

НОВЫЙ КРИТЕРИЙ ОЦЕНКИ ОБЪЕКТОВ РАЗЛИЧНОЙ ЖЕСТКОСТИ ПРИ ЭЛАСТОМЕТРИИ СДВИГОВОЙ ВОЛНОЙ – МОДУЛЬ РАЗНОСТИ ЖЕСТКОСТИ ОБЪЕКТА И ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ

DOI: 10.17691/stm2022.14.5.01

УДК 616–073.43

Поступила 13.12.2021 г.

© **И.Ю. Демин**, к.ф.-м.н., доцент кафедры акустики радиофизического факультета¹;
П.И. Рыхтик, к.м.н., зав. отделом лучевой диагностики²;
А.Е. Спивак, аспирант радиофизического факультета¹;
Д.В. Сафонов, д.м.н., профессор, зав. кафедрой лучевой диагностики факультета повышения квалификации врачей³

¹Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, пр. Гагарина, 23, Н. Новгород, 603022;

²Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России, Нижне-Волжская набережная, 2, Н. Новгород, 603001;

³Приволжский исследовательский медицинский университет, пл. Минина и Пожарского, 10/1, Н. Новгород, 603005

Ультразвуковая эластография сдвиговой волной — современный метод, который на основании измерения скорости сдвиговой волны позволяет измерить жесткость мягких биологических тканей в произвольной точке (точечная эластография) или построить двумерное цветковое изображение с последующим точечным измерением жесткости (двухмерная эластография) и, следовательно, провести сравнение жесткости объекта со средой или между объектами.

Цель исследования — разработать новый критерий сравнительной оценки объектов различной жесткости при эластометрии сдвиговой волной — модуль разности жесткости объекта и окружающей среды.

Материалы и методы. Линейными датчиками коммерческих ультразвуковых сканеров Aixplorer (SuperSonic Imagine, Франция), Acuson S2000 (Siemens, Германия) и акустической системы Verasonics с открытой архитектурой (Verasonics Inc., США) по разработанной авторами технологии построения двухмерной цветовой эластограммы выполняли точечную и двухмерную эластографию сдвиговой волной для определения показателей жесткости очаговых включений и их сопоставления между собой с помощью нового критерия сравнительной эластометрической оценки — модуля разности жесткости объекта и окружающей среды. Сначала это проводили на калиброванном фантоме Elasticity QA Phantom, model 049 (Computerized Imaging Reference Systems Company, США), с известной жесткостью различных включений, затем — на некалиброванном фантоме BP1901 (Blue Phantom, США) с включениями неизвестной жесткости. Сравнение полученных данных позволило определить влияние субъективных факторов на результаты измерений.

Результаты. Для определения жесткости очагов и сравнения значений между собой с учетом жесткости окружающей среды предложено использовать новый критерий сравнительной оценки — модуль разности жесткости очага и окружающей среды, который количественно характеризует отличие этих показателей. Установлено, что по данному критерию в экспериментах на фантомах все три ультразвуковых сканера имеют высокую и сопоставимую между собой точность оценки жесткости включений внутри однородной среды. При двухмерной эластографии сдвиговой волной выявлено влияние на результаты эластометрии размера контрольного объема и корректности настройки цветовой шкалы, особенно в неоднородных объектах, и предложены методические приемы для снижения субъективных факторов.

Заключение. Исследование показало возможность использования модуля разности жесткости объекта и окружающей среды в качестве нового критерия сравнительной оценки объектов при эластометрии сдвиговой волной с учетом жесткости окружающей

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

среды. Для снижения операторозависимости необходимо учитывать как способ реализации эластометрии (точечную или двухмерную цветовую эластографию), так и ряд других методических особенностей.

Ключевые слова: эластография сдвиговой волной; ультразвуковая эластометрия; эластографический фантом.

