

## Моделирование и измерение поля мощного многоэлементного терапевтического излучателя в широком диапазоне интенсивностей вплоть до проявления эффекта насыщения в фокусе

П.В. Юлдашев<sup>1,\*</sup>, А. Максвелл<sup>2,3,†</sup>, В. Крайдер<sup>2,‡</sup>

О.А. Сапожников<sup>1,2,§</sup>, М.Р. Бэйли<sup>2,¶</sup>, Л. Крам<sup>2,\*\*</sup>, В.А. Хохлова<sup>1,2,††</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>Центр промышленного и медицинского ультразвука университета шт. Вашингтон, Сиэтл  
<sup>3</sup>Департамент урологии, Медицинская школа университета шт. Вашингтон, Сиэтл

(Статья поступила 16.11.2014; Подписана в печать 10.12.2014)

Во многих современных приложениях мощного фокусированного ультразвука (HIFU) в неинвазивной хирургии, например, при гистотрипсии, возникает необходимость генерации мощных ультразвуковых полей с амплитудой ударного фронта в фокусе до 120 МПа на значительной глубине в ткани. Для экспериментального исследования возможности создания таких полей и генерации механических разрушений в ткани был создан прототип системы, состоящий из усилителя и излучателя с рабочей частотой 1 МГц. Излучатель состоит из семи отдельных элементов круглой формы, расположенных на сферической чашке диаметром 14,7 см и радиусом кривизны 14 см. Цель настоящей работы состояла в характеристизации поля указанного излучателя в воде с помощью гидрофонных измерений и численного моделирования. Моделирование поля было выполнено на основе трехмерного уравнения Вестервельта с начальными условиями, полученными экспериментально методом акустической голографии. В эксперименте профили волны в фокусе были измерены оптоволоконным гидрофоном. Измерения проводились при различной амплитуде акустического давления на поверхности источника. Было показано, что результаты измерений и расчетов хорошо согласуются между собой. Найдены максимально достижимые значения для пиковых давлений и амплитуды ударного фронта. Таким образом, в работе было показано, что численное моделирование на основе трехмерного уравнения Вестервельта является важным инструментом для прогнозирования характеристик ультразвуковых полей, создаваемых мощными терапевтическими HIFU излучателями.

PACS: 43.25.Zx

УДК: 534.7, 534.2

Ключевые слова: терапевтический ультразвук, нелинейные волны, многоэлементные решетки, гистотрипсия.

### ВВЕДЕНИЕ

Гистотрипсия является новым неинвазивным методом ультразвуковой хирургии, предназначенным для получения механического разрушения биологической ткани на фрагменты субклеточного размера при помощи фокусированного ударно-волнового пучка [1]. На сегодняшний день существует два основных метода гистотрипсии. В одном из них используются ударно-волновые импульсы микросекундной длительности, создающие в фокальной области пучка кавитационное облако. В другом методе используются гораздо более длинные миллисекундные импульсы, облучение которыми ведет к быстрому нагреванию ткани в фокусе до температур кипения за счет эффективного поглощения энергии ультразвуковой волны на ударных фрон-

тах большой амплитуды [2]. После образования парогазовой полости кипения взаимодействие волны с границей ткань–полость приводит к эмульсификации ткани за счет эффекта акустического фонтана и атомизации ткани внутрь полости [3].

Для воздействия данным методом на ткани, расположенные на значительной глубине (от нескольких см до 10 см) под поверхностью кожи и, особенно, при необходимости облучения через кости грудной клетки, необходимы высокие уровни мощности излучателя, достаточные для формирования в фокусе ударного фронта. Развитие технологии изготовления усилителей электрической мощности и появление новых конструкционных материалов излучателей сделало возможным создание таких систем.

### 1. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ И ТЕОРЕТИЧЕСКИЙ МЕТОДЫ

В настоящей работе использовался прототип излучателя (рис. 1), созданный в университете штата Вашингтон, с рабочей частотой 1 МГц, диаметром 14,7 см и фокусным расстоянием 14 см. Излучатель состоит из семи конфокальных круглых элементов, расположенных на сегменте сферической поверхности. Данный

