

УДК 534.16

DOI: 10.32326/1814-9146-2020-82-4-458-470

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЙ МЕТОД  
НАХОЖДЕНИЯ УПРУГИХ МОДУЛЕЙ  
РЕЗИНОПОДОБНЫХ МАТЕРИАЛОВ  
НА БАЗЕ АКУСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ VERASONICS\***

© 2020 г.

**Демин И.Ю., Лисин А.А., Спивак А.Е.,  
Гурбатов С.Н., Прончатов-Рубцов Н.В.**

*Национальный исследовательский Нижегородский государственный  
университет им. Н.И. Лобачевского, Нижний Новгород, Российская Федерация*

demin@rf.unn.ru

*Поступила в редакцию 13.10.2020*

Представлен экспериментально-теоретический метод определения упругих характеристик резиноподобных материалов. Метод основан на технологии SWEI – Shear Wave Elasticity Imaging – с применением акустической системы Verasonics с открытой архитектурой, в которой реализован способ генерации и измерения скорости сдвиговых волн в резиноподобных средах. Технология SWEI позволяет проводить измерения скорости сдвиговой волны и, соответственно, упругих характеристик (модули Юнга и сдвига) в мягких биологических тканях и находит применение в медицинской диагностике (эластография сдвиговой волной). Представлены результаты по измерению упругих характеристик резиноподобных сред. Для физического моделирования в качестве сред измерения были использованы полимерные фантомы CIRS (Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical). Приведено сравнение измеренных на акустической системе Verasonics значений модулей Юнга различных типов полимерного калиброванного фантома с табличными значениями. Проведено численное моделирование эволюции сдвиговых волн в резиноподобных средах. Численный анализ выполнен с привлечением пакета программирования *k*-Wave. Пакет программирования основан на переходе в *k*-пространство, где пространственные градиенты вычисляются с использованием схемы быстрого преобразования Фурье, а временные градиенты вычисляются с использованием скорректированной *k*-пространственной разностной схемы. Пакет программирования *k*-Wave сочетает в себе оптимизацию программирования матричных операций пакетом MATLAB и набор инструментов, который позволяет моделировать идеальную среду (без диссипации) распространения волн с помощью таких параметров, как плотность и скорость звука для заданного резиноподобного материала. Сочетание этих факторов позволяет моделировать 2D- и 3D-пространства, сохраняя высокую скорость вычислений. Для полимерных фантомов CIRS полученные значения упругих характе-

---

\* Выполнено при поддержке Министерством науки и высшего образования РФ (государственное задание № 0729-2020-0040).

ристик резиноподобных сред хорошо согласуются по результатам физического и численного моделирования.

*Ключевые слова:* резиноподобные среды, модуль Юнга, модуль сдвига, скорость сдвиговых волн, акустическая система Verasonics, численное моделирование.

## **Введение**

К резиноподобным материалам (soft solids) относят эластичные материалы, способные испытывать значительные упругие деформации без нарушения внутренней структуры при приложении сравнительно небольших механических напряжений. Это силиконовые эластомеры, полиуретаны, резины, а также биологические ткани. Спектр применения таких материалов в настоящее время достаточно широк. Так, кремнийорганические полимеры (силиконы), а также композиционные материалы различных назначений на их основе используются в авиа- и ракетостроении, электронике и радиотехнике, строительстве, нефте- и газодобывающей отрасли, медицине. Резиноподобные материалы отличаются высокой термической и радиационной стойкостью, обладают хорошими изоляционными свойствами. Также достоинством таких материалов является их способность длительно сохранять высокие эксплуатационные свойства при длительном воздействии агрессивных сред и высоких температур [1, 2].

Задачи об исследовании вязкоупругих характеристик полимерных соединений актуальны в современных технологиях тканевой инженерии и регенеративной медицины [3]. Для задач медицинской диагностики важно измерение упругих модулей мягких биологических тканей в силу того, что многие злокачественные новообразования в организме сильно отличаются по своим упругим свойствам от окружающей здоровой ткани. Упругой характеристикой среды, отвечающей за ее жесткость, является модуль сдвига, который в резиноподобных средах может быть измерен с помощью сдвиговых волн, возбужденных внутри среды с помощью сфокусированного ультразвука. При изготовлении и использовании полимерных материалов возникают различные дефекты. Было проведено экспериментальное и численное исследование сдвиговых волн конечной амплитуды в резонаторах с кубической нелинейностью [4], это позволило определить вязкоупругие и нелинейные параметры резиноподобных сред по измеренным резонансным кривым. В статье [5] предложена методика определения модуля сдвига резиноподобных полимерных материалов на основе регистрации сдвиговых колебаний образца методами доплеровской виброметрии.

Проблема диагностики мягких биологических тканей является весьма актуальной, и одним из методов их диагностики является акустический метод генерации и измерения скорости сдвиговой волны (эластография сдвиговой волной). В настоящей статье на акустической системе Verasonics с открытой архитектурой реализован способ измерения скорости сдвиговой волны и, соответственно, упругих характеристик (модули Юнга и сдвига) в резиноподобных материалах методом эластографии сдвиговой волной и проведено сопоставление результатов физического и численного моделирования по определению упругих характеристик резиноподобных сред.

