

Эластография сдвиговой волной: физическое моделирование на акустической системе Verasonics и численное моделирование в toolbox k-Wave

И. Ю. Демин,* А. А. Лисин, А. Е. Спивак, Д. Д. Шнейдман

Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского, радиофизический факультет, кафедра акустики
Россия 603950, Нижний Новгород, пр. Гагарина, 23

(Статья поступила 25.06.2018; Подписана в печать 10.09.2018)

Представлены результаты физического и численного моделирования распространения сдвиговых волн в мягких биологических тканях (метод эластографии сдвиговой волной). Физическое моделирование проведено на акустической системе Verasonics с фантомом, имитирующего скелетную мышцу, который состоит из желатиновой основы и замороженных в нее упругих струн. Численное моделирование сдвиговых волн выполнено в toolbox k-Wave

PACS: 43.25.Zx

УДК: 534.2, 534.7

Ключевые слова: сдвиговая эластография, скорость сдвиговых волн, модуль Юнга, фантомы, Verasonics, численное моделирование, toolbox k-Wave.

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковая эластография отображает информацию о вязкоупругих свойствах ткани, а именно о модуле Юнга, который часто ассоциируется с основными патологиями. Увеличение значения модуля Юнга в ткани может быть вызвано развитием фиброза ткани, что, например, имеет место при циррозе печени. На сегодняшний день существует множество ультразвуковых томографов, в которых реализована ультразвуковая эластография [1]. К их числу в том числе относятся наиболее продвинутые на данный момент экспертные системы Siemens Acuson S2000 и Supersonic Aixplorer. В них реализованы различные методы эластографии, в том числе акустическая импульсно-волновая эластография (ARFI), эластография сдвиговой волны (SWEI) и эластография сдвиговой волны от компании Supersonic (sSWE). В лаборатории «МедЛаб» Радиофизического факультета Нижегородского государственного университета на акустической системе Verasonics (рис. 1) с открытой архитектурой был реализован метод SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging) [2–5].

Акустическая система Verasonics представляет собой универсальный ультразвуковой прибор, предназначенный для макетирования и отладки различных алгоритмов медицинской акустики. Система позволяет работать практически с любыми медицинскими ультразвуковыми датчиками, к примеру L7-4, C5-2 и P4-2, что позволяет моделировать алгоритмы работы различных экспертных коммерческих ультразвуковых систем. Основным достоинством системы Verasonics является ее открытость, то есть возможность в широких пределах изменять параметры ультразвуковых волн, например, количество излучаемых и приемных каналов от 64 до 256, несущую частоту от 1 до 15 МГц, мощность ульт-

тразвука до 1000 Вт и программировать их в зависимости от задач и объектов исследования. Принимаемые эхосигналы записываются прибором и доступны для постобработки в виде массивов числовых данных. Весь сценарий послышки импульсов, приема и обработки данных, построения изображения программируется пользователем в программной среде MATLAB.

