

ЭЛАСТОГРАФИЯ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ: СРАВНЕНИЕ ТОЧНОСТИ ПОКАЗАТЕЛЕЙ РАЗНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СКАНЕРОВ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ С КАЛИБРОВАННЫМИ ФАНТОМАМИ

DOI: 10.17691/stm2017.9.4.06

УДК 611.06:576.7:61–073.43

Поступила 7.08.2017 г.



Д.В. Сафонов, д.м.н., профессор кафедры лучевой диагностики факультета повышения квалификации врачей¹;

П.И. Рыхтик, к.м.н., зав. отделом лучевой диагностики²;

И.В. Шатохина, врач ультразвуковой диагностики отдела лучевой диагностики²;

С.В. Романов, к.м.н., директор²;

С.Н. Гурбатов, д.ф.-м.н., зав. кафедрой акустики³;

И.Ю. Демин, к.ф.-м.н., доцент кафедры акустики радиофизического факультета³

¹Нижегородская государственная медицинская академия, Н. Новгород, 603005, пл. Минина и Пожарского, 10/1;

²Приволжский окружной медицинский центр Федерального медико-биологического агентства России, Н. Новгород, 603005, Нижне-Волжская набережная, 2;

³Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, Н. Новгород, 603950, проспект Гагарина, 23

Цель исследования — с использованием калиброванного фантома провести сравнительную оценку точности выполнения эластографии сдвиговой волной ультразвуковыми сканерами разных производителей и разработать коэффициенты пересчета количественных показателей жесткости, определяемых разными приборами.

Материалы и методы. На калиброванном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical (Computerized Imaging Reference Systems Company, США) со сферическими включениями различной жесткости проведен сравнительный анализ точности измерения жесткости при точечной эластографии сдвиговой волной на трех коммерческих ультразвуковых сканерах: Aixplorer (Supersonic Imagine, Франция), Acuson S2000 (Siemens, Германия), LOGIQ E9 (GE, США) — и на акустической системе Verasonics (Verasonics Inc., США) с открытой архитектурой.

Результаты. На сканерах всех фирм-производителей получены сопоставимые между собой значения жесткости с различиями в пределах ошибки измерения. Для менее жестких сфер I и II типа эти показатели полностью соответствовали калиброванным значениям фантома. Для среднежесткой матрицы фантома измеренные значения оказались у нижней границы калиброванных, но при исследовании жестких сфер III типа выявлено занижение результатов, менее выраженное у линейного датчика сканера LOGIQ E9. Расхождение с номинальными значениями увеличивалось у всех датчиков по мере нарастания жесткости. Для всех сканеров попарно определены формулы пересчета полученных показателей жесткости, в частности для линейных датчиков в паре сканеров Acuson S2000–Aixplorer пересчет значений модуля Юнга E и скорости сдвиговых волн V выражается следующими соотношениями: $E(\text{Aixplorer, кПа})=3,11 \cdot V^{2,06}(\text{Acuson S2000, м/с})$ и $V(\text{Acuson S2000, м/с})=0,58 \cdot E^{0,48}(\text{Aixplorer, кПа})$.

Заключение. Все тестированные датчики и сканеры обладают сопоставимой высокой точностью точечной эластографии сдвиговой волной при измерении жесткости объектов и ориентированы на измерение объектов с низкой жесткостью, где наблюдается наибольшая точность измерений, но по мере повышения жесткости отклонение от нормативных значений увеличивается. Разработанные формулы пересчета показателей жесткости позволяют проводить корректное сравнение данных точечной эластографии сдвиговой волной, полученных на различных сканерах. Установлена следующая последовательность сканеров по мере повышения определяемых ими показателей жесткости среди одного и того же объекта: Acuson S2000 → Aixplorer → LOGIQ E9.

Ключевые слова: точечная эластография сдвиговой волной; ARFI-эластография; эластометрия; модуль Юнга; скорость сдвиговой волны; Aixplorer; Acuson S2000; LOGIQ E9; Verasonics.

Как цитировать: 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 Tehnologies in Medicine 2017; 9(4): 51–59, <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.06>

Для контактов: Сафонов Дмитрий Владимирович, e-mail: safonovdv@inbox.ru

Shear Wave Elastography: Comparing the Accuracy of Ultrasound Scanners Using Calibrated Phantoms in Experiment

D.V. Safonov, MD, DSc, Professor, Department of Radiation Diagnostics, Faculty of Advanced Medical Training¹;

P.I. Rykhtik, MD, PhD, Head of the Department of Radiology²;

I.V. Shatokhina, MD, Ultrasound Unit of the Department of Radiology²;

S.V. Romanov, MD, PhD, Director²;

S.N. Gurbatov, DSc, Professor, Head of the Department of Acoustics³;

I.Yu. Demin, PhD, Associate Professor, Department of Acoustics³

¹Nizhny Novgorod State Medical Academy, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod, 603005, Russian Federation;

²Privolzhsky District Medical Center of Federal Medico-Biologic Agency of Russia,

2 Nizhne-Volzhskaya naberezhnaya St., Nizhny Novgorod, 603005, Russian Federation;

³Lobachevsky State University of Nizhni Novgorod, 23 Prospekt Gagarina, Nizhny Novgorod, 603950, Russian Federation

The aim of the study was to compare the accuracy of shear wave elastography performed by ultrasonic scanners from different manufacturers and to develop the conversion coefficients to recalculate the stiffness values obtained with different instruments using a calibrated phantom.

