

Одновременный нагрев двух локальных областей фантома биоткани за счет самонацеливания ультразвуковых пучков с обращенным волновым фронтом

Л. М. Крутянский¹⁾, А. П. Брысев¹⁾, Р. В. Клопотов

*Laboratoire international associé sur les phénomènes critiques et supercritiques en électronique
fonctionnelle acoustique et fluide (LICS)*

Научный центр волновых исследований Института общей физики им. Прохорова РАН, 119991 Москва, Россия

Поступила в редакцию 24 ноября 2014 г.

Экспериментально продемонстрирован одновременный нагрев двух локальных областей поглощающей среды сфокусированными на них ультразвуковыми пучками с обращенным фронтом. В качестве среды использовался полимерный фантом биоткани, содержащий две рассеивающие звук небольшие воздушные полости и облучаемый “пробным” ультразвуковым пучком на частоте 5 МГц. Рассеянное поле попадало на параметрическое устройство обращения волнового фронта ультразвука. Обращенное и усиленное поле самосогласованным образом фокусировалось на рассеиватели, что вызывало нагрев среды за счет поглощения энергии ультразвука. При этом величина нагрева в данных областях составила около 5 °С за 70 с. В остальном объеме фантома наблюдалось лишь незначительное повышение температуры за счет эффекта теплопроводности. Отмечается возможное использование реализованного эффекта в медицинских приложениях фазосопряженных ультразвуковых пучков.

DOI: 10.7868/S0370274X15010130

Введение. Эффект обращения волнового фронта (ОВФ) предоставляет уникальную возможность реализовать концентрацию энергии волнового пучка в заданной области пространства без использования каких-либо дополнительных фокусирующих элементов или систем не только в однородной, но и в фазово-неоднородной среде [1]. Поэтому неудивительно, что уже в первых теоретических работах по параметрическому ОВФ ультразвука (см., например, [2]) отмечалась важность использования автоматической фокусировки (самонаведения) энергии ультразвуковых пучков с обращенным фронтом для целей активного воздействия на среду. Наиболее развитым физическим методом реализации ОВФ с усилением в мегагерцовом ультразвуковом диапазоне является запороговая параметрическая модуляция переменным магнитным полем скорости звука в магнитострикционных ферритах [3]. Получаемые таким образом интенсивные пучки обращенных ультразвуковых волн могут иметь значительные (до 10 МПа) пиковые перепады акустического давления вследствие эффективной каскадной генерации гармоник при распространении в пассивной среде [4, 5]. Наряду с этим в работе [6] было продемонстрировано

автоматическое нацеливание обращенных пучков на один или одновременно на несколько объектов, рассеивающих пробную падающую волну. Однако в течение длительного времени не удавалось получить параметрически обращенные ультразвуковые пучки со средней мощностью, достаточной, например, для заметного нагрева жидких или желеобразных сред, подобных биологическим тканям. Впервые акустический нагрев среды с помощью параметрической ОВФ-фокусировки ультразвуковых пучков удалось реализовать в работе [7]. В работе [8] был осуществлен локализованный ультразвуковой нагрев в фантоме биологической ткани, содержащем рассеивающий звук объект. Отметим, что наряду с развитием параметрических систем ОВФ ультразвука существует интерес и к созданию многоканальных цифровых систем обращения времени, ориентированных на использование мощного сфокусированного ультразвука в медицинских приложениях [9]. В настоящей работе впервые демонстрируется одновременный нагрев двух локальных областей среды при самосогласованном нацеливании на них параметрически обращенных ультразвуковых пучков.

Экспериментальная установка и методика. Для проведения экспериментов был приготовлен желеобразный полимерный образец из состава

¹⁾leonid.krut@gmail.com, brysev@ya.ru

Plastisol производства компании MF-manufacturing. Было установлено, что вариации температурного режима и времени полимеризации в ходе изготовления образца приводят к различию его акустических параметров, в первую очередь поглощения ультразвука. С учетом того, что значение этого параметра является одним из определяющих в задаче ультразвукового нагрева, а также медицинской направленности возможных приложений такая особенность потребовала проведения вспомогательных измерений поглощения ультразвука в полосе частот 1–6.5 МГц. Они были выполнены импульсным методом сравнения с эталоном [10] на контрольном образце, изготовленном в одних условиях с рабочим. В результате из серии образцов, полимеризованных при разных значениях температуры, был выбран один с параметрами, наиболее близко соответствующими известным данным для мышечной ткани человека (см., например, [11]). Температура полимеризации этого образца равнялась 180 °С при времени выдержки 5 ч. Плотность полученного материала составляла 980 кг/м³. Измеренная зависимость коэффициента поглощения ультразвука от частоты при температуре 20 °С для выбранного образца приведена на рис. 1а. Поглощение имеет вид степенной функции с показателем 1.6. Отличие частотной зависимости поглощения от квадратичного закона характерно в том числе и для живых тканей [12]. Шумовой характер полученной кривой на высоких и низких частотах вызван погрешностями метода при малом уровне сигнала на границах полосы пропускания измерительных преобразователей. На частоте 5 МГц, используемой в описываемых ниже экспериментах, значение коэффициента поглощения равнялось 48 м⁻¹. Скорость звука составляла около 1401 м/с и проявляла в указанном диапазоне небольшую положительную дисперсию (около 0.125 м/с·МГц). Это также характерно для сред с показателем степени частотной зависимости поглощения меньше двух [12, 13]. Рабочий образец имел форму цилиндра с диаметром 60 мм и высотой 40 мм. Незадолго до завершения полимеризации в него были инжестрированы два небольших воздушных пузырька диаметром около 6 мм (см. фото на рис. 1б). Расстояние между центрами получившихся полостей составило приблизительно 17 мм.