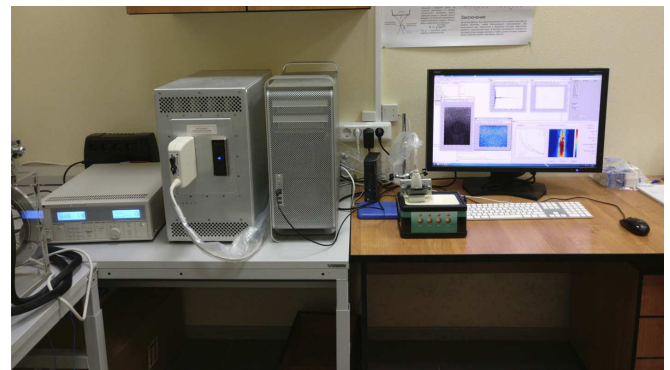


Рис. 1: Акустическая система Verasonics

В лаборатории «МедЛаб» на акустической системе Verasonics был реализован метод SWEI (Shear Wave Elasticity Imaging). Данный метод позволяет по измерению скорости запущенной в среде сдвиговой волне определить вязкоупругие характеристики исследуемого объекта. Для этого в заданную точку подается сфокусированный ультразвуковой «толкающий» импульс, который создает возмущение. Под действием радиационной силы из этой точки начинает распространяться сдвиговая волна, следствием чего является смещение частичек среды на пути её распространения. Для отслеживания смещений, а значит и распространения сдвиговой волны, до толкающего импульса посылается один несфокусированный «опорный» импульс для сканирования невозмущенной среды. После сфокусированного импульса в среду подается несколько несфокусированных «изображающих» импульсов, анало-

*E-mail: demin@rf.unn.ru

гичных опорному, с определенным интервалом, которые сканируют среду в момент распространения волны. В последствии 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, соответствующий фронту сдвиговой волны, благодаря чему определяется время прихода фронта в определенную точку. Это позволяет посчитать скорость волны C_{sh} , которая пересчитывается в модуль Юнга E по формуле (1).

$$E = 3\rho C_{sh}^2, \quad (1)$$

где ρ — плотность мягкой биологической ткани.

В лаборатории «МедЛаб» при содействии Приволжского окружного медицинского центра и кафедры акустики физического факультета МГУ имени М.В. Ломоносова давно ведется работа по изучению вязкоупругих характеристик скелетных мышц человека с помощью метода SWEI. Одним из последних исследований была работа с фантомом, имитирующего скелетную мышцу который состоит из желатиновой основы и вмороженных в нее упругих струн (рис. 2). Для физического моделирования была выбрана флюорокарбоновая (PVDF) леска Kronger Osprey диаметром 0.12 мм. Леска в фантоме была натянута между пластинами из стеклотекстолита. К данным пластинам прикреплены металлические щечки, к которым может быть применена сила, растягивающая матрицу, что имитировало натяжение мышечных волокон. Сила натяжения может регулироваться с помощью динамометра. Каждая из стенок может быть снята, поэтому желатиновая основа фантома легко разрушается и может быть заменена. Размер матрицы из струн — 50×50 мм; расстояние между струнами — 5 мм.

Эксперимент проводился над фантомом, в котором использовался высококонцентрированный 15% раствор желатина, модуль Юнга которого составлял 12.15 кПа. Снимались значения вдоль, поперек и под углом 45°. Этот эксперимент по содержанию был приближен к стандартному исследованию пациента, осуществляемому врачами-диагностами. В ходе эксперимента в срезе фантома выделялся зона размером несколько мм., в котором измерялись скорости в 9 точках. Для сохранения постоянной температуры и, как следствие, вязкоупругих свойств фантома, использовалась сумка-холодильник.

На таблице приведены средние значения модуля Юнга в ROI в зависимости от положения датчика относительно волокон. Зафиксировано отличие значений вдоль и поперек волокон. Значения под углом 45° к волокнам схожи со значениями, измеренными поперек. Подобное наблюдалось в измерении на системе Verasonics мяса говядины *in vitro*.

Также был рассмотрен случай с разрезом части струн в фантоме, что симулировало травму — раз-

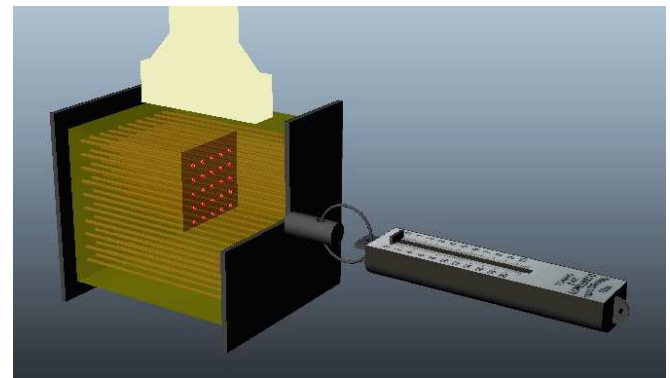


Рис. 2: Модель желатинового фантома с упругими струнами

Таблица I:

Положение датчика относительно волокон	Значение модуля Юнга, кПа
Вдоль	123.18
Поперек	98.19
Под углом 45°	94.21

рыв мышцы. Теоретически, модуль Юнга деформированной таким образом мышцы мог как увеличиться из-за «большей» анизотропии измеряемого фантома, так и уменьшиться из-за ослабления натяжения. Разрез был осуществлен в средней части лески; согласно модели, это соответствует типичной травме разрыва мышцы, где терпят разрыв волокна, расположенные в середине пучка. Модуль Юнга в этом случае оказался равен 90,52 кПа, что подтверждает предположение о уменьшении модуля Юнга травмированной мышцы и может быть использовано в диагностике.

Как уже было сказано ранее, принимаемые эхосигналы записываются Verasonics и доступны для постобработки в виде массивов числовых данных, которые записываются в отдельный файл. Это позволяет выводить после обработки различные данные, необходимые для исследования, в отличие от коммерческих экспертных ультразвуковых систем, которые имеют возможность выводить информацию только скорости сдвиговой волны и модуле Юнга среды.

С этой целью за время работы с акустической системой Verasonics было разработано несколько программ в программной среде MATLAB для обработки исходных данных. Одна из первых программ позволяет получить значения смещения среды $\xi(x, t)$ в заданной точке и графически выводит вид данной функции. Также есть программа, которая по аналогии с коммерческими экспертными ультразвуковыми системами позволяет получить значения скорости сдвиговой волны в исследуемом объекте.

Одной из последних программ такого рода является интерфейс, который объединил в себе функционал по-

лучения значения смещения среды $\xi(x, t)$ в заданной точке и значения скорости сдвиговой волны (рис. 3). Также он позволят получать данные о затухании сдвиговой волны, что, как считается, является очень важным показателем при работе с скелетными мышцами.

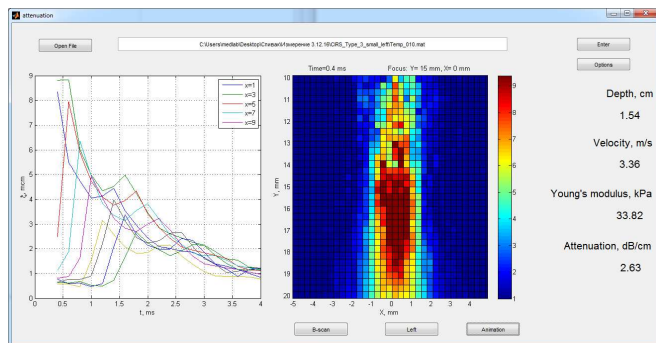


Рис. 3: Интерфейс для расчета скорости и затухания сдвиговой волны, модуля Юнга среды с выводом на него визуализации сдвиговой волны

Также в ходе написания данного интерфейса был разработан алгоритм для визуализации сдвиговой волны, который был успешно интегрирован в основную программу. При работе данной подпрограммы выбирается сектор наблюдаемого среза, размерами 1x1 см, обусловленное расстоянием, на котором сдвиговая волна практически полностью затухает, и быстротой обработки. Данный алгоритм предназначен для наглядной демонстрации распространения сдвиговой волны в среде, а также для более точного понимания её поведения в среде, что особенно полезно в анизотропных средах, где поведение волны в некоторых случаях не позволяет получить данные о её скорости.

Также для оптимизации вычислений ведется работа по анализу оптимального значения так называемой области интересов ROI (Region of interests), которая представляет собой зону, в рамках которой проводятся все измерения и обработка данных в коммерческих экспертных ультразвуковых системах. Исследование данного вопроса важно для медицинского приложения, поскольку часто возникает потребность обследовать мелкие объекты, из-за чего может возникнуть ситуация, при которой ROI выходит за границы исследуемого объекта, а значит итоговый результат может включать в себя данные о модуле Юнга за пределами исследуемого объекта. Однако если брать очень маленький размер ROI, то может получиться очень неточный итоговый результат, что недопустимо для медицинского приложения.