Materials and Methods. A comparative analysis of the accuracy of stiffness measurements by shear wave point elastography was performed using three commercial ultrasonic scanners: Aixplorer (Supersonic Imagine, France), Acuson S2000 (Siemens, Germany), LOGIQ E9 (GE, USA), and the acoustic system Verasonics (Verasonics Inc., USA). The measurements were carried out using the calibrated phantom CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical (Computerized Imaging Reference Systems Company, USA) that contained spherical inclusions of different stiffness.

Results. With all tested scanners, comparable stiffness values with deviations within the measurement error were obtained. For the less stiff spheres of type I and type II, the obtained values were consistent with to the phantom calibration. For the medium-stiff phantom matrix, the measured values were at the lower limit of the calibration range. With the stiff spheres of type III, we found values lower than those predicted by calibration; the deviation was less pronounced in the linear sensor of the LOGIQ E9 scanner. In all sensors, this discrepancy increased along with increasing stiffness of the object. We developed formulas for recalculating the stiffness values for all tested scanners grouped by pairs. For example, for the pair of linear sensors Acuson S2000–Aixplorer, the conversion formulas of the Young's modulus E and the shear wave velocity V are as follows: $E(\text{Aixplorer, kPa})=3.11 \cdot V^{2.06}(\text{Acuson S2000, m/s})$ and $V(\text{Acuson S2000, m/s})=0.58 \cdot E^{0.48}(\text{Aixplorer, kPa})$.

Conclusion. All tested sensors and scanners have a comparable high accuracy of shear wave point elastography. The tested instruments are more accurate when measuring objects with low stiffness; as the stiffness increases, the deviations from the standard values become greater. The formulas proposed for recalculating the stiffness indices allow an accurate comparison between the shear wave elastography results obtained with different scanners. When used with the same object, the measured stiffness values increase in the row: Acuson S2000 → Aixplorer → LOGIQ E9.

Key words: shear wave shear elastography; ARFI-elastography; elastometry; Young's modulus; shear wave velocity; Aixplorer; Acuson S2000; LOGIQ E9; Verasonics.

Измерение жесткости различных биологических объектов с помощью точечной эластографии сдвиговой волной все шире внедряется в клиническую практику и с некоторыми вариациями служит функцией ультразвуковых сканеров разных фирм-производителей. Общие физические принципы измерения скорости сдвиговой волны подробно изложены в медицинской литературе [1–4], однако конкретные механизмы реализации данной технологии и технические способы определения жесткости исследуемых сред являются коммерческой тайной и не доступны для ознакомления.

Отсутствие необходимой информации порождает ряд вопросов: насколько точно происходит измерение

жесткости ткани с помощью скорости сдвиговой волны или модуля Юнга на сканерах разных производителей, какие технологии более точные и насколько велико расхождение между приборами, а также требует проверки точности измерений и сопоставления результатов, полученных на разных приборах с различными способами реализации эластографии [5, 6]. Подобные вопросы все чаще ставятся врачами ультразвуковой диагностики, но четких ответов на них пока не получено. Опубликованы единичные статьи [7], посвященные сравнению результатов эластографии сдвиговой волны на сканерах разных производителей.

Один из источников разночтений при сравнительном

анализе данных точечной эластографии сдвиговой волной на разных сканерах — различие в представлении используемых показателей жесткости. В приборах одних фирм (Siemens) результат выдается непосредственно в виде скорости сдвиговой волны, измеренной в метрах в секунду (м/с), а у других (Aixplorer) пересчитывается в модуль Юнга E — традиционный физический показатель, характеризующий жесткость (упругость) сред и измеряемый в килопаскалях (кПа). Он прямо пропорционален произведению плотности среды ρ и квадрата скорости сдвиговой волны V :

$$E=3\rho V^2. \quad (1)$$

В упрощенном варианте пересчета плотность ρ любых мягких тканей организма считается постоянной и равной 1 г/см^3 , что позволяет не учитывать этот показатель. Однако данное допущение возможно только для плотности нормальных мягких тканей, а в злокачественных опухолях или при развитии выраженного диффузного фиброза органа плотность значительно превышает это значение, что сказывается на точности количественного определения жесткости по модулю Юнга и на воспроизводимости результатов измерения на сканерах разных фирм-производителей. В таких случаях автоматически рассчитанный сканером модуль Юнга и представленная в килопаскалях жесткость объекта могут иметь достаточно высокую погрешность измерения, обусловленную неадекватной оценкой плотности мягких тканей.

Для определения точности эластометрии необходимы два компонента. Это калиброванный фантом для исследования жесткости различных сред с известными характеристиками упругости, который позволит проводить сравнение, и экспериментальный прибор с широким набором настроек для высокоточных измерений, который можно использовать как эталон при сравнении с другими приборами. Первую часть экспериментов с опорой на эти компоненты мы проводили в Лаборатории биомедицинских технологий, медицинского приборостроения и акустической диагностики на кафедре акустики Национального исследовательского Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского, где выполнялись исследования на экспериментальной акустической системе Verasonics с открытой архитектурой [8]. Другая часть экспериментов с использованием коммерческих медицинских ультразвуковых сканеров проведена в Приволжском окружном медицинском центре ФМБА России (Н. Новгород).

Цель исследования — с использованием калиброванного фантома провести сравнительную оценку точности выполнения эластографии сдвиговой волной ультразвуковыми сканерами разных производителей и разработать коэффициенты пересчета количественных показателей жесткости, определяемых разными приборами.