### Акустическая система Verasonics. Измерение упругих характеристик резиноподобных сред

Исследовательская акустическая система Verasonics (Verasonics, Inc., Kirkland, WA 98034, USA) была разработана как удобный инструмент для передачи, приема и обработки ультразвуковых сигналов. По существу, все аспекты современных ультразвуковых систем представлены пользователю для создания новых методов сбора и обработки ультразвуковых сигналов как в задачах медицинской акустики, сейсмоакустики, акустики океана, так и в задачах дефектоскопии (неразрушающий контроль). Основным достоинством системы Verasonics является то, что она предоставляет широкие возможности исследователю в разработке новых методов формирования ультразвуковой волны настраиваемыми массивами преобразователей и в создании новых алгоритмов обработки изображений с использованием среды программирования MATLAB [6–8].

Акустическая система Verasonics с открытой архитектурой находится в лаборатории биомедицинских технологий, медицинского приборостроения и акустической диагностики «МедЛаб» на кафедре акустики Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского [9–12]. На рис. 1 показан внешний вид, а на рис. 2 представлена блок-схема системы Verasonics.



Рис. 1. Внешний вид исследовательской акустической системы Verasonics

Система представляет собой управляющий блок, подключаемый к компьютеру 1 с помощью карты расширения. Передаваемый сигнал формируется формирователем 2 и далее поступает в многоканальный блок цифрового аналогового преобразователя (входной канал 3), к которому присоединяется стандартный медицинский ультразвуковой датчик 4 стандарта ATL. Принятый сигнал поступает на многоканальный блок цифрового аналогового преобразователя (канал 5) и накапливается в выходном буфере 6, из которого по определенной команде передается в компьютер. Внешний блок питания 7 используется для реализации режимов повышенной мощности.

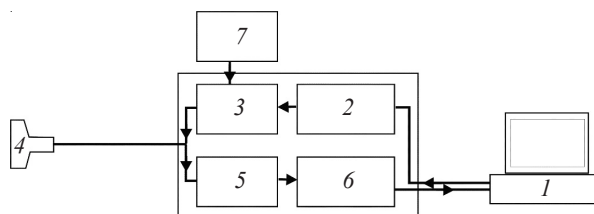


Рис. 2. Блок-схема исследовательской акустической системы Verasonics

Основным достоинством системы Verasonics является ее открытость, то есть возможность в широких пределах изменять параметры ультразвуковых волн, а именно программировать их в зависимости от задач и объектов исследования: количество излучающих и приемных каналов от 64 до 256, несущую частоту от 1 до 15 МГц, мощность ультразвука до 1000 Вт, амплитуду генерируемых импульсов до 190 В с длительностью до 1000 мс [6]. Принимаемые эхосигналы записываются прибором и доступны для постобработки в виде массивов числовых данных. Весь сценарий посылки импульсов, приема и обработки данных, построения изображения программируется пользователем с помощью поставляемого вместе с системой программного пакета (toolbox) для программной среды MATLAB. В программном пакете присутствует ряд готовых алгоритмов-скриптов (example scripts), реализующих различные методы ультразвуковой диагностики.

Одним из таких методов медицинской диагностики является эластография сдвиговой волной. В лаборатории «МедЛаб» на акустической системе Verasonics реализован метод SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging), который позволяет определять скорость сдвиговой волны в резиноподобных средах [13–18]. В настоящее время этот метод активно используется в диагностике онкологических заболеваний и при исследовании заболеваний печени. Основной принцип метода заключается в пуске сфокусированного ультразвукового импульса в исследуемую область (точку) для создания области повышенного давления. Под действием радиационной силы из этой точки начинает распространяться сдвиговая волна. Получив значение скорости сдвиговой волны  $v$  и принимая во внимание соотношение между модулем Юнга  $E$  и модулем сдвига  $\mu$  для резиноподобных сред (коэффициент Пуассона равен 0,5) в виде  $E = 3\mu$ , можно определить модуль Юнга  $E$  по формуле

$$E = 3\rho v^2, \quad (1)$$

где  $\rho$  – плотность резиноподобной среды.

Схема реализации метода SWEI на акустической системе Verasonics достаточно подробно описана в публикациях и схематически представлена на рис. 3.

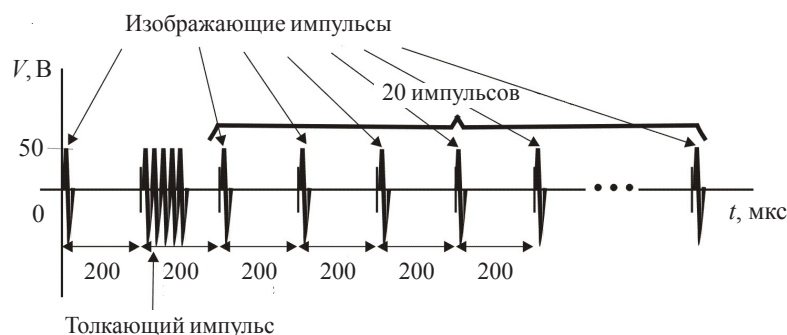


Рис. 3. Схема реализации метода SWEI на акустической системе Verasonics

Отслеживание распространения сдвиговой волны ведется путем регистрации смещения в каждой точке среды. Для этого до толкающего сфокусированного импульса посылается один несфокусированный опорный импульс для сканирования невозмущенной среды. После толкающего сфокусированного импульса в среду подается несколько несфокусированных изображающих импульсов, аналогичных опорному, с определенным интервалом, которые сканируют среду в момент распростра-

нения волны. Впоследствии при обработке полученных данных регистрируется смещение среды  $\xi(x, t)$  как функция времени  $t$  на различных расстояниях  $x$  от точки фокусировки толкающего импульса. Различные значения  $x$  соответствуют различным кривым. Каждая функция обладает максимумом, соответствующим фронту сдвиговой волны, благодаря чему определяется время прихода фронта в определенную точку. Это позволяет вычислить скорость сдвиговой волны  $v$  [19].