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

†E-mail: amax38@u.washington.edu

‡E-mail: wkreider@u.washington.edu,

§E-mail: oleg@acs366.phys.msu.ru

¶E-mail: bailey@apl.washington.edu

\*\*E-mail: lac@mail.apl.washington.edu

††E-mail: vera@acs366.phys.msu.ru

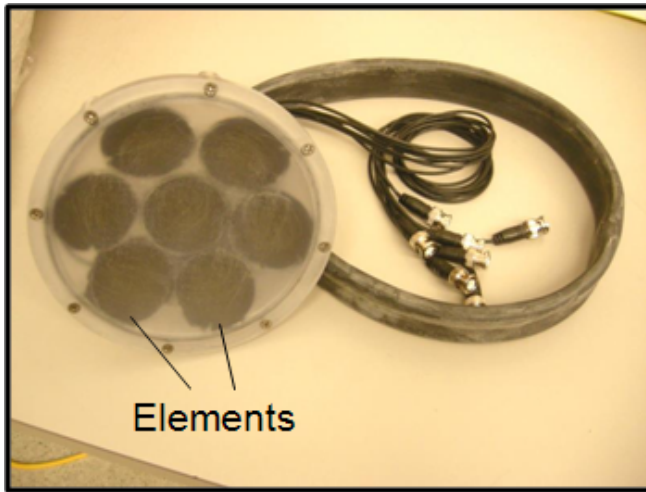


Рис. 1: Фотография прототипа терапевтического излучателя мощного ультразвука

излучатель и соответствующий усилитель были разработаны для проверки возможности реализации метода гистотрипсии на большой глубине в ткани. Целью данной работы являлась характеристика нелинейного акустического поля данного излучателя в воде с помощью комбинации гидрофонных измерений и методов численного моделирования.

Характеризация ударноволнового акустического поля излучателя проводилась согласно методу, предложенному ранее и уже успешно опробованному для поля многоэлементной терапевтической решетки клинической системы [4]. Первый шаг метода состоит в измерении акустической голограммы (амплитуды и фазы волны) на плоскости, расположенной между излучателем и геометрическим фокусом. Измерения проводились при небольшом напряжении на источнике с целью обеспечения линейности акустического поля; амплитуда давления на поверхности излучателя составляла 0,01 МПа. Далее на основе акустической голограммы рассчитывалось граничное условие на плоскости для численной модели, основанной на трехмерном уравнении Вестерверльта [5]. Граничные условия для амплитуды и фазы волны получались путем линейного распространения поля голограммы методом углового спектра на плоскость  $z = 0$ , расположенную касательно к центру сферической поверхности, на которой расположены элементы излучателя [6].

Далее, используя полученные граничные условия и численную модель уравнения Вестерверльта, были выполнены расчеты акустического поля в интервале напряжений на излучателе от 0 до 200 В. Для этого амплитуда граничного условия масштабировалась соответственно отношению заданного входного напряжения к напряжению, при котором была измерена голограмма. Проведенные расчеты позволили получить профили давления волны во всем пространстве. Рассмотрим здесь результаты расчетов для профилей вол-

ны в геометрическом фокусе излучателя, где происходит хирургическое воздействие поля.

Для подтверждения результатов моделирования были также выполнены измерения профилей волны в геометрическом фокусе при помощи оптоволоконного гидрофона (FOPH 2000). Измерения были возможны только до входного напряжения, составляющего 30% от максимально возможного (120 В из 400 В), поскольку при больших уровнях давления сигнал гидрофона искажается и происходит повреждение оптоволоконка за счет кавитации. Измеренные профили, а также значения положительного и отрицательного пиковых давлений сравнивались с результатами расчетов.

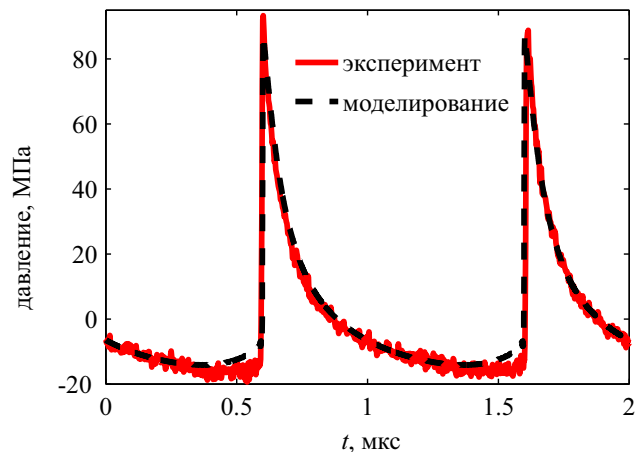


Рис. 2: Измеренный профиль волны в фокусе (красная линия) и профиль, полученный из результатов численного моделирования (черная линия) для напряжения на излучателе 100 В. Давление дано в МПа, временная ось — в микросекундах

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ

Измеренный (красная линия) и расчетный (черная линия) профили волны в фокусе при входном напряжении 100 В показаны на рис. 2. При указанном напряжении в фокусе образуется узкий ударный фронт с амплитудой 90 МПа. Видно, что измеренный и экспериментальный профили хорошо согласуются между собой.