Материалы и методы. Эластография сдвиговой волной включает в себя две взаимосвязанные тех-

нологии: точечную и двухмерную эластографию. При точечной эластографии (point shear wave elastography, pSWE) сдвиговые волны возникают вследствие воздействия на среду радиационного давления сильного сфокусированного ультразвукового импульса. Другое название этого метода — ARFI — происходит от англоязычного сокращения acoustic radiation force impulse [9].

Суть метода точечной эластографии заключается в том, что на нужной глубине в пределах одного ультразвукового луча фокусируется интенсивный короткий акустический импульс и создает там достаточно высокое радиационное давление. Энергия этого давления передается окружающей среде, в ней возникают сдвиговые волны и распространяются от фокуса в плоскости, перпендикулярной оси сканирования, подобно тому, как расходятся круги на воде от места падения камня [10, 11]. Затем при сканировании обычными ультразвуковыми волнами через короткие временные интервалы после воздействия импульса сравнивается исходное положение заданных точек среды и их смещение в момент прохождения сдвиговой волны и определяется время ее прихода. Зная расстояние от фокуса до конкретной точки и время прихода сдвиговой волны, можно определить ее скорость. Чем выше жесткость среды, тем выше скорость сдвиговой волны. Метод точечной эластографии позволяет точно количественно измерить жесткость ткани в некоем минимальном пространстве, где распространялись сдвиговые волны, поэтому для обозначения технологии в качестве синонима правомочно использование термина «эластометрия».

Дальнейшее техническое развитие точечная эластография получила при создании двухмерной эластографии сдвиговой волной (two dimensional shear wave elastography, 2D-SWE), или сверхзвуковой эластографии сдвиговой волной (supersonic shear wave elastography, sSWE), как назвала эту многоволновую эластографическую технологию компания Supersonic Imagine (Франция), которая первой запатентовала ее и реализовала на практике в ультразвуковом сканере Aixplorer [12].

В зоне интереса в одном ультразвуковом луче с очень высокой скоростью происходит последовательное переключение фокусов радиационного давления по глубине сканирования, в каждом из которых генерируются свои сдвиговые волны, аналогично тому, как это происходит при точечной эластографии. Скорость этого переключения значительно превосходит скорость поперечного распространения сдвиговых волн. В результате фронты сдвиговых волн от всех фокусов на разной глубине суммируются в единый фронт с конической поверхностью (конус Маха), распространяющийся перпендикулярно оси сканирования на всю глубину зоны интереса.

Сканер измеряет скорость сдвиговой волны на всех глубинах и формирует двухмерную цветовую эластограмму, на которой участки различной жесткости коди-

руются разными цветами, что дает возможность визуально оценить эластичность исследуемой области, а с помощью точечной эластографии — измерить количественный показатель жесткости в любом месте зоны интереса. Метод позволяет получить как качественное изображение жесткости всей зоны интереса, так и провести ее точную количественную оценку в любом отделе.

Наша работа основана на сравнительном анализе количественных показателей жесткости калиброванного фантома, полученных с использованием четырех ультразвуковых сканеров с технологией эластометрии сдвиговой волной, из которых три коммерческих прибора: Aixplorer (Supersonic Imagine, Франция) с конвексным — XC6-1 (диапазон частот 1–6 МГц), линейным — SL15-4 (4–15 МГц) и полостным — SE12-3 (3–12 МГц) мультимодальными датчиками; Acuson S2000 (Siemens, Германия) с конвексным — 4C1 (1–4,5 МГц) и линейным — 9L4 (4–9 МГц) датчиками; LOGIQ E9 (GE, США) с конвексным — C1-5-D (1,8–5 МГц) и линейным — 11L-D (4,2–11 МГц) датчиками, а также акустическая система Verasonics (Verasonics Inc., США) с открытой архитектурой и линейным датчиком L7-4 с заданной рабочей частотой 5 МГц. Сканеры Acuson S2000, LOGIQ E9 и Verasonics оснащены только точечной эластографией, а Aixplorer — как точечной, так и двумерной эластографией сдвиговой волной.

Verasonics представляет собой универсальный ультразвуковой прибор (рис. 1), предназначенный для изучения упругих свойств различных биологических или искусственных объектов, для оптимизации алгоритмов технической обработки акустических сигналов и разработки наиболее информативных параметров настройки сканеров. Основным достоинством системы является ее открытость, т.е. возможность в ши-

роких пределах изменять параметры ультразвуковых волн, например количество излучаемых и приемных каналов — от 128 до 256, несущую частоту — от 1 до 15 МГц, мощность ультразвука — 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 посылки импульсов, приема и обработки данных, построения изображения программируется пользователем на языке MATLAB.

В нашем исследовании прибору задавались стандартные настройки, применяемые в коммерческих ультразвуковых сканерах, в которых, в отличие от акустической системы Verasonics, возможности изменять параметры генерируемого ультразвука очень ограничены и сводятся в основном к изменению мощности в пределах безопасных значений, а также к набору постобработки полученных эхосигналов. Остальные технические характеристики ультразвуковых волн постоянны и частично могут являться коммерческой тайной.

Исследование выполнено на калиброванном полимерном фантоме CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical (Computerized Imaging Reference Systems Company, США), предназначенном для использования в качестве эталона при проверке точности измерений жесткости различных по упругим свойствам сред. Он представляет собой блок прямоугольной формы размерами 20×15×10 см, в котором в однородном матриксе (background) на глубине 15 и 35 мм находятся 2 ряда сферических включений с различной жесткостью диаметром 10 и 20 мм соответственно (рис. 2).