Схема эксперимента по ультразвуковому нагреву приведена на рис. 2. Образец помещался в бассейн с водой. Плоский пьезокерамический ультразвуковой преобразователь диаметром 24 мм располагался на расстоянии около 50 мм от образца. Рабочий элемент параметрической системы ОВФ ультразвука вводил

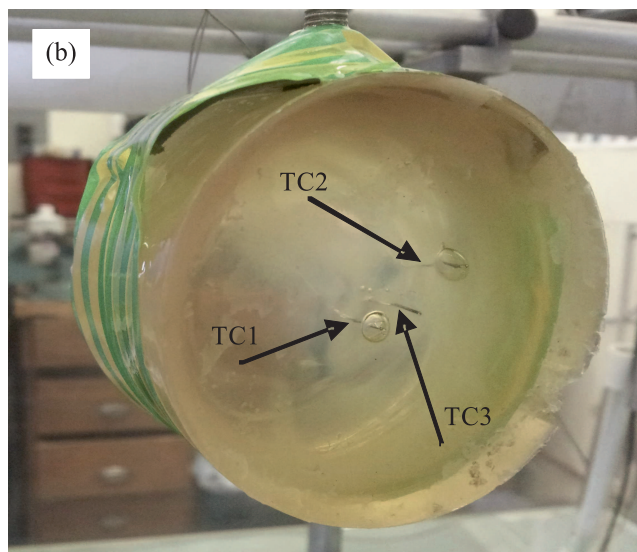
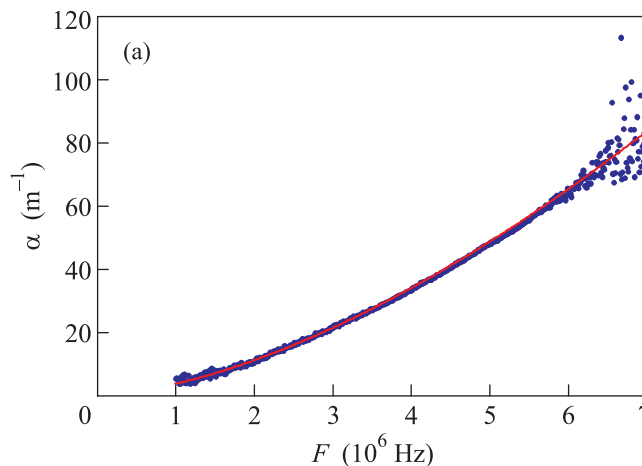


Рис. 1. Используемый образец. (а) – Частотная зависимость поглощения материала. Точки – измерения, сплошная линия – аппроксимация степенным законом. (б) – Фотография образца с введенными термодатчиками 1, 2 и 3 (TC1, TC2 и TC3 соответственно)

ся через стенку бассейна рядом с преобразователем (см. рис. 2). Преобразователь возбуждался импульсами с частотой 5 МГц и длительностью 60 мкс, подаваемыми от генератора (AFG 3102, Sony Tektronix) через усилитель (KL400, RM Italy). Второй канал генератора обеспечивал возбуждение усилителя параметрической накачки (модель OM3500, производство OM-Power). Несущая частота импульсов накачки 10 МГц, а их длительность 260 мкс. В режиме настройки частота повторения работы схемы равнялась 10 Гц, что обеспечивало высокую скважность и, соответственно, низкую среднюю мощность ультразвуковых пучков. В рабочем режиме частота повторения составляла 250 Гц. Сигналы возбуждения звука и накачки синхронизировались по времени так,