Как цитировать: Demin I.Yu., Rykhtik P.I., Spivak A.E., Safonov D.V. A new criterion for shear wave elastometric assessment using modulus of stiffness difference between object and environment. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2022; 14(5): 5, <https://doi.org/10.17691/stm2022.14.5.01>

English

A New Criterion for Shear Wave Elastometric Assessment Using Modulus of Stiffness Difference between Object and Environment

I.Yu. Demin, PhD, Associate Professor, Department of Acoustics, Faculty of Radiophysics¹;

P.I. Rykhtik, MD, PhD, Head of the Department of Radiation Diagnostics²;

A.E. Spivak, PhD Student, Faculty of Radiophysics¹;

D.V. Safonov, MD, DSc, Professor, Head of the Department of Radiation Diagnostics, Faculty of Advanced Medical Training³

¹National Research Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, 23 Prospekt Gagarina, Nizhny Novgorod, 603950, Russia;

²Volga District Medical Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia, 2 Nizhne-Volzhsкая naberezhnaya, Nizhny Novgorod, 603001, Russia;

³Privolzhsky Research Medical University, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod, 603005, Russia

Ultrasound shear wave elastography is a modern method that is based on measuring the shear wave velocity making it possible to determine stiffness of soft biological tissues at an arbitrary point (point elastography) or to construct a two-dimensional color image with a subsequent point measurement of stiffness (two-dimensional elastography) and therefore to compare the stiffness of an object with a medium or objects with each other.

The aim of the study is to develop a new criterion for the comparative assessment of objects with different stiffness during shear wave elastometry: modulus of stiffness difference between object and environment.

Materials and Methods. Using the original technology of building two-dimensional color elastogram, point and two-dimensional shear wave elastography were performed using linear sensors on commercial ultrasound scanners: Aixplorer (SuperSonic Imagine, France), Acuson S2000 (Siemens, Germany), and Verasonics acoustic system (Verasonics Inc., USA) with an open architecture to determine the stiffness values of focal inclusions and compare them with each other with the help of a new comparative elastomeric assessment criterion: modulus of stiffness difference between object and environment. First, the accuracy of the scanners under test was compared on a calibrated Elasticity QA Phantom, model 049 (Computerized Imaging Reference Systems Company, USA) with a known stiffness of various inclusions and thereafter on an uncalibrated BP1901 phantom (Blue Phantom, USA) with unknown stiffness of inclusions. The obtained values were compared to determine the influence of subjective factors on the measurement results.

Results. To assess the stiffness of the foci and compare the values with each other taking into account the rigidity of the environment, it is proposed to use a new criterion for the comparative assessment — the modulus of stiffness difference between focus and environment, which quantitatively characterizes the difference between these values. According to this criterion, all three ultrasound scanners have been established to show high and comparable accuracy in determining the stiffness of inclusions within the homogeneous medium in the experiments on phantoms. Two-dimensional shear wave elastography has revealed the effect of the control volume size and the correctness of the color scale setting, especially in the heterogeneous objects, on the results of elastometry. Methodological techniques to reduce the influence of subjective factors have also been proposed.

Conclusion. The study has showed the possibility of using the modulus of stiffness difference between object and environment as a new criterion for comparative assessment of objects in shear wave elastometry taking into account stiffness of the environment. To reduce operator-dependence, it is necessary to take into consideration both the way of realizing elastometry (point or two-dimensional color elastography) and a number of other methodological factors.

Key words: shear wave elastography; ultrasound elastometry; elastographic phantom.

Введение

Ультразвуковая эластография сдвиговой волной — современный метод, который позволяет провести ко-

личественную оценку жесткости мягких биологических тканей и построить их цветовое изображение на основании измерения скорости сдвиговой волны для последующего пересчета ее в модуль Юнга [1, 2].

Существуют два способа технической реализации метода: точечная эластография сдвиговой волной и двухмерная эластография сдвиговой волной. Точечная эластография дает возможность только количественно измерить жесткость ткани в выбранном локальном участке, т.е. провести эластометрию. Двухмерная эластография обеспечивает как плоскостную визуализацию зоны интереса в различных оттенках цветовой гаммы, соответствующих жесткости сканированных тканей, так и их последующую количественную оценку в любом участке полученной цветовой эластограммы [3, 4].