Фантом изготовлен из специального полимера Zerdine с акустическими свойствами, которые не за-



Рис. 1. Акустическая система Verasonics:

блок питания — 1, управляющий блок — 2, компьютер — 3, монитор — 4, исследуемый фантом и ультразвуковой датчик — 5

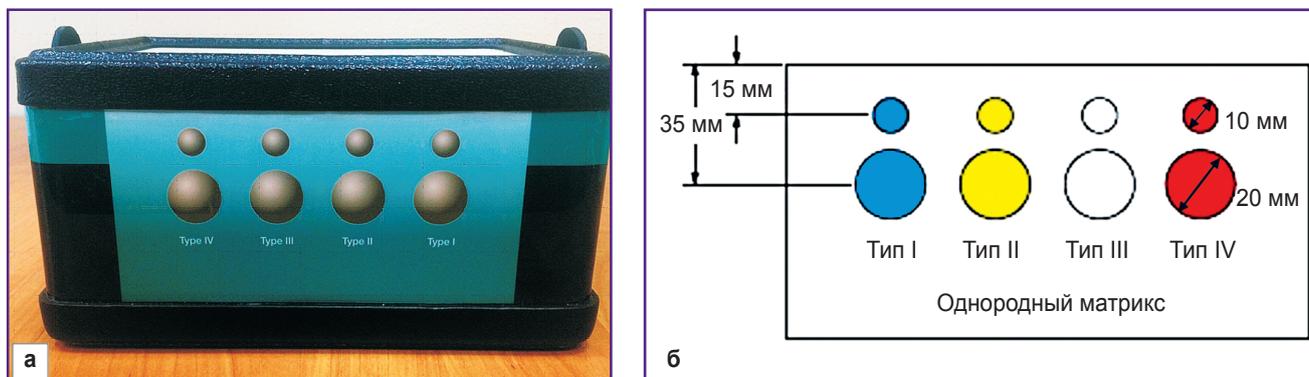


Рис. 2. Внешний вид (а) и распределение сфер внутри полимерного фантома (б) CIRS Model 049 Elasticity QA Phantom Spherical (США)

Таблица 1

Калиброванные значения жесткости сферических включений

Значения модуля Юнга, кПа				
Тип I	Тип II	Однородный матрикс (background)	Тип III	Тип IV
10,0±4,0	13,0±4,0	28,0±7,0	58,0±10,2	111,0±18,0

висят от колебаний температуры окружающей среды и степени компрессии датчиком и максимально приближены к усредненным физическим показателям мягких тканей человека: скорость распространения ультразвуковых волн — 1540 ± 10 м/с, коэффициент затухания — $0,5 \pm 0,05$ дБ/см·МГц, плотность — $1,04$ г/см³. Сферические включения внутри фантома имеют четыре типа жесткости (I–IV) с различными известными и калиброванными значениями модуля Юнга, указанными в сопроводительной документации (табл. 1).

В эксперименте сравнивали показатели жесткости только сферических включений I–III типа, поскольку нормальных или патологических тканей с жесткостью, близкой к значениям сферы IV типа, в организме не существует.

От места своего возникновения сдвиговые волны распространяются во все стороны в плоскости, перпендикулярной оси сканирования, и для получения достоверных значений жесткости исследуемого объекта они должны пройти внутри него определенное расстояние, на котором измеряется скорость. Это расстояние должно быть достаточным для замера скорости по всем направлениям

движения сдвиговой волны в объекте, в противном случае прибор будет рассчитывать какую-то абстрактную усредненную скорость, полученную из совокупности данных в области исследования (рис. 3).

Дело в том, что прибор не может определить, распространяется волна внутри объекта или за его пределами. Он рассчитывает и выводит на экран значения максимальной (max) и минимальной (min) скорости (модуля Юнга) и/или некое среднее суммарное значение (mean), основанное на усреднении всех показателей, полученных на определенном расстоянии в разных направлениях от фокуса генерации сдвиговой волны. Данный алгоритм заложен в программном обеспечении всех сканеров, независимо от фирмы-производителя, возможно, с некоторыми технологическими или математическими различиями непосредственно в самом способе расчета числовых значений, что является коммерческой тайной и не разглашается.

Эти технические особенности предъявляют определенные требования к минимальным размерам эталонного объекта и методике исследования. Поэтому для работы нами были выбраны более крупные сферы

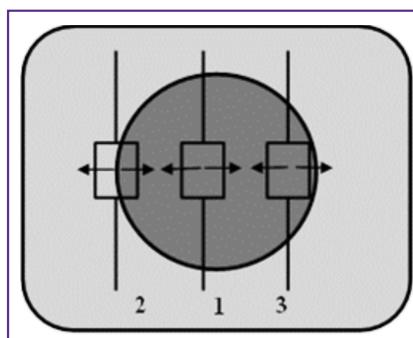


Рис. 3. Схема корректного (1) и некорректного (2, 3) расположения контрольного объема в сферическом включении при проведении точечной эластографии сдвиговой волной

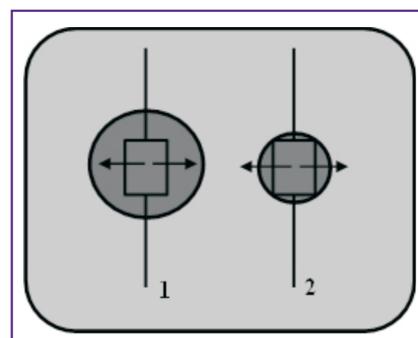


Рис. 4. Соотношение размера контрольного объема и диаметра сферического включения: корректное при диаметре 20 мм (1) и некорректное при диаметре 10 мм (2)