Для поиска оптимального ROI ведется работа по анализу оптимального количества точек, находящиеся на пути распространения сдвиговой волны при подсчете её скорости. Для этого были взяты измерения, проведенные на калиброванном фантоме CIRS MODEL 049A ELASTICITY QA PHANTOM, который представляет собой блок прямоугольной формы, в котором в од-

нородном матриксе (background) находятся вложения в виде цилиндрических рядов с отличающимся модулем Юнга. В ходе анализа было выявлено, что в исследуемых измерениях при увеличении значения скорости сдвиговой волны, в наименее удаленных от начала распространения сдвиговой волны точках появляются функции смещения, в которых отсутствует возрастание её значения, иными словами её экстремумом является начальное значение (рис. 4). Причина их появления заключается в том, что с увеличением скорости сдвиговой волны начинает не хватать временной разрешающей способности, которая определяется количеством изображающих импульсов и временными промежутками между ними. Вследствие этого система (в данном случае Verasonics) успевает уже в первых точках зарегистрировать спад функции. В ходе последующего анализа было выявлено, что такие точки негативно сказываются на подсчете искомых значений, вследствие чего их желательно отбраковывать.

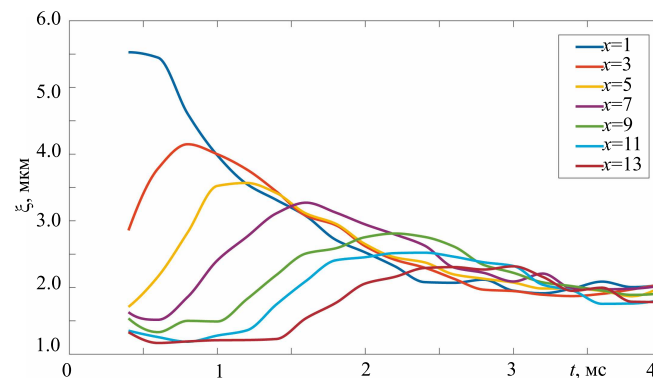


Рис. 4: График смещения точек среды от времени в измеряемой области с функций без возрастания

Численное моделирование физического эксперимента позволяет с достаточно высокой точностью предсказать результат измерения, поэтому для решения задачи компьютерной симуляции сред с заданными параметрами разработано большое количество алгоритмов, программных модулей и самостоятельных пакетов как платных, так и со свободной лицензией. Главное их отличие друг от друга — это используемые численные методы и допускаемые для их применения приближения. Современные средства вычислительной техники позволяют производить расчет с высокой точностью, но предъявляют высокие требования к аппаратной части машины, поэтому важным становится выбор алгоритма, эффективно использующего мощность вычислительных модулей с минимально возможной нагрузкой, при этом обеспечивающего необходимую и достаточную точность.

Для решения данной задачи удобно использовать k-Wave — программный пакет (toolbox) для среды MATLAB. Он сочетает в себе оптимизацию MATLAB для работы с матричными операциями и набор инструментов, позволяющий моделировать среду распростра-