Двухмерное изображение достигается созданием нескольких сфокусированных ультразвуковых, так называемых толкающих, импульсов, последовательно генерируемых на разной глубине с небольшой временной задержкой. Волновые фронты от этих импульсов формируют расширяющийся конус (конус Маха), распространяющийся в тканях со скоростью, пропорциональной их жесткости; этот конус можно отслеживать с помощью плоских ультразвуковых волн с высокой частотой кадров [5].

При существующем разнообразии ультразвуковых сканеров, реализующих одну или обе методики эластографии, возникает вопрос о точности и воспроизводимости результатов измерения [6]. В связи с этим актуальной задачей является разработка оптимального эластографического критерия для сравнительной оценки объектов различной жесткости с целью снижения зависимости результатов от оператора.

Воспроизводимость измерений жесткости хорошо оценивается на фантомах, имитирующих мягкую биологическую ткань, как с включениями, у которых известен модуль Юнга (калиброванные фантомы), так и при неизвестной жесткости включений (некалиброванные фантомы) [7, 8]. Новые возможности для сравнительного анализа предоставляет исследовательская акустическая система Verasonics с открытой архитектурой (Verasonics Inc., США), в которой

реализованы оба метода эластографии сдвиговой волной [9].

Цель исследования — разработать новый критерий сравнительной оценки объектов различной жесткости при эластометрии сдвиговой волной — модуль разности жесткости объекта и окружающей среды.

Материалы и методы

На *первом этапе исследования* выполняли точечную и двухмерную эластографию сдвиговой волной калиброванного полимерного фантома Elasticity QA Phantom, model 049 (Computerized Imaging Reference Systems Company, США), с однородными цилиндрическими включениями различного диаметра и степени жесткости, расположенными в однородной матрице (рис. 1). В серошкальном режиме сканирования все включения были однородными и изоэхогенными с окружающим фоном. Показатели жесткости, полученные при эластометрии на нескольких ультразвуковых сканерах, сравнивались между собой и с номинальной жесткостью, указанной в документации. Сравнение проводилось по значениям модуля разности жесткости объекта и окружающей среды.

Калиброванные фантомы изготовлены из специального полимера Zerdine с акустическими свойствами, которые максимально приближены к усредненным физическим показателям мягких тканей человека: скорость распространения ультразвуковых волн — 1540 ± 10 м/с; коэффициент затухания — $0,50 \pm 0,05$ дБ/см•МГц; плотность — $1,04$ г/см³. Расположенные в матрице цилиндрические включения имели четыре типа жесткости (I–IV) с различными известными значениями модуля Юнга.

Измерение жесткости проводили в цилиндрах наибольшего диаметра (20 мм), что позволяло избежать включения в расчетную зону распространения сдвиговой волны за пределами цилиндров слишком малого диаметра (менее 10 мм) [7]. Контрольный объем

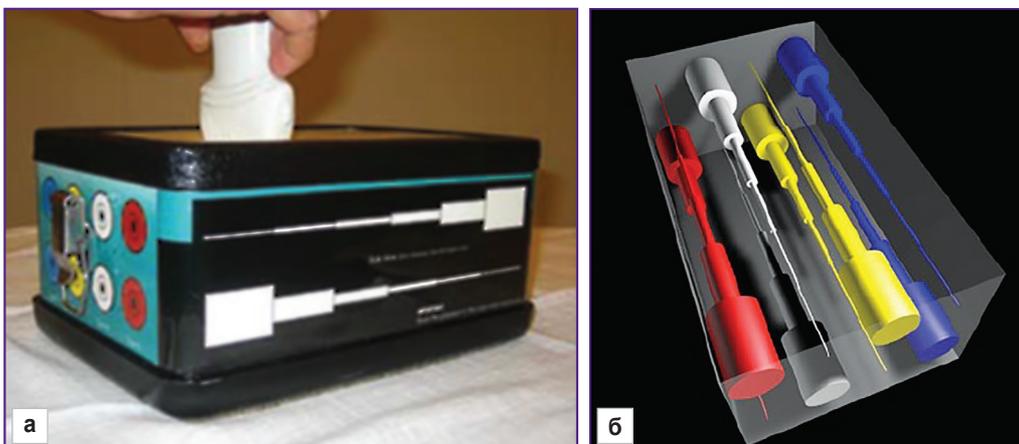


Рис. 1. Калиброванный фантом с цилиндрическими включениями: а — проведение исследования; б — схема включений в фантоме