В ходе выполнения на акустической системе Verasonics физического моделирования метода эластографии сдвиговой волной была написана программа-интерфейс для визуализации сдвиговой волны и автоматизации определения ее скорости, а также вычисления модуля Юнга. Окно программы-интерфейса приведено на рис. 4.

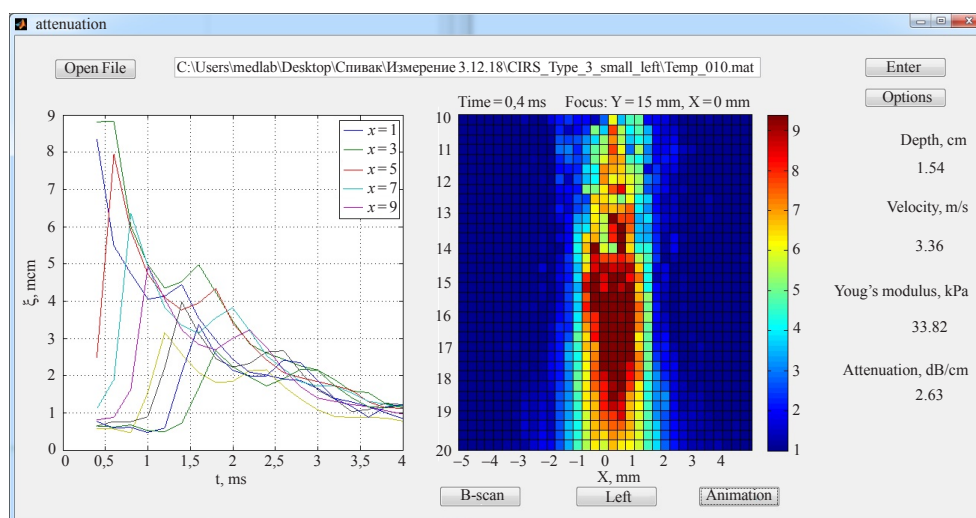


Рис. 4. Окно программы-интерфейса с выводом на него визуализации сдвиговой волны в полимерной сфере

При расчете скорости (и модуля Юнга) использован метод, в основе которого лежит построение линейной зависимости максимумов смещения частиц среды от времени. Сначала строилась зависимость координаты максимумов от времени. При этом была проведена фильтрация, отбраковывающая результаты с амплитудой меньше 1 мкм, считаемые шумом, а также импульсы, в которых определение местоположения максимума смещения (фронта волны в данной точке) затруднено. Если непригодных для обработки данных было меньше половины от всех исследуемых точек, то скорость строилась по оставшимся приемлемым данным. Затем зависимость координаты фронта от времени аппроксимировалась полиномом по методу наименьших квадратов и рассчитывался модуль Юнга как основной требуемый параметр для определения упругости.

### Численное моделирование и визуализация сдвиговых волн в резиноподобных средах

Для численного решения задачи о распространении сдвиговых волн в резиноподобных средах удобно использовать *k*-Wave – программный пакет (набор инструментов) для среды MATLAB. Он сочетает в себе оптимизацию MATLAB для работы с матричными операциями и набор инструментов, который позволяет моделиро-

вать идеальную среду (без диссипации) распространения волн с помощью таких параметров, как плотность и скорость звука в заданной среде. Сочетание этих факторов позволяет моделировать 2D- и 3D-пространства, сохраняя высокую скорость вычислений. Численная модель основана на переходе в  $k$ -пространство, где пространственные градиенты вычисляются с использованием схемы быстрого преобразования Фурье (БПФ), а временные градиенты вычисляются с использованием скорректированной  $k$ -пространственной разностной схемы [20–22].

Резиноподобная среда в рассматриваемой модели принята линейной и однородной с такими характерными параметрами, как плотность  $\rho = 1030 \text{ кг/м}^3$  и скорость звука  $c = 1540 \text{ м/с}$ . Эти значения хорошо описывают мягкие биологические ткани применительно к задачам медицинской диагностики. Пример моделирования резиноподобной среды, аналогичной полимерному фантому для эластографии сдвиговой волной (фантом CIRS), приведен на рис. 5.