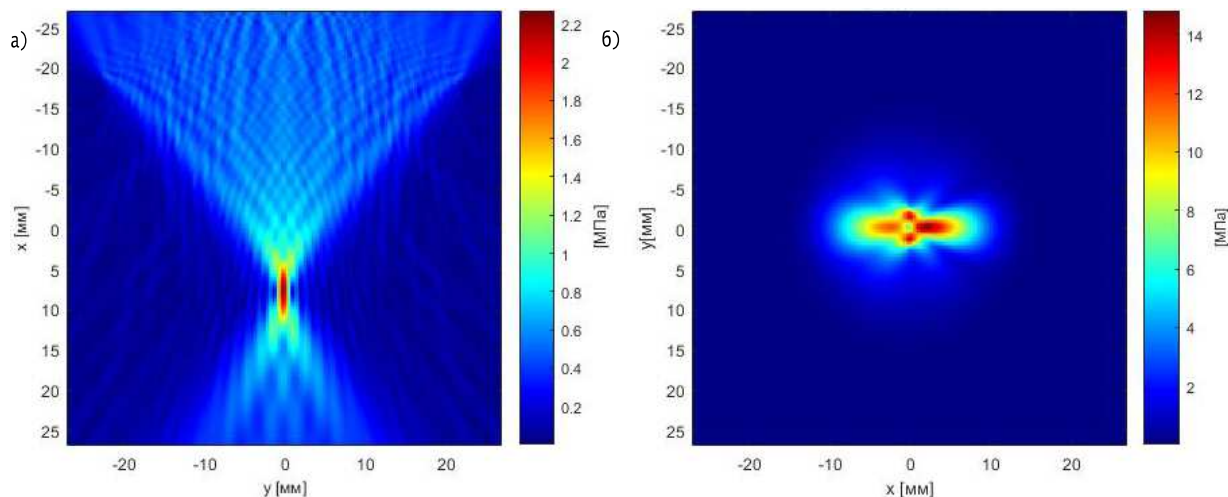


Рис. 5: а — Распределение по давлению на этапе фокусировки ультразвукового пучка, б — распределение по давлению при распространении сдвиговой волны

нения через такие параметры, как плотность и скорость звука в данной среде. Совокупность этих факторов позволяет моделировать 2D и 3D пространства, при этом сохраняя высокую скорость вычислений. Численная модель основана на переходе в k -пространство, где пространственные градиенты вычисляются с использованием схемы БПФ, а временные градиенты вычисляются с использованием скорректированной k -пространственной разностной схемы [6]. Временная схема точна в пределе распространения линейной волны в однородной среде без потерь и значительно уменьшает численное рассеяние в более общем случае.

Решение задачи моделирования метода SWEI можно разделить на этапы, являющиеся анализом начальных условий, необходимых для работы модели, и использование этих данных для моделирования конкретного этапа работы метода.

Первым этапом является решение о начальных условиях для моделирования, т.е. выбор среды распространения через значения плотности ρ и скорость звука в среде C . На основании этих данных проводится численное моделирование фокусировки ультразвукового пучка, который является источником радиационной силы. По данным давления, полученным из результатов моделирования, вычисляется радиационная сила. Из этого можно провести моделирование распространения сдвиговой волны. Последним этапом является визуализация полученных результатов.

Подзадачи моделирования подразумевают следующие этапы: сначала задается среда, в которой проводится моделирование (это может быть как линейная среда, так и нелинейное пространство), после этого ставится датчик (в данном случае это модель стандартного линейного датчика L7-4 для ультразвуковых исследований) и проводится симуляция распространения волн в среде.

В случае с линейным датчиком излучателем является фазированная антенная решетка, состоящая из 128 элементов. В рамках заданной численной модели это 128 точечных источников. Но для получения сдвиговой волны необходимо сфокусировать излучатели в точку, в которой волна из каждого излучателя приходит в одной фазе. Это достигается с помощью квадратичного фазового набег на каждом излучателе, за ноль считаем центр датчика (рис. 5,а). Для моделирования сдвиговой волны источник расположен в области пятна фокусировки и состоит из 8 элементов, расположенных в форме ромба (рис. 5,б).

Среда в данной модели принята однородной с такими характерными параметрами, как плотность $\rho = 1020 \text{ кг/м}^3$ и скорость звука $C = 1510 \text{ м/с}$.