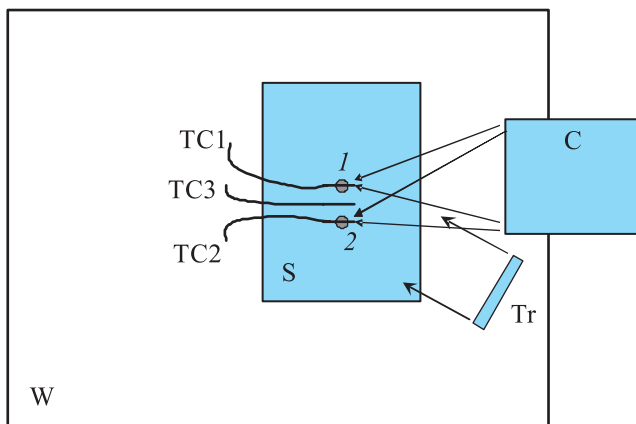


Рис. 2. Упрощенная схема эксперимента: W – бассейн с водой, S – образец, 1, 2 – воздушные полости, ТС1–ТС3 – термопары, Тр – пьезокерамический излучатель, С – параметрическое устройство ОВФ. Стрелками условно показано направление распространения ультразвуковых пучков

чтобы обеспечить задержку, необходимую для распространения звука в бассейне от момента излучения до прихода в систему ОВФ. Ультразвуковые импульсы, излучаемые преобразователем, распространялись к образцу и проходили сквозь него.

Как видно из приведенных выше данных, акустический импеданс полимеризованного пластисола очень близок по величине к импедансу воды. По этой причине сам образец крайне слабо отражает распространяющийся в воде ультразвук, в то время как воздушные полости в нем являются на данной частоте хорошими отражателями. Если обе полости находились в пределах падающего звукового пучка и существенная часть рассеянного поля попадала в апертуру устройства параметрического ОВФ, происходила фокусировка интенсивных ультразвуковых пучков с обращенным фронтом на воздушные полости. Подчеркнем, что никаких пассивных фокусирующих элементов или систем в данной схеме не используется.

Измерение температуры осуществлялось с помощью малоинерционных термопар J-типа с наружным диаметром 0.5 мм. Термопары были введены в образец с его тыльной стороны перпендикулярно основанию (см. фото на рис. 1b). Термопары 1 и 2 проходили через воздушные полости и выступали из них на 1.5 мм в направлении передней поверхности образца. Термопара 3 была введена на такую же глубину, но находилась в зоне между полостями на расстоянии около 10 и 8 мм от термопар 1 и 2 соответственно. Опорные спаи помещались в пассивный воздушный термостат, находившийся при комнатной темпе-

ратуре ($T_0 = 20^\circ\text{C}$). Таким образом, в экспериментах определялся нагрев $\Delta T(t) = T(t) - T_0$. Измерения термоЭДС производились с помощью вольтметра Agilent 34401A, соединенного с термопарами через трехканальный аналоговый коммутатор. Для уменьшения погрешности измерений выполнялось усреднение по 4 значениям. Данная схема обеспечивала кратковременную чувствительность к нагреву не хуже 0.02°C при нестабильности показаний около 0.1°C за 10 мин из-за дрейфа температуры опорного спаия.

Результаты и их обсуждение. Результаты измерений представлены на рис. 3. В начальный момент $t = 0$ система работала с частотой повторе-

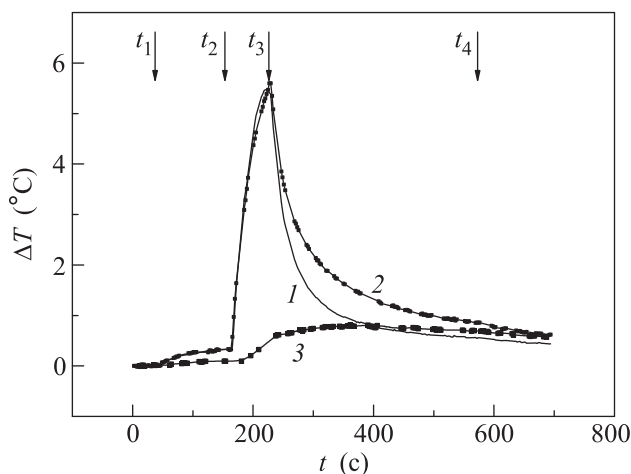


Рис. 3. Процесс нагрева и остывания, измеренный в трех точках внутри образца: 1 – перед первой полостью, 2 – перед второй полостью, 3 – между полостями в толще образца. t_1 – включение падающей волны, t_2 – включение рабочего режима повторения 250 Гц, t_3 – выключение параметрической накачки, t_4 – выключение падающей волны

ния 10 Гц. При этом импульсы накачки подавались на параметрическую систему ОВФ, но сигнал возбуждения на преобразователе отсутствовал. В момент $t = 50$ с включалось возбуждение звука, что вызывало небольшой нагрев вблизи термопар 1 и 2 и в меньшей степени вблизи термопары 3. За время около 50 с этот нагрев стабилизировался на уровне $< 0.4^\circ\text{C}$. Уже на данной стадии проявляется отличие в нагреве вблизи и вдали от рассеивателей. В момент времени $t = 160$ с включался рабочий режим (высокой средней мощности) с частотой повторения 250 Гц и начинался быстрый нагрев термопар 1 и 2. При $t = 227$ с накачка выключалась и наблюдалось остывание образца в присутствии только падающего пучка. При $t = 570$ с падающий звук выключался.