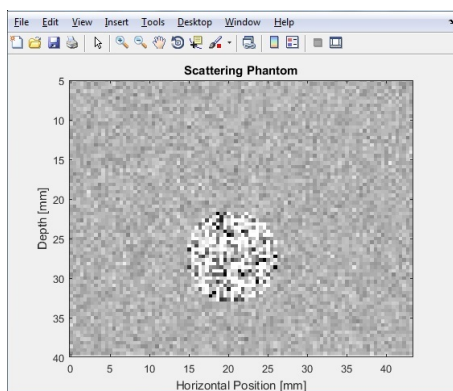


Рис. 5. Моделируемая резиноподобная среда (фантом сферической формы)

Важным этапом моделирования является выбор и размещение линейного датчика. В данном случае излучателем является фазированная антенная решетка, состоящая из 128 элементов (стандартный диагностический линейный датчик L7-4 для ультразвуковых исследований). В рамках заданной численной модели это 128 точечных источников. Визуализация фокусировки ультразвуковых волн представлена на рис. 6 [6].

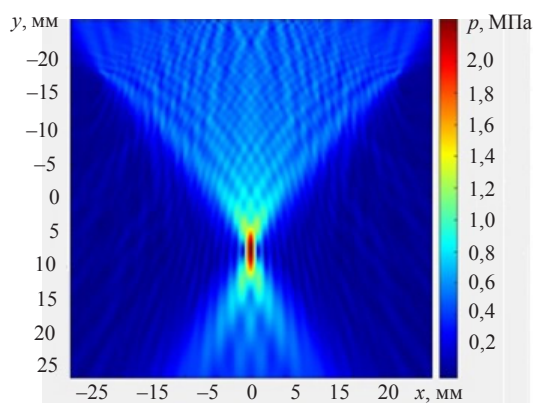


Рис. 6. Визуализация расчетного давления фокусировки ультразвуковых излучателей, аналогичных линейному медицинскому датчику L7-4

Заметим, что фокусировка 128 излучателей в выбранную точку осуществляется с помощью квадратичного фазового набега на каждом излучателе, при этом нулем считается центр датчика. Затем необходимо локализовать источник сдвиговой волны, который расположен в области пятна фокусировки, где действует акустическая радиационная сила. Это достигается с помощью моделирования источника из 8 элементов в форме ромба. В дальнейшем численно решается задача об эволюции сдвиговых волн в резиноподобной среде. Это решение сводится к решению уравнения Вестервельта в частных производных:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial \tau \partial z} = \frac{c}{2} \Delta p + \frac{\beta}{2\rho c^3} \frac{\partial^2 p^2}{\partial \tau^2}, \quad \tau = t - \frac{z}{c}, \quad (2)$$

$z$  – направление вдоль оси пучка,  $\beta$  – коэффициент нелинейности (в линейном случае равен нулю),  $c$  – скорость звука в среде,  $p$  – давление,  $\rho$  – плотность среды.

Уравнение (2) решается с использованием псевдоспектрального метода  $k$ -пространства, в котором пространственные градиенты вычисляются с применением схемы БПФ, а временные градиенты вычисляются с помощью скорректированной  $k$ -пространственной разностной схемы. Каждая из этих схем реализуется посредством метода конечных элементов. Область, в которой ищется решение дифференциальных уравнений, разбивается на конечное количество подобластей (элементов). В каждом из элементов произвольно выбирается вид аппроксимирующей функции. В простейшем случае это полином первой степени. Вне своего элемента аппроксимирующая функция равна нулю. Значения функций на границах элементов (в узлах) являются решением задачи и заранее неизвестны. Коэффициенты аппроксимирующих функций обычно ищутся из условия равенства значений соседних функций на границах между элементами (в узлах). Затем эти коэффициенты выражаются через значения функций в узлах элементов. Составляется система линейных алгебраических уравнений. Количество уравнений равно количеству неизвестных значений в узлах, в которых ищется решение исходной системы, прямо пропорционально количеству элементов и ограничивается только возможностями компьютеров. Так как каждый из элементов связан с ограниченным количеством соседних элементов, система линейных алгебраических уравнений имеет разреженный вид, что существенно упрощает ее решение [20]. Визуализация распространения сдвиговой волны на основе расчета давления при фокусировке приведена на рис. 7.

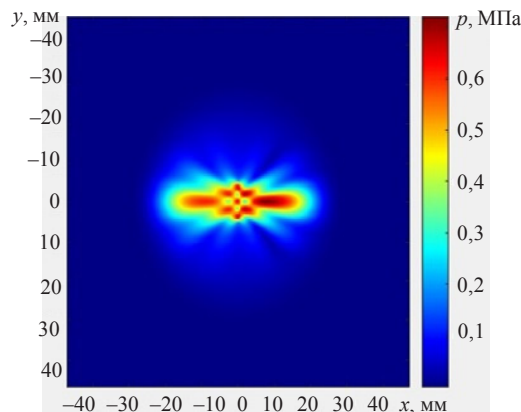


Рис. 7. Визуализация распространения сдвиговой волны на основе расчета давления

В результате реализации программы численного моделирования эволюции сдвиговых волн в резиноподобной среде и ее визуализации появляется возможность рассчитать распределение акустического давления, которое позволяет оценить геометрические размеры пятна фокусировки. Полученные данные могут служить входными данными для расчета амплитуды и скорости поперечной волны.