Зависимости положительного и отрицательного пиковых давлений от входного напряжения показаны на рис. 3. Теоретические данные хорошо согласуются с экспериментом в интервале напряжений от 2,5 В до 100 В. Однако в диапазоне от 100 В до 120 В экспериментальные данные оказываются на 5–10% больше, чем теоретические, что объясняется повышенным уровнем шума в связи с развитием кавитации. В то время как измерения не могли быть реализованы выше 120 В, расчеты были выполнены до рабочего напряже-

ния 200 В. При данных уровнях напряжения наблюдается эффект насыщения давления в фокусе. Так, при двукратном увеличении входного напряжения от 100 В до 200 В происходит увеличение положительного пикового давления лишь на 10% (с 90 МПа до 100 МПа).

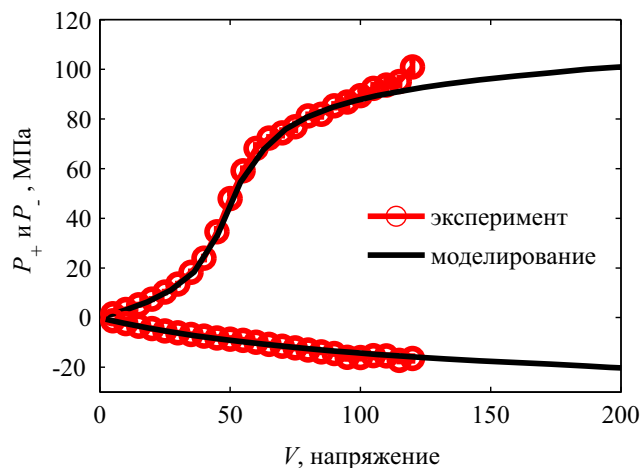


Рис. 3: Зависимость положительного и отрицательного пиковых давлений от входного напряжения, подаваемого на излучатель в диапазоне от 0 до 200 В. Эксперимент — красные маркеры, результаты численного расчета — сплошные линии

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, теоретические и экспериментальные результаты показывают, что метод моделирования на основе трехмерного уравнения Вестервелта является надежным способом предсказания ударно-волновых ультразвуковых полей, генерируемых мощными терапевтическими излучателями в воде. Расчеты могут выполняться также в случае распространения ультразвука в ткани, где гидрофонные измерения практически невозможны. Наиболее сильной стороной метода численного моделирования является возможность получения значений поля в любой области пространства и построения распределений различных параметров поля, важных для расчета терапевтических эффектов: положительного и отрицательного пиковых давлений, интенсивности, тепловых источников. Пространственное распределение тепловых источников может быть использовано в качестве входных данных для уравнения теплопроводности с целью оценки теплового эффекта ультразвука в ткани и расчета времени, необходимого для достижения кипения.

Работа была поддержана грантом Президента Российской Федерации МК-5895.2013.2 и грантами R01EB007643, РФФИ № 14-02-31878, CRDF. Численные расчеты были выполнены на кластере «Ломоносов» вычислительного центра Московского государственного университета имени М. В. Ломоносова.

- [1] Maxwell A., Sapozhnikov O., Bailey M., Crum L., Xu Z., Fowlkes B., Cain C., Khokhlova V.A. *Acoustics Today*. **8**, N 4. P. 24. (2012).
- [2] Canney M.S., Khokhlova V.A., Bessonova O.V., Bailey M.R., Crum L.A. *Ultrasound in Medicine and Biology*. **36**, N 2. P. 250. (2010).
- [3] Simon J.C., Sapozhnikov O.A., Khokhlova V.A., Wang Y.-N., Crum L.A., Bailey M.R. *Physics in Medicine and Biology*. **57**, N 23. P. 8061. (2012).
- [4] Kreider W., Yuldashev P.V., Sapozhnikov O.A., Farr N., Partanen A., Bailey M.R., Khokhlova V.A. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. **60**, N 8. P. 1683. (2013).
- [5] Юлдашев П.В., Хохлова В.А. *Акуст. журн.* **57**, № 3. С. 337. (2011).
- [6] Yuldashev P.V., Maxwell A.D., Kreider W., Khokhlova T.D., Sapozhnikov O.A., Bailey M.R., Crum L.A., Khokhlova V.A. *Acoustic field of a therapeutic transducer for generating boiling histotripsy lesions at significant depths in tissue: combined measurement and modeling characterization*. 14th International symposium on therapeutic ultrasound (ISTU). 2th-5th April. (Las Vegas, Nevada, USA, 2014).

