут генерироваться в больших областях биологической ткани при низкой интенсивности накачки HIFU. Динамические изменения в положениях фокальных зон в этом случае предотвращают модификацию ткани самим HIFU и позволяют создать эффективные системы для диагностики и визуализации с использованием сдвиговых волн. Комбинированный эффект высо-

коинтенсивного HIFU и резонансно усиленных волн сдвига также обеспечивает реализацию нового метода терапии с использованием сдвиговых волн.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Минобрнауки РФ (базовая часть госзадания, тема № 12.5425.2017/8.9, тема № 3.8863.2017/7.8).

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Ophir J., Cespedes E.I., Ponnekanti H. et al.* // *Ultrasound Imag.* 1991. V. 13. P. 111.
2. *Muthupillai R., Lomas D.J., Rossman P.J. et al.* // *Science.* 1995. V. 269. P. 1854.
3. *Bercoff J., Chaffai S., Tanter M. et al.* // *Ultrasound Med. Biol.* 2003. V. 29. № 10. P. 1387.
4. *Fatemi M., Greenleaf J.F.* // *Science.* 1998. V. 280. P. 82.
5. *Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D. et al.* // *Ultrasound Med. Biol.* 1998. V. 20. P. 1419.
6. *Nightingale K., Soo M.S., Nightingale R. et al.* // *Ultrasound Med. Biol.* 2002. V. 28. P. 227.
7. *Bercoff J., Chaffai S., Tanter M. et al.* // *Ultrasound Med. Biol.* 2003. V. 29. P. 1387.
8. *Bercoff J., Tanter M., Fink M.* // *IEEE Transact. Ultrason. Ferroelectrics. Freq. Contr.* 2004. V. 51. P. 396.
9. *Prieur F., Sapozhnikov O.A.* // *J. Acoust. Soc. Am.* 2017. V. 142. № 2. P. 947.
10. *Швецова Н.А., Макарьев Д.И., Швецов И.А. и др.* // *Изв. РАН. Сер. физ.* 2018. Т. 82. № 3. С. 293; *Shvetsova N.A., Makarev D.I., Shvetsov I.A. et al.* // *Bull. Russ. Acad. Sci. Phys.* 2018. V. 82. № 3. P. 251.
11. *Rybyanets A.N., Naumenko A.A., Sapozhnikov O.A. et al.* // *Phys. Proc.* 2015. V. 70. P. 1152.
12. *Rybyanets A.N., Shvetsov I.A., Shcherbinin S.A. et al.* // *J. Nano. Electron. Phys.* 2018. V. 10. № 2. Art. № s02043.
13. *Lugovaya M.A., Naumenko A.A., Rybyanets A.N. et al.* // *Ferroelectrics.* 2015. V. 484. № 1. P. 87.