### Сравнение результатов физического и численного моделирования по определению модулей Юнга и сдвига резиноподобных сред

Для сопоставления результатов физического и численного моделирования упругих характеристик резиноподобных сред использовался калиброванный полимерный фантом CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical со сферами диаметрами 10 и 20 мм, расположенными на разной глубине. Использовались сферы диаметрами 20 мм (расположены на глубине 35 мм) трех типов с разными значениями модуля Юнга (тип I – 10 кПа, тип II – 13 кПа тип III – 40 кПа). Эти элементы находились в полимерной среде (матрице), упругие характеристики которой также были известны и равны 25 кПа. Преимущество фантомов в том, что они изготовлены из полимерного материала Zerdin, характеристики которого не зависят от изменений внешней температуры и приложенного давления. Фантом данного типа применяется при проверке работы экспертных ультразвуковых установок, используемых в медицинской диагностике методом эластографии сдвиговой волной.

Скорость сдвиговой волны и, соответственно, модули Юнга и сдвига фантома были экспериментально определены на системе Verasonics. Измерения были выполнены методом SWEI. Как было сказано, этот метод широко используется в ультразвуковой медицинской диагностике (эластография сдвиговой волной). Численное моделирование позволило также определить скорость сдвиговой волны в резиноподобной среде, характеристики которой полностью соответствовали основным параметрам фантомов CIRS. Скорость сдвиговой волны была рассчитана на основе положения пика акустического давления, характеризующего положение фронта волны, приведенного на рис. 8, в различные моменты времени. Скорость волны определялась по формуле  $v = S/t$ , где  $S = (S_2 - S_1)/2$  – расстояние между пиками, определенное для двух моментов времени  $t_1$  и  $t_2$ ,  $t = t_2 - t_1$ .

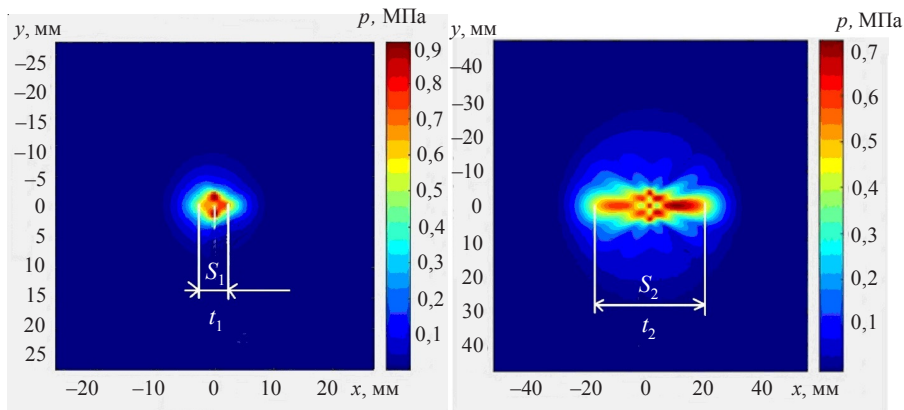


Рис. 8. Определение скорости сдвиговой волны по положению пика давления волнового фронта



В таблице 1 приведены результаты измерения скорости сдвиговой волны для различных типов калиброванных фантомов CIRS.

Таблица 1

**Результаты численного и физического моделирования по определению скорости сдвиговой волны  $v$  (м/с) в полимерном фантоме CIRS**

Тип среды	Численное моделирование (пакет <i>k-Wave</i> )	Физическое моделирование (акустическая система Verasonics)
Матрица	3,17	2,68
I	1,94	1,76
II	2,07	1,93
III	3,85	3,46

Принимая во внимание соотношения между скоростью сдвиговой волны и упругими модулями, нетрудно сопоставить результаты физического и численного моделирования для модулей Юнга. На рис. 9 приведена диаграмма сравнения модулей Юнга для различных типов фантома резиноподобной среды. На диаграмме показаны и паспортные значения модуля Юнга для исследуемых полимерных фантомов.

Модуль Юнга для различных типов фантома CIRS ( $E$ , кПа)

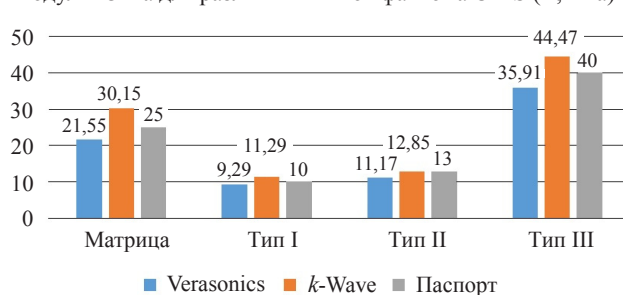


Рис. 9. Диаграмма сравнения модулей Юнга для различных типов фантома резиноподобной среды

Сравнение приведенных результатов модулей Юнга показывает, что чем ниже концентрация полимерного вещества в фантоме (типы I и II), тем ближе результаты численного и физического моделирования. Кроме того, результаты численного моделирования неизменно превосходят физические. Этот эффект возникает из-за сильной неоднородности исследуемой среды.

### Заключение

С использованием метода Shear Wave Elasticity Imaging проведены измерения скорости сдвиговой волны и, соответственно, упругих характеристик (модулей Юнга и сдвига) резиноподобных материалов. Метод реализован на акустической системе Verasonics с открытой архитектурой, и для физического моделирования в качестве сред измерения были использованы полимерные фантомы CIRS (Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical). Метод находит применение в медицинской диагностике – эластографии сдвиговой волной.