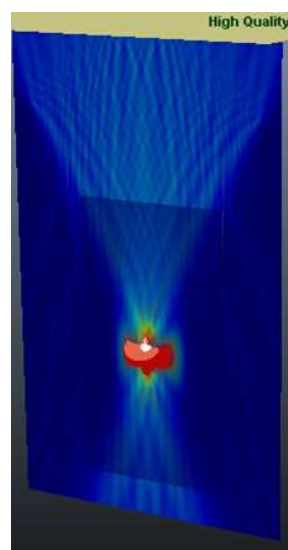


Рис. 6: Визуализация результатов k -Wave средствами Autodesk Maya

Для того, чтобы более наглядно визуализировать полученные результаты, использовано программное обеспечение Autodesk Maya. Autodesk Maya — пакет для работы с 3d-графикой и анимацией. Он обладает своим языком программирования, что позволило использовать численные значения, полученные в k-Wave, для визуализации генерации ультразвукового пучка и распространения сдвиговой волны с помощью геометрических примитивов (рис. 6). Для получения трехмерного распространения использовалась цилиндрическая симметрия относительно оси фокусировки ультразвукового пучка, поскольку полученное распространение сдвиговой волны справедливо для любого направления, перпендикулярного к оси фокусировки пучка.

Средствами графического редактора были получены трехмерные модели пятна фокусировки и границы распространения сдвиговой волны. Для наглядности в пространство добавлено графическое решение из k-Wave.

Результат работы данного алгоритма позволяет рассчитать распределение акустического давления, что позволяет оценить геометрические размеры пятна фокусировки, а также послужить входными данными для расчета амплитуды сдвиговой волны, что является дальнейшей целью развития данного направления.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФ, проект 14-12-00882.

-
- [1] Руденко О. В., Сафонов Д. В., Демин И. Ю., Рыхтик П. И., Андреев В. Г., Гурбатов С. Н., Романов С. В. Эластография сдвиговой волны: анализ клинических примеров (под ред. А. В. Борсукова). Гл. 1. Смоленск, 2017.
- [2] Андреев В. Г., Шанин А. В., Демин И. Ю. Акустический журнал. 2014. **60**, № 6. С. 673.
- [3] Халитов Р. Ш., Гурбатов С. Н., Демин И. Ю. Ученые записки физического ф-та Московского ун-та. 2015. № 4. 154349.
- [4] Khalitov R. Sh., Gurbatov S. N., Demin I. Yu. Physics of Wave Phenomena. 2016. **24**, № 1. P. 73.
- [5] Сафонов Д. В., Рыхтик П. И., Шатохина И. В., Романов С. В., Гурбатов С. Н., Демин И. Ю. Современные технологии в медицине. 2017. **9**, № 4. С. 51.
- [6] Fabrice Prieur, Stefan Catheline Proc. Mtgs. Acoust. 2016. **29**. 020002.

Elastography of shear wave: physical modeling on the Verasonics acoustic system and numerical modeling in the toolbox k-Wave

I. Yu. Demin^a, A. A. Lisin, A. E. Spivak, D. D. Shneidman

Department of Acoustics, Faculty of Radiophysics, Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod
Nizhny Novgorod 603950, Russia
E-mail: ^ademin@rf.unn.ru

The results of physical and numerical modeling of the propagation of shear waves in soft biological tissues (elastography of shear wave) are presented. Physical modeling was carried out on a Verasonics acoustic system with a phantom imitating a skeletal muscle. Numerical modeling of shear waves is performed in the toolbox k-Wave

PACS: 43.25.Zx

Keywords: elastography of shear wave, phantoms, Young's modulus, velocity of shear wave.

Received 25 June 2018.

Сведения об авторах

1. Демин Игорь Юрьевич — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (831) 465-63-05, e-mail: demin@rf.unn.ru.
 2. Лисин Артем Александрович — студент магистратуры.
 3. Спивак Алексей Евгеньевич — студент магистратуры.
 4. Шнейдман Даниил Дмитриевич — студент магистратуры.
-