## Measurement and modeling of acoustic field of a therapeutic multielement transducer in a wide range of acoustic intensities up to appearance of saturation effect in the focus

P.V. Yuldashev<sup>1,a</sup>, A. Maxwell<sup>2,3,b</sup>, W. Kreider<sup>2,c</sup>, O.A. Sapozhnikov<sup>1,2,d</sup>, M. Bailey<sup>2,e</sup>, L. Crum<sup>2,f</sup>, V.A. Khokhlova<sup>1,2,g</sup>

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

<sup>2</sup>Center for Industrial and Medical Ultrasound, Applied Physics Laboratory, University of Washington, 1013 NE 40th Street, Seattle WA 98105, USA

<sup>3</sup>Department of Urology, University of Washington Medical Center, 1959 NE Pacific Street, Box 356510, Seattle, WA 98195, USA

E-mail: <sup>a</sup>petr@acs366.phys.msu.ru, <sup>b</sup>amax38@u.washington.edu, <sup>c</sup>wkreider@u.washington.edu, <sup>d</sup>oleg@acs366.phys.msu.ru, <sup>e</sup>bailey@apl.washington.edu, <sup>f</sup>lac@mail.apl.washington.edu, <sup>g</sup>vera@acs366.phys.msu.ru

In many current applications of high intensity focused ultrasound for noninvasive surgery acoustic fields containing shock fronts at the focus with amplitudes up to 120 MPa are used. To experimentally investigate possibility of generation of such fields and realization of mechanical fractionation of tissue, a prototype of a therapeutic transducer with high power amplifier has been recently built at the Center of Industrial and Medical Ultrasound (CIMU, Seattle). The transducer is assembled from 7 confocal elements and has 14.7 cm diameter, 14 cm focal length, and 1 MHz operational frequency. The principal goal of this work was to demonstrate feasibility to characterize nonlinear acoustic fields of such transducers using combination of numerical simulations and hydrophone measurements. The three dimensional Westervelt equation was used to model the acoustic field. The boundary conditions for the numerical model were set using acoustic holography method. Simulated waveforms at the focus were compared with measurements acquired using fiber-optic hydrophone at several different power levels. It was shown, that hydrophone measurements and simulation results are in good agreement. The maximal practical values of the peak pressures and shock front amplitude were determined. It was shown that the numerical modeling with three-dimensional Westervelt equation is an important tool for prediction of characteristics of high intensity ultrasound fields generated by modern HIFU transducers.

PACS: 43.25.Zx

Keywords: high intensity focused ultrasound, nonlinear waves, multielement transducers, histotripsy.

Received 16.11.2014.

### Сведения об авторах

1. Юлдашев Петр Викторович — канд. физ.-мат. наук, ст. научн. сотрудник кафедры общей физики и физики конденсированного состояния физического факультета МГУ имени М. В. Ломоносова; e-mail: petr@acs366.phys.msu.ru.
2. Максвелл Адам — Центр промышленного и медицинского ультразвука университета шт. Вашингтон, Сиэтл; e-mail: amax38@u.washington.edu.
3. Крайдер Вейн — Центр промышленного и медицинского ультразвука университета шт. Вашингтон; e-mail: wkreider@u.washington.edu.
4. Сапожников Олег Анатольевич — докт. физ.-мат. наук, профессор; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: oleg@acs366.phys.msu.ru.
5. Бэйли Майкл — Центр промышленного и медицинского ультразвука университета шт. Вашингтон, Сиэтл; e-mail: bailey@apl.washington.edu.
6. Лоуренс Крам — Центр промышленного и медицинского ультразвука университета шт. Вашингтон, Сиэтл; e-mail: lac@mail.apl.washington.edu.
7. Хохлова Вера Александровна — докт. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: vera@acs366.phys.msu.ru.