Численное моделирование эволюции сдвиговых волн в резиноподобных средах было выполнено с привлечением пакета программирования *k-Wave*, который позволяет проводить вычисления с использованием среды программирования

MATLAB. Для полимерных фантомов CIRS проведено сопоставление данных физического и численного моделирования по определению упругих характеристик резиноподобных сред и получено хорошее согласование результатов.

#### Список литературы

1. Штремель М.А. О взаимосвязи прочности и пластичности полимеров. *Деформация и разрушение материалов*. 2016. №2. С. 8–12.
2. *Энциклопедия полимеров*. Т. 2. Гл. ред. В.А. Кабанов. М.: Советская энциклопедия, 1974. 239 с.
3. Басок Ю.Б., Севастьянов В.И. Технологии тканевой инженерии и регенеративной медицины в лечении дефектов хрящевой ткани суставов. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2016. Т. 18. №4. С. 102–122. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2016-4-102-122>.
4. Krit T.V., Andreev V.G., Demin I.Yu. Viscoelastic nonlinear resonator with gas-filled cavities. *Acta Acustica united with Acustica*. 2011. Vol. 101. No 5. P. 915–919. <https://doi.org/10.3813/AAA.918886>.
5. Коробов А.И., Изосимова М.Ю., Ненарокомов К.А., Одина Н.И. Дистанционная диагностика резиноподобных материалов методами нелинейной акустики. *Письма в ЖТФ*. 2017. Т. 43. Вып. 17. С. 86–94. DOI: 10.21883/PJTf.2017.17.44951.16582.
6. Daigle R. *Sequence Programming Manual*. Redmond, WA, USA: Verasonics Inc, 2011.
7. *Ультразвук в медицине. Физические основы применения*. Ред. К. Хилл, Дж. Бэмбер, Г. тер Хаар. Пер. с англ. М.: Физматлит, 2008. 544 с.
8. Демин И.Ю., Спивак А.Е., Лисин А.А. Моделирование диагностического метода эластографии сдвиговой волной в акустической системе Verasonics с открытой архитектурой. *Проектирование и технология электронных средств*. 2019. №1. С. 50–56.
9. Andreev V.G., Shanin A.V., Demin I.Yu. Motion of a group of microparticles in a viscoelastic medium under the action of acoustic radiation force. *Acoustical Physics*. 2014. Vol. 60. Iss. 6. P. 704–709. <https://doi.org/10.1134/S1063771014060013>.
10. Khalitov R.Sh., Gurbatov S.N., Demin I.Yu. Use of the Verasonics ultrasound system for measurement the velocity of shear waves in the CIRS phantoms. *Physics of Wave Phenomena*. 2016. Vol. 24. No 1. P. 73–76. <https://doi.org/10.3103/S1541308X16010143>.
11. Руденко О.В., Сафонов Д.В., Демин И.Ю., Рыхтик П.И., Андреев В.Г., Гурбатов С.Н., Романов С.В. Основы эластографии сдвиговой волной: теория и физический эксперимент. В кн.: *Эластография сдвиговой волны: анализ клинических примеров*. Ред. А.В. Борсуков. Смоленск: Смоленская городская типография, 2017. С. 8–41.
12. Лисин А.А., Демин И.Ю. Визуализация численного моделирования сдвиговых волн в мягких биологических тканях. *Тр. XXIII науч. конф. по радиофизике, посвященной 100-летию со дня рождения Н.А. Железцова*. Нижний Новгород, 13–21 мая 2019 г. Нижний Новгород: Изд-во ННГУ, 2019. С. 448–449.
13. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D., Folwkes J.B., Emelianov S.Y. Shear wave elasticity imaging – a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1998. Vol. 24. Iss. 9. P. 1419–1436. [https://doi.org/10.1016/S0301-5629\(98\)00110-0](https://doi.org/10.1016/S0301-5629(98)00110-0).
14. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Nyborg W.L. Biomedical applications of radiation force of ultrasound: Historical roots and physical basis. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2010. Vol. 36. Iss. 9. P. 1379–1394. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.05.015>.
15. Руденко О. В., Сафонов Д. В., Рыхтик П. И., Гурбатов С. Н., Романов С.В. Физические основы эластографии. Ч. 2. Эластография на сдвиговой волне (лекция). *Радиология–Практика*. 2014. Т. 46. №4. С. 62–72.
16. Bercoff J., Tanter M., Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Control*. 2004. Vol. 51. No 4. P. 396–409. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2004.1295425>.
17. Fatemi M., Greenleaf J.F. Vibro-acoustography: An imaging modality based on ultrasound stimulated acoustic emission. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 1999. Vol. 96. No 12. P. 6603–6608. <https://doi.org/10.1073/pnas.96.12.6603>.