располагался в центре объекта, что позволяло уверенно говорить о корректности измерения его жесткости. Для последующего анализа брали усредненный из пяти измерений средний показатель.

На **втором этапе исследования** использовали некалиброванный эластографический фантом BP1901 (Blue Phantom, США), который представляет собой силиконовый макет молочной железы с различными по экзогенности, жесткости и степени однородности округлыми включениями, расположенными произвольно в однородном по акустическим свойствам матрице. Жесткость включений не известна и не указана в документации. Сначала при серошкальном сканировании оценивали локализацию, размеры, экзогенность и однородность включений, затем с помощью точечной и двухмерной эластографии сдвиговой волной определяли количественные показатели их жесткости.

Ультразвуковое исследование проводили на трех ультразвуковых сканерах с технологией эластографии сдвиговой волной: Aixplorer (SuperSonic Imagine, Франция) с линейным датчиком SL15-4 (4–15 МГц), Acuson S2000 (Siemens, Германия) с линейным датчиком 9L4 (4–9 МГц) и на акустической исследовательской системе Verasonics с открытой архитектурой (Verasonics Inc., США) с линейным датчиком L4-7 и заданной частотой 5 МГц. Сканеры Aixplorer и Verasonics выполняют точечную и двухмерную эластографию сдвиговой волной, Acuson S2000 — только точечную. Контрольный объем при точечной эластометрии на сканере Verasonics составил 6 мм, на Acuson S2000 — 6,5 мм. При измерении скорости по двухмерной цветовой эластограмме на сканерах Verasonics и Aixplorer существовала возможность менять диаметр контрольного объема от 1 до 10 мм, что влияло на количественные показатели в объектах с неоднородной жесткостью.

Verasonics представляет собой ультразвуковой прибор для изучения упругих свойств различных объектов, для оптимизации технической обработки акустических сигналов и разработки наиболее информа-

тивных режимов настройки сканеров. Основным его достоинством является открытость системы, т.е. возможность в широких пределах изменять параметры генерируемых ультразвуковых волн, в том числе при эластографии сдвиговой волной.

Построение двухмерной цветовой эластограммы основано на возбуждении в среде нескольких последовательных источников распространения сдвиговых волн. Для этого на разной глубине по ходу ультразвукового луча генерируется ряд сфокусированных импульсов, создающих сдвиговые волны. На Verasonics использовались пять таких импульсов. Возникшие сдвиговые волны взаимодействуют между собой, формируя две квазиплоские волны, распространяющиеся в разные стороны. Квазиплоская волна имеет большую амплитуду по сравнению с обычной сдвиговой волной, за счет чего может преодолевать достаточное расстояние и проникать в различные объекты в среде, а ее форма позволяет равномерно распределяться по всей глубине исследуемой области.

После генерации квазиплоских сдвиговых волн происходит регистрация процесса их распространения в среде. Для этого после каждого ряда сфокусированных импульсов запускают небольшую последовательность изображающих импульсов. Основная их серия запускается уже после формирования квазиплоских волн и регистрирует дальнейшее распространение этих волн. При обработке данных вычисляется смещение точек в различных координатах исследуемого участка с помощью корреляции одного из изображающих импульсов с опорным. По сдвигу пика корреляционной кривой относительно нуля определяется запаздывание волны, вызванное смещением среды. Вычисление смещения позволяет визуализировать формирование и распространение квазиплоских сдвиговых волн (рис. 2).