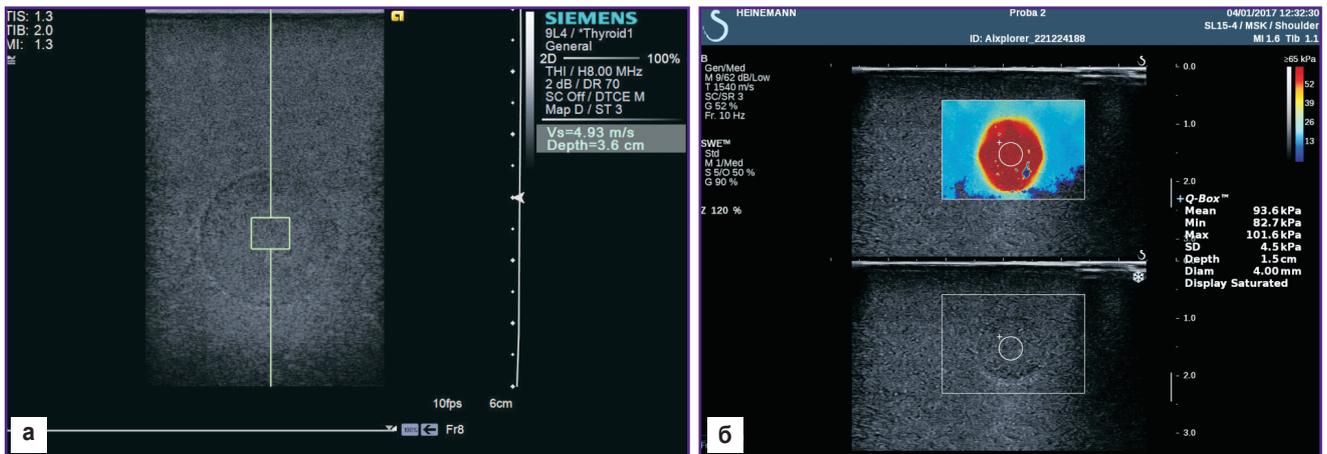


Рис. 5. Определение жесткости сферического включения по показателю скорости сдвиговой волны на сканере Acuson S2000 (а) и по модулю Юнга на сканере Aixplorer (б)

диаметром 20 мм, а зоны замера располагались в их центральной части, что позволяло получить корректные значения скорости сдвиговой волны или модуля Юнга именно внутри сферы без захвата окружающего матрикса (рис. 4). На каждом сканере проводили 5 измерений скорости сдвиговой волны в каждой сфере, по которым определяли среднее значение и стандартное отклонение (рис. 5). Скорость сдвиговой волны в самом матриксе измеряли аналогичным образом на достаточном удалении от сфер.

Результаты и обсуждение. На первом этапе исследования сравнивали значения жесткости, полученные на фантоме при эластометрии конвексными и линейными датчиками сканеров различных производителей (табл. 2).

Как на конвексных, так и на линейных датчиках всех фирм-производителей получены сопоставимые

между собой значения жесткости с различиями в пределах ошибки измерения. Для менее жестких сфер I и II типа эти показатели полностью соответствовали калиброванным (паспортным) значениям. Для средне-жесткой матрицы фантома (background) измеренные значения оказались у нижней границы калиброванных значений, и только при исследовании жестких сфер III типа наблюдали занижение полученных значений по сравнению с калиброванными, менее выраженное у линейного датчика сканера LOGIQ E9. Расхождение с номинальными значениями увеличивалось у всех датчиков по мере нарастания жесткости.

На сканере Aixplorer мы сравнили точность определения жесткости всех сфер при проведении эластометрии абдоминальным, линейным и полостным датчиками (табл. 3). Для эластичных сфер I и II типа и матрицы фантома все датчики показали практически одинаковые значения с высокой точностью измерения. При исследовании жестких сфер III типа у всех датчиков происходило сопоставимое занижение результатов и только при оценке сверхжестких сфер IV типа наблюдалось значительное занижение показателей с достоверными различиями между датчиками.

На наш взгляд, полученные результаты можно объяснить тем, что фирмы-производители закономерно оптимизируют эластометрию для исследования менее жестких сред, свойственных биологическим объектам, добиваясь наиболее высокой точности и воспроизводимости результатов в диапазоне 7,0–33,0 кПа.

На втором этапе исследования мы разработали формулы пересчета показателей жесткости между различными сканерами. Пересчет значений модулей Юнга E между собой представляет собой

Таблица 2

Показатели жесткости при точечной эластометрии разными приборами

Название сканера/ тип датчика	Значения модуля Юнга, кПа			
	Тип I	Тип II	Однородный матрикс (background)	Тип III
<i>Конвексные датчики</i>				
Aixplorer/XC6-1	8,42±0,38	11,08±0,90	23,13±0,62	32,18±1,06
Acuson S2000/4C1	7,16±0,43	11,67±0,78	20,12±1,10	29,28±2,10
LOGIQ E9/C1-5-D	9,67±0,35	11,94±0,69	22,53±0,74	35,62±3,15
<i>Линейные датчики</i>				
Aixplorer/SL15-4	7,05±0,21	11,20±0,48	20,59±0,21	33,19±1,61
Acuson S2000/9L4	6,66±0,71	10,11±0,69	20,56±0,31	28,35±2,21
LOGIQ E9/11L-D	8,35±0,89	11,26±0,54	23,25±0,25	45,78±3,85
Verasonics/L7-4	6,38±0,31	10,24±0,58	23,15±0,35	28,12±2,68