18. Hall T.J. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in US. Beyond the basics. *Radiographics*. 2003. Vol. 23. No 6. P. 1657–1671. <https://doi.org/10.1148/rg.236035163>.
19. Safonov D.V., Rykhtik P.I., Shatokhina I.V., Romanov S.V., Gurbatov S.N., Demin I.Yu. Shear wave elastography: Comparing the accuracy of ultrasound scanners using calibrated phantoms in experiment. *Modern Technologies in Medicine*. 2017. Vol. 9. Iss. 4. P. 51–59. <http://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.06>.
20. Демин И.Ю., Лисин А.А., Спивак А.Е., Шнейдман Д.Д. Эластография сдвиговой волной: физическое моделирование на акустической системе Verasonics и численное моделирование в toolbox *k-Wave*. *Ученые записки физического факультета Московского университета*. 2018. № 6. С. 1860101-1–1860101-5.
21. Demi L., Treeby B., Verweij M.D. Comparison between two different full-wave methods for the computation of nonlinear ultrasound fields in inhomogeneous and attenuating tissue. *2014 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. 3–6 Sept. 2014. Chicago, USA. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2014.0362>.
22. Rudenko O.V., Gurbatov S.N., Demin I.Yu. Absorption of intense regular and noise waves in relaxing media. *Acoustical Physics*. 2014. Vol. 60. No 5. P. 499–505. DOI: 10.1134/S106377101405011X.

#### References

1. Shtremel M.A. O vzaimosvyazi prochnosti i plastichnosti polimerov [On interaction of strength and plasticity of polymers]. *Deformatsiya i razrushenie materialov [Deformation and Fracture of Materials]*. 2016. No 2. P. 8–12 (In Russian).
2. *Entsiklopediya polimerov [Encyclopedia of Polymers]*. Vol. 2. Editor-in-chief V.A. Kabanov. Moscow. Sovetskaya entsiklopediya Publ. 1974. 239 p. (In Russian).
3. Basok Yu.B., Sevastyanov V.I. Tekhnologii tkanevoy inzhenerii i regenerativnoy meditsiny v lechenii defektov khryashchevoy tkani sustavov [Technologies of tissue engineering and regenerative medicine in the treatment of defects in the cartilage tissue of the joints]. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov [Bulletin of Transplantology and Artificial Organs]*. 2016. Vol. 18. No 4. P. 102–122. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2016-4-102-122> (In Russian).
4. Krit T.B., Andreev V.G., Demin I.Yu. Viscoelastic nonlinear resonator with gas-filled cavities. *Acta Acust united Ac*. 2011. Vol. 101. No 5. P. 915–919. <https://doi.org/10.3813/AAA.918886>.
5. Korobov A.I., Izosimova M.Yu., Nenarokomov K.A., Odina N.I. Distantionnaya diagnostika rezinopodobnykh materialov metodami nelineynoy akustiki [Remote diagnostics of rubber-like materials by methods of nonlinear acoustics]. *Pisma v zhurnal teoreticheskoy fiziki [Technical Physics Letters]*. 2017. Vol. 43. Iss. 17. P. 86–94. DOI: 10.21883/PJTF.2017.17.44951.16582 (In Russian).
6. Daigle R. *Sequence Programming Manual*. Redmond, WA, USA. Verasonics, Inc. 2011.
7. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. Eds. Hill C.R., Bamber J.C., ter Haar G.R. Chichester. Hoboken. N.J., USA. John Wiley and Sons. 2004. 511 p.
8. Demin I.Yu., Spivak A.E., Lisin A.A. Modelirovanie diagnosticheskogo metoda elastografii sdvigovoy volnoy v akusticheskoy sisteme Verasonics s otkrytoy arkhitekturoy [Modeling the diagnostic method of shear wave elastography in the Verasonics open-architecture acoustic system]. *Proektirovanie i tekhnologiya elektronnykh sredstv [Design and Technology of Electronic Devices]*. 2019. No 1. P. 50–56 (In Russian).
9. Andreev V.G., Shanin A.V., Demin I.Yu. Motion of a group of microparticles in a viscoelastic medium under the action of acoustic radiation force. *Acoustical Physics*. 2014. Vol. 60. Iss. 6. P. 704–709. <https://doi.org/10.1134/S1063771014060013>.
10. Khalitov R.Sh., Gurbatov S.N., Demin I.Yu. Use of the Verasonics ultrasound system for measurement the velocity of shear waves in the CIRS phantoms. *Phys. Wave Phenom*. 2016. Vol. 24. No 1. P. 73–76. <https://doi.org/10.3103/S1541308X16010143>.
11. Rudenko O.V., Safonov D.V., Demin I.Yu., Rykhtik P.I., Andreev V.G., Gurbatov S.N., Romanov S.V. Osnovy elastografii sdvigovoy volnoy: teoriya i fizicheskiy eksperiment [Fundamentals of shear wave elastography: Theory and physical experiment]. V kn.: *Elastografiya sdvigovoy volny: analiz klinicheskikh primerov*. Red. A.V. Borsukov [In: *Shear Wave Elastography: Analysis of Clinical Examples*. Ed. A.V. Borsukov]. Smolensk: Smolenskaya gorodskaya tipografiya Publ. 2017. P. 8–41 (In Russian).