В результате получается карта эластичности изучаемого участка в виде матрицы размером 30×30 мм или 101×101 точку. Для ее формирования используется покадровая запись изображающих импульсов,

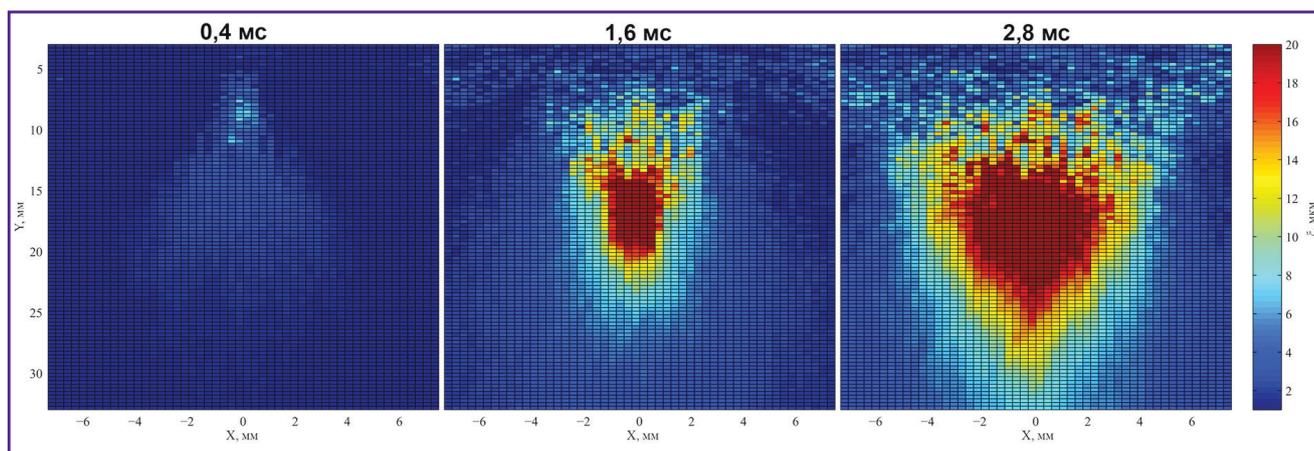


Рис. 2. Визуализация формирования и движения квазиплоских сдвиговых волн в различные временные интервалы

регистрирующих распространение квазиплоской сдвиговой волны. В момент ее прихода в каждой точке среды фиксируется четко выраженный максимум смещения частиц. Сопоставляя координаты пикселя по оси, параллельной оси распространения квазиплоской сдвиговой волны, со временем прихода волны в данную точку и зная такие же параметры у соседнего пикселя, можно вычислить скорость волны на данном участке. В итоге по разработанной авторами программе с использованием программной среды MatLab была создана карта распределения модуля Юнга в зависимости от жесткости объектов в исследуемом участке (рис. 3).

По схожему принципу метод двумерной эластографии работает на экспертной системе Aixplorer. Однако пользователю отображается только конечный результат в виде готовой цветовой карты эластичности с наложением ее на серошкальное изображение исследуемой области. Визуализация самого процесса распространения сдвиговых волн в среде в данном приборе не производится.

Результаты и обсуждение

Поскольку в сканере Acuson S2000 представлена только точечная эластография сдвиговой волной, а в сканере Aixplorer точечное измерение жесткости производится по двумерной цветовой эластограмме, для исключения влияния технологических причин на результаты измерений сначала была выполнена сравнительная оценка точности обоих методов на калиброванном фантоме. Сравнивали как цифровые значения жесткости этих сканеров между собой, так и в сопоставлении с данными сканера Verasonics, оснащенного обоими вариантами эластометрии.

Для оценки жесткости очага с учетом жесткости окружающей среды мы предлагаем не только использовать абсолютные значения, но и ввести относительный количественный показатель — модуль разности жесткости очага и окружающей среды. Использовать разность абсолютных значений предпочтительнее, чем их отношения, с точки зрения теории погрешности измерений, а применение модуля позволяет оценивать только количественное отличие жесткости очага и среды. В связи с этим все объекты по относительной жесткости можно разделить на сопоставимые со средой, отличающиеся от нее незначительно, умеренно и значительно.