Приведенные на рис. 3 кривые показывают, что генерируемое устройством ОВФ поле обращенной волны, как и ожидалось, концентрируется на рассеивающих звук воздушных полостях, вызывая нагрев близлежащего объема вещества. Далее будет обсуждаться рабочий режим, начинающийся с момента $t = 160$ с. Рост температуры на термопарах 1 и 2 составил около 5°C за время порядка 70 с. Нагрев в области термопары 3, расположенной между полостями, за это же время составил всего 0.5°C . Характерные отличия кривой нагрева 3 от кривых 1, 2 демонстрируют отставание процесса во времени, положительную вторую производную в начальной стадии и продолжение нагрева после выключения обращенной волны (максимальная температура достигается при $t = 380$ с). Эти особенности подтверждают, что нагрев в области термопары 3 осуществлялся не за счет прямого поглощения акустической энергии, как имеет место в случае термопар 1 и 2, а за счет теплопередачи от более нагретых областей. Выключение падающего звука при $t = 570$ с приводило к малозаметному излому на всех трех кривых. Неодинаковая скорость остывания, демонстрируемая кривыми 1 и 2, может быть связана с тем, что вторая полость (кривая 2) находилась ближе к периферии образца, чем первая. Соответственно условия теплоотвода были различными.

Заключение. Таким образом, в настоящей работе продемонстрирован локализованный в пространстве одновременный нагрев двух объектов, рассеивающих падающее на них звуковое поле, за счет самосогласованной фокусировки ультразвуковых пучков с параметрически обращенным волновым фронтом. Одно из возможных применений наблюдаемого эффекта может быть связано с лечением начальной стадии злокачественных образований с помощью ультразвуковой гипертермии (нагрев опухолевых тканей до $42\text{--}45^\circ\text{C}$ с последующим их разрушением) [12].

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке гранта Президента РФ для ведущих научных школ НШ-4484.2014.2.

1. Б. Я. Зельдович, Н. Ф. Пилипецкий, В. В. Шкунов, *Обращение волнового фронта*, Наука, М. (1985), 247 с.
2. Ф. В. Бункин, Д. В. Власов, Ю. А. Кравцов, *Кв. эл-ка* **8**(5), 1144 (1981).
3. А. П. Брысев, Л. М. Крутянский, В. Л. Преображенский, *УФН* **168**(8), 877 (1998).
4. А. П. Брысев, Ф. В. Бункин, Р. В. Клопотов, Л. М. Крутянский, В. Л. Преображенский, *Письма в ЖЭТФ* **73**(8), 434 (2001).
5. A. P. Brysev, L. M. Krutyansky, and V. L. Preobrazhensky, *Bulletin of the RAS Physics/Supplement Physics of Vibrations* **9**(1), 52 (2001).
6. А. П. Брысев, Ф. В. Бункин, Л. М. Крутянский, В. Л. Преображенский, Ю. В. Пыльнов, А. Д. Стаховский, *Письма в ЖЭТФ* **61**(6), 454 (1995).
7. А. П. Брысев, Ф. В. Бункин, Р. В. Клопотов, Л. М. Крутянский, *Письма в ЖЭТФ* **96**(8), 593 (2012).
8. A. P. Brysev, L. M. Krutyansky, and R. V. Klopotov, *Phys. Wave Phenomena* **22**(1), 45 (2014).
9. M. Pernot, J.-F. Aubry, M. Tanter, A.-L. Boch, F. Marquet, M. Kujas, D. Seilhean, and M. Fink, *Neurosurg.* **106**(6), 1061 (2007).
10. P. He, *Ultrasonics* **37**, 67 (1999).
11. S. A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn, *J. Acoust. Soc. Am.* **64**(2), 423 (1978).
12. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, ed. by C. R. Hill, J. C. Bamber, and G. R. ter Haar, 2nd ed., Sutton, Surrey, UK, Wiley (2004) [*Ультразвук в медицине. Физические основы применения*, под ред. К. Хилла, Дж. Бэмбера, Г. тер Хаар, пер. с англ. под ред. Л. Р. Гаврилова, В. А. Хохловой, О. А. Сапожникова, Физматлит, М. (2008) 544 с.
13. M. O'Donnell, E. T. Janes, J. G. Miller, *J. Acoust. Soc. Am.* **69**(3), 696 (1981).