Таблица 3

Показатели жесткости при эластомерии разными датчиками сканера Aixplorer

Тип датчика	Значения модуля Юнга, кПа				
	Тип I	Тип II	Однородный матрикс (background)	Тип III	Тип IV
Конвексный, XC6-1	8,42±0,38	11,08±0,90	23,13±0,62	32,18±1,06	53,35±0,91
Линейный, SL15-4	7,05±0,21	11,20±0,48	20,59±0,21	33,19±1,61	61,18±2,73
Полостной, SE12-3	7,18±0,22	9,97±0,57	20,87±0,67	32,74±2,65	72,81±9,31

линейную зависимость, а пересчет модулей Юнга E и скорости сдвиговой волны V — квадратичную.

Наиболее простым в математическом выражении было сопоставление результатов, полученных на линейных датчиках сканера Acuson S2000 и акустической системы Verasonics, поскольку оба прибора напрямую измеряли скорость сдвиговой волны в исследованных объектах:

$$V(\text{Acuson S2000, м/с}) = 1,04 \cdot V(\text{Verasonics, м/с}) - 0,07; \quad (2)$$

$$V(\text{Verasonics, м/с}) = 0,95 \cdot V(\text{Acuson S2000, м/с}) + 0,09. \quad (3)$$

Как показывают формулы расчета, расхождения в вычислениях оказались минимальны и находились в пределах погрешности измерения, поэтому при идентичности настроек Acuson S2000 можно считать клиническим аналогом Verasonics. Полученные данные свидетельствуют о хорошей воспроизводимости измерений и простоте сопоставления результатов при оценке жесткости путем прямого вычисления скорости сдвиговой волны.

Акустическая система Verasonics, используемая в физических экспериментах по изучению сдвиговых волн в различных средах, подтвердила высокую точность клинического сканера Acuson S2000. Поскольку эта акустическая система является экспериментальной и не используется в клинической практике, формулы пересчета для нее имеют больше теоретическое значение.

Для линейных датчиков сканеров Acuson S2000 и Aixplorer пересчет значений скорости сдвиговых волн V и модуля Юнга E с учетом квадратичной зависимости данных показателей выражается следующими соотношениями:

$$V(\text{Acuson S2000, м/с}) = 0,58 \cdot E^{0,48}(\text{Aixplorer, кПа}); \quad (4)$$

$$E(\text{Aixplorer, кПа}) = 3,11 \cdot V^{2,06}(\text{Acuson S2000, м/с}). \quad (5)$$

Как видим, полученная формула пересчета (5)

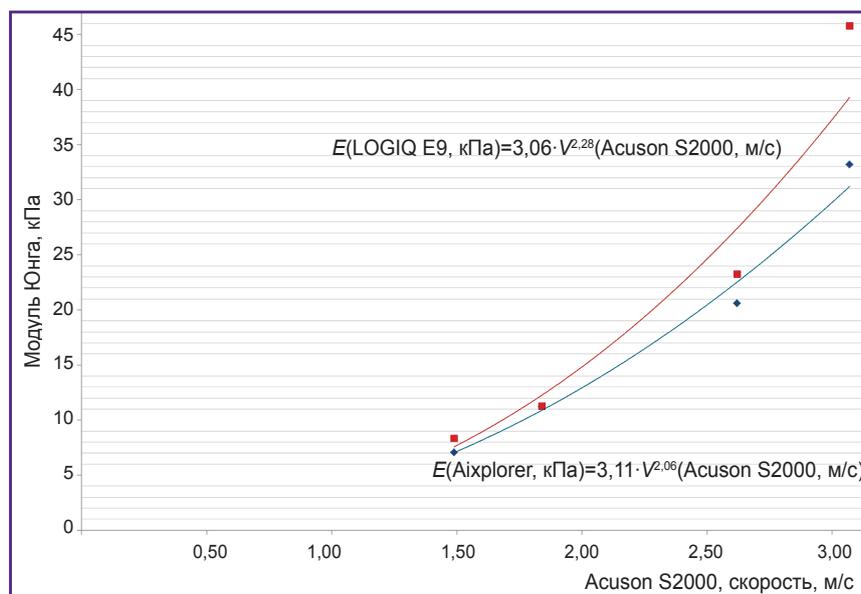


Рис. 6. Графики формул пересчета значений скорости сдвиговой волны V со сканера Acuson S2000 в модуль Юнга E сканеров Aixplorer и LOGIQ E9

близка к классическому выражению (1) $E=3\rho V^2$, но рассчитанные нами поправки позволяют точнее сопоставить показатели сравниваемых сканеров.

Для линейных датчиков сканеров Acuson S2000 и LOGIQ E9 формулы пересчета имели следующий вид:

$$V(\text{Acuson S2000, м/с}) = 0,64 \cdot E^{0,42}(\text{LOGIQ E9, кПа}); \quad (6)$$

$$E(\text{LOGIQ E9, кПа}) = 3,06 \cdot V^{2,28}(\text{Acuson S2000, м/с}). \quad (7)$$

Графически формулы пересчета (5) и (7) значений скорости сдвиговой волны V со сканера Acuson S2000 в модуль Юнга E сканеров Aixplorer и LOGIQ E9 представлены на рис. 6. Если же скорость сдвиговой волны, полученную на сканере Acuson S2000, сначала по формуле (1) преобразовать в модуль Юнга, то ее пересчет в модули Юнга для линейных датчиков сканеров Aixplorer и LOGIQ E9 осуществляется по следующим формулам (табл. 4). Их тоже можно представить графически: на рис. 7 показаны графики пересчета модулей Юнга со сканера LOGIQ E9 в соответствующие показатели сканеров Aixplorer и Acuson S2000.