Модуль разности жесткости количественно характеризует отличие объекта от среды и позволяет уменьшить известную аппаратозависимость в оценке результатов эластометрии сдвиговой волной на ска-

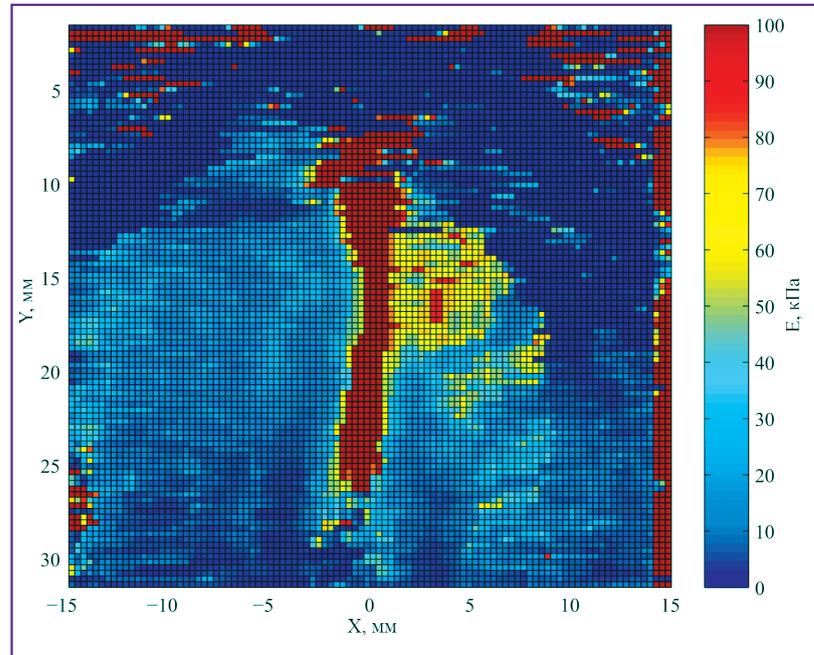


Рис. 3. Цветовая карта эластичности при двумерной эластографии сдвиговой волной на акустической системе Verasonics

нах разных производителей, поскольку при оценке жесткости учитывается не абсолютная цифра, а разница количественных показателей.

В табл. 1 представлены значения жесткости фона и цилиндрических включений, а также модули их разности, полученные при точечной эластографии сдвиговой волной на сканерах Verasonics и Acuson S2000. Поскольку Acuson S2000 производит измерение скорости сдвиговой волны (C) без автоматического

Таблица 1

Жесткость цилиндрических включений и фона, модули разности их жесткости

Измеряемый объект	Жесткость включений и фона		
	Паспортное значение	Verasonics	Acuson S2000
<i>Средние значения жесткости, кПа</i>			
Фон, E _b	25,0	15,9	17,3
Цилиндр 1, E ₁	8,0	5,1	6,4
Цилиндр 2, E ₂	14,0	10,8	10,8
Цилиндр 3, E ₃	45,0	32,7	32,3
Цилиндр 4, E ₄	80,0	72,0	69,1
<i>Модуль разности жесткости включений и фона</i>			
E _b -E ₁	17,0	10,8	10,9
E _b -E ₂	11,0	5,1	6,5
E _b -E ₃	20,0	16,8	15,0
E _b -E ₄	55,0	56,1	51,8

пересчета в модуль Юнга (E), это делалось вручную по известной формуле $E=3\rho C^2$, где плотность среды ρ принималась равной 1 г/см^3 .