12. Lisin A.A., Demin I.Yu. Vizualizatsiya chislennogo modelirovaniya sdvigovalykh voln v myagkikh biologicheskikh tkanyakh [Visualization of numerical simulation of shear waves in soft biological tissues]. *Trudy XXIII nauchnoy konferentsii po radiofizike, posvyashchennoy 100-letiyu so dnya rozhdeniya N.A. Zheleztsova* [Proceedings of the XXIII Scientific Conference on Radiophysics Dedicated to the 100<sup>th</sup> Anniversary of the Birth of N.A. Zheleztsov]. Nizhny Novgorod, May 13–21. 2019. Nizhny Novgorod. UNN Publ. 2019. P. 448–449 (In Russian).
13. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D., Folwkes J.B., Emelianov S.Y. Shear wave elasticity imaging – a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med. Biol.* 1998. Vol. 24. Iss. 9. P. 1419–1436. [https://doi.org/10.1016/S0301-5629\(98\)00110-0](https://doi.org/10.1016/S0301-5629(98)00110-0).
14. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Nyborg W.L. Biomedical applications of radiation force of ultrasound: Historical roots and physical basis. *Ultrasound Med. Biol.* 2010. Vol. 36. Iss. 9. P. 1379–1394. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.05.015>.
15. Rudenko O.V., Safonov D.V., Rykhtik P.I., Gurbatov S.N., Romanov S.V. Fizicheskie osnovy elastografii. Ch. 2. Elastografiya na sdvigovalykh volne (lektsiya) [Physical bases of elastography. Pt. 2. Shear wave elastography (lecture)]. *Radiologiya–Praktika* [Radiology–Practice]. 2014. Vol. 46. No 4. P. 62–72 (In Russian).
16. Bercoff J., Tanter M., Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Control.* 2004. Vol. 51. No 4. P. 396–409. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2004.1295425>.
17. Fatemi M., Greenleaf J.F. Vibro-acoustography: An imaging modality based on ultrasound stimulated acoustic emission. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 1999. Vol. 96. No 12. P. 6603–6608. <https://doi.org/10.1073/pnas.96.12.6603>.
18. Hall T.J. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in US. Beyond the basics. *Radiographics.* 2003. Vol. 23. No 6. P. 1657–1671. <https://doi.org/10.1148/rg.236035163>.
19. Safonov D.V., Rykhtik P.I., Shatkhina I.V., Romanov S.V., Gurbatov S.N., Demin I.Yu. Shear wave elastography: Comparing the accuracy of ultrasound scanners using calibrated phantoms in experiment. *Modern Technologies in Medicine.* 2017. Vol. 9. Iss. 4. P. 51–59. <http://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.06>.
20. Demin I.Yu., Lisin A.A., Spivak A.E., Shneidman D.D. Elastografiya sdvigovalykh voln: fizicheskoe modelirovanie na akusticheskoy sisteme Verasonics i chislennoe modelirovanie v toolbox *k*-Wave [Elastography of shear wave: physical modeling on the Verasonics acoustic system and numerical modeling in the toolbox *k*-Wave]. *Uchenye zapiski fizicheskogo fakulteta Moskovskogo universiteta* [Moscow University Physics Bulletin]. 2018. No 6. P. 1860101-1–1860101-5 (In Russian).
21. Demi L., Treeby B., Verweij M.D. Comparison between two different full-wave methods for the computation of nonlinear ultrasound fields in inhomogeneous and attenuating tissue. *2014 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. 3–6 Sept. 2014. Chicago, USA. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2014.0362>.
22. Rudenko O.V., Gurbatov S.N., Demin I.Yu. Absorption of intense regular and noise waves in relaxing media. *Acoustical Physics.* 2014. Vol. 60. No 5. P. 499–505. DOI: 10.1134/S106377101405011X.

**THE EXPERIMENTAL-THEORETICAL METHOD  
FOR FINDING ELASTIC MODULES OF RUBBER-LIKE MATERIALS  
BASED ON THE VERASONICS ACOUSTIC SYSTEM**

**Demin I.Yu., Lisin A.A., Spivak A.E.,  
Gurbatov S.N., Pronchatov-Rubtsov N.V.**

*National Research Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod,  
Nizhny Novgorod, Russian Federation*

The experimental-theoretical method for determining the elastic characteristics of rubber-like materials is presented. This method is founded on the technology SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging) with using the open architecture Verasonics speaker system that implements a method for

generating and measuring shear wave velocity in rubbery media. The SWEI method makes it possible to measure the shear wave velocity (and, accordingly, elastic characteristics: Young's and shear modulus) in soft biological tissues and finds application in medical diagnostics – shear wave elastography. The results of measuring the elastic characteristics of rubber-like media are presented. For physical modeling, polymer CIRS phantoms (Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical) were used as measurement media. Young's modulus of different types of polymer calibrated phantom measured on the Verasonics acoustic system are comparable with the tabular values. Numerical modeling of the evolution of shear waves in rubber-like media is carried out. Numerical analysis was performed using the *k*-Wave programming package. This programming package is based on *k*-space transition, where spatial gradients are computed using a Fast Fourier Transform scheme and temporal gradients are computed using a corrected *k*-space difference scheme. The *k*-Wave programming package combines the optimization of the MATLAB programming environment for working with matrix operations and a set of tools that allows you to simulate an ideal (non-dissipation) propagation environment using parameters such as density and sound velocity for a given rubber-like material. The combination of these factors allows you to model 2D and 3D spaces while maintaining high computational speed. For polymer CIRS phantoms, the results of physical and numerical modeling are compared to determine the elastic characteristics of rubber-like media.

*Keywords:* rubber-like materials, Young's modulus, shear modulus, shear wave velocity, Verasonics acoustic system, numerical simulation.