Как следует из табл. 4, прямые и обратные формулы пересчета в парах Acuson S2000–Aixplorer и

Таблица 4

Формулы пересчета модулей Юнга для линейных датчиков

Прямая формула, кПа	Обратная формула, кПа
$E(\text{Acuson S2000})=0,85 \cdot E(\text{Aixplorer})+1,17$	$E(\text{Aixplorer})=1,16 \cdot E(\text{Acuson S2000})-1,04$
$E(\text{Verasonics})=0,86 \cdot E(\text{Aixplorer})+1,49$	$E(\text{Aixplorer})=1,08 \cdot E(\text{Verasonics})-0,40$
$E(\text{Acuson S2000})=0,56 \cdot E(\text{LOGIQ E9})+3,93$	$E(\text{LOGIQ E9})=1,66 \cdot E(\text{Acuson S2000})-5,15$
$E(\text{Verasonics})=0,56 \cdot E(\text{LOGIQ E9})+4,48$	$E(\text{LOGIQ E9})=1,53 \cdot E(\text{Verasonics})-3,82$
$E(\text{Aixplorer})=0,68 \cdot E(\text{LOGIQ E9})+3,03$	$E(\text{LOGIQ E9})=1,45 \cdot E(\text{Aixplorer})-4,03$

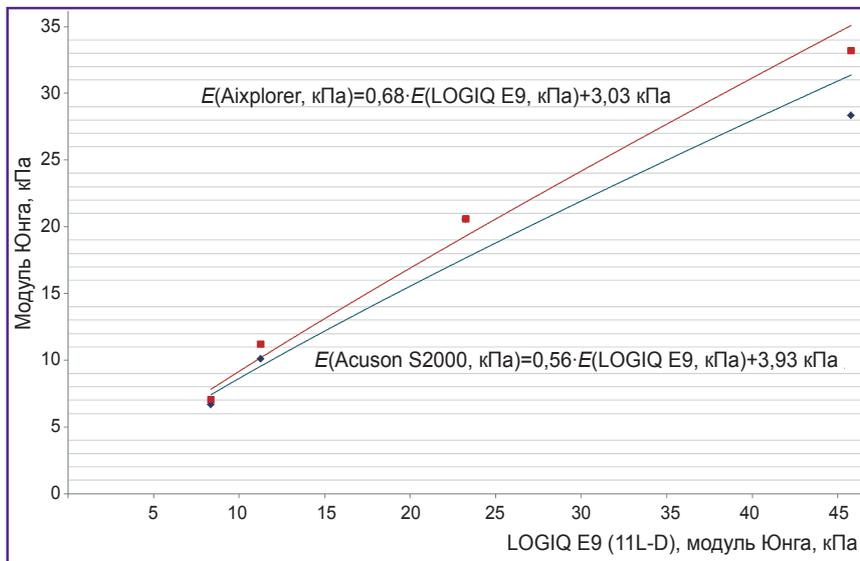


Рис. 7. Графики формул пересчета модулей Юнга со сканера LOGIQ E9 для сканеров Aixplorer и Acuson S2000

Таблица 5

Формулы пересчета модулей Юнга для конвексных датчиков

Прямая формула, кПа	Обратная формула, кПа
$E(\text{Acuson S2000})=0,88 \cdot E(\text{Aixplorer})+0,61$	$E(\text{Aixplorer})=1,12 \cdot E(\text{Acuson S2000})-0,47$
$E(\text{Acuson S2000})=0,82 \cdot E(\text{LOGIQ E9})+0,79$	$E(\text{LOGIQ E9})=1,21 \cdot E(\text{Acuson S2000})-0,61$
$E(\text{Aixplorer})=0,92 \cdot E(\text{LOGIQ E9})+0,31$	$E(\text{LOGIQ E9})=1,07 \cdot E(\text{Aixplorer})$

Verasonics–Aixplorer, а также в парах Acuson S2000–LOGIQ E9 и Verasonics–LOGIQ E9 очень похожи, так как пересчет в модуль Юнга производится из показателей скорости сдвиговой волны на приборах, схожих по технической реализации эластометрии. Формулы пересчета в паре Aixplorer–LOGIQ E9 имели несколько иное числовое выражение, поскольку оба сканера первично выдавали результаты измерения в килопаскалях в виде модуля Юнга.

Аналогичным образом исходя из данных табл. 2 нами определены формулы пересчета модулей Юнга и для конвексных датчиков (табл. 5).

Провести серию экспериментальных измерений на калиброванном фантоме и вычислить формулы пересчета можно на любом ультразвуковом сканере

с точечной эластографией сдвиговой волной. Результатом такой работы может стать создание унифицированной таблицы пересчета значений модулей Юнга (или самих показателей скорости сдвиговой волны) для всех медицинских ультразвуковых сканеров, оснащенных методикой точечной эластографии. Необходимость и важность этой процедуры неоспоримы, поскольку данный метод имеет большое диагностическое значение и все шире внедряется в клиническую практику: увеличивается как количество действующих сканеров, так и число их фирм-производителей. Несмотря на единую физическую основу эластометрии сдвиговой волной, техническая реализация этой методики у разных производителей отличается, что приводит к различиям в определении показателей жесткости и необходимости введения формул пересчета.

Отличие скорректированных числовых значений от первоначальных может быть существенным и в некоторых случаях влиять на определение степени фиброза печени по шкале Metavir. В этом легко убедиться, подставляя в формулы пересчета табл. 4 и 5 различные числовые значения модуля Юнга и вычисляя показатели жесткости для разных сканеров. Различия возрастают по мере увеличения жесткости, что на примере печени может приводить к изменению оценки степени фиброза в большую сторону. На основании первичных измерений

(см. табл. 2) и формул пересчета (см. табл. 4, 5) нами установлена следующая последовательность сканеров по мере повышения определяемых ими показателей жесткости среди одного и того же объекта: Acuson S2000 → Aixplorer → LOGIQ E9.

Заключение. Протестированные сканеры Aixplorer, Acuson S2000 и LOGIQ E9 и акустическая система Verasonics обладают сопоставимой высокой точностью точечной эластографии сдвиговой волной при измерении жесткости объектов. Частота и форма датчиков не влияют на точность эластометрии при определении жесткости объектов. Все исследованные датчики и сканеры ориентированы на измерение объектов с низкой жесткостью, где наблюдается наибольшая точность измерений. По мере повыше-

ния жесткости отклонение от нормативных значений увеличивается. Разработанные формулы пересчета показателей жесткости позволяют проводить корректное сравнение данных точечной эластографии сдвиговой волной, полученных на различных сканерах.

Финансирование исследования. Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ №15-42-02586.

Конфликт интересов. У авторов нет конфликта интересов.

Литература/References

1. Руденко О.В., Сафонов Д.В., Рыхтик П.И., Гурбатов С.Н., Романов С.В. Физические основы эластографии. Часть 2. Эластография на сдвиговой волне (лекция). *Радиология — Практика* 2014; 4(46): 62–72. Rudenko O.V., Safonov D.V., Rykhtik P.I., Gurbatov S.N., Romanov S.V. Physical bases of elastography. Part 2. Shear wave elastography (Lecture). *Radiologiya — Praktika* 2014; 4(46): 62–72.
2. Bamber J., Cosgrove D., Dietrich C.F., Fromageau J., Bojunga J., Calliada F., Cantisani V., Correas J.M., D'Onofrio M., Drakonaki E.E., Fink M., Friedrich-Rust M., Gilja O.H., Havre R.F., Jenssen C., Klauser A.S., Ohlinger R., Saftoiu A., Schaefer F., Sporea I., Piscaglia F. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med* 2013; 34(2): 169–184, <https://doi.org/10.1055/s-0033-1335205>.
3. Митьков В.В., Митькова М.Д. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной. *Ультразвуковая и функциональная диагностика* 2015; 2: 94–108. Mitkov V.V., Mitkova M.D. Ultrasound shear wave elastography. *Ul'trazvukovaya i funktsional'naya diagnostika* 2015; 2: 94–108.
4. Эластография сдвиговой волны: анализ клинических примеров. Под ред. Борсукова А.В. Смоленск: Смоленская городская типография; 2017. *Elastografiya sdvigovoy volny: analiz klinicheskikh primerov* [Shear wave elastography: an analysis of clinical examples]. Pod red. Borsukova A.V. Smolensk: Smolenskaya gorodskaya tipografiya; 2017.
5. Morozova T.G., Borsukov A.V. Clinical relevance of compression elastography in differential diagnosis of pancreatic cystic masses. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2014; 6(2): 103–107.
6. Surkov A.N., Namazova-Baranova L.S., Vashakmadze N.D., Gevorkjan A.K., Tomilova A.Ju., Potapov A.S., Simonova O.I., Kuzenkova L.M., Baranov A.A. Transient elastography is a noninvasive method to diagnose hepatic fibrosis stages in children with rare diseases. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2016; 8(3): 56–63, <https://doi.org/10.17691/stm2016.8.3.06>.
7. Mulabecirovic A., Vesterhus M., Gilja O.H., Havre R.F. *In vitro* comparison of five different elastography systems for clinical applications, using strain and shearwave technology. *Ultrasound Med Biol* 2016; 42(11): 2572–2588, <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2016.07.002>.
8. Khalitov R.S., Gurbatov S.N., Demin I.Y. The use of the Verasonics ultrasound system to measure shear wave velocities in CIRS phantoms. *Physics of Wave Phenomena* 2016; 24(1): 73–76, <https://doi.org/10.3103/s1541308x16010143>.
9. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D., Fowlkes J.B., Emelianov S.Y. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med Biol* 1998; 24(9): 1419–1435, [https://doi.org/10.1016/s0301-5629\(98\)00110-0](https://doi.org/10.1016/s0301-5629(98)00110-0).
10. Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y., Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13(2): 111–134, [https://doi.org/10.1016/0161-7346\(91\)90079-w](https://doi.org/10.1016/0161-7346(91)90079-w).
11. Palmeri M.L., Frinkley K.D., Zhai L., Gottfried M., Bentley R.C., Ludwig K., Nightingale K.R. Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging of the gastrointestinal tract. *Ultrason Imaging* 2005; 27(2): 75–88, <https://doi.org/10.1177/016173460502700202>.
12. Bercoff J., Tanter M., Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2004; 51(4): 396–409, <https://doi.org/10.1109/tuffc.2004.1295425>.