Полученные результаты сочетаются с данными ранее проведенных исследований на калиброванном сферическом фантоме [7] и свидетельствуют, что все три ультразвуковых сканера (Verasonics, Acuson S2000 и Aixplorer) имеют высокую и сопоставимую между собой точность измерения скорости сдвиговой волны для определения жесткости. Как показало исследование модулей разности жесткости, при эластометрии все приборы обладают достаточной чувствительностью, позволяющей выявлять небольшие различия жесткости между объектом и фоном. Точность измерения не зависит от технологической реализации эла-

стометрии — первично точечной или в избранной точке на двухмерной цветовой эластограмме, поскольку эти приборы имеют одну и ту же физическую основу — генерацию сдвиговой волны и измерение скорости ее распространения в тканях.

На втором этапе исследования использовали некалиброванный фантом, в котором выявлено 11 объектов с различными акустическими свойствами, из них 3 включения имели неоднородную, преимущественно гиперэхогенную структуру, остальные различались между собой по эхогенности, но были однородными (рис. 4).

У всех включений была измерена жесткость (табл. 2). Поскольку фантом некалиброванный, то судить об абсолютной точности измерений разными сканерами по разнице с заданными значениями

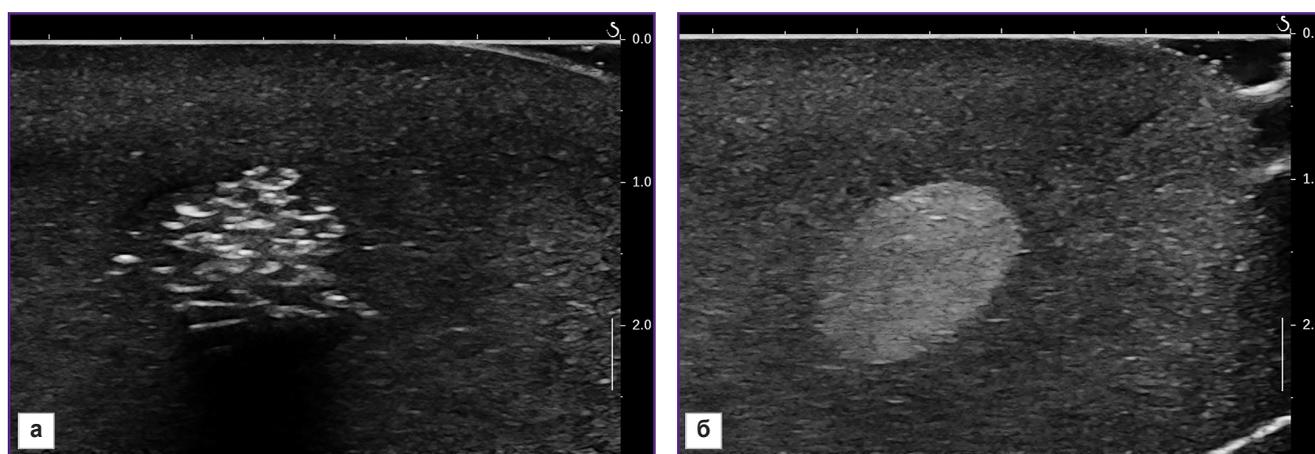


Рис. 4. Примеры гиперэхогенных включений под номерами 1 и 3 в некалиброванном фантоме: а — неоднородное; б — однородное

Таблица 2

Жесткость включений и фона в некалиброванном фантоме

Измеряемый объект	Средние значения жесткости, кПа			
	Verasonics, точечная эластометрия	Verasonics, двухмерная эластометрия	Acuson S2000	Aixplorer
Фон, Eб	51,3	54,1	52,2	75,0
<i>Неоднородная структура</i>				
Включение 1, E1	147,8	144,7	149,1	171,2
Включение 5, E5	158,9	165,7	189,1	179,8
Включение 11, E11	153,4	144,1	163,4	179,0
<i>Однородная структура</i>				
Включение 3, E3	39,4	55,7	48,7	67,1
Включение 4, E4	32,7	64,0	56,2	70,0
Включение 6, E6	43,6	57,1	44,9	77,8
Включение 7, E7	34,4	40,4	52,7	68,1
Включение 10, E10	62,9	65,3	51,9	79,9
<i>Анэхогенная структура</i>				
Включение 2, E2	—	2,4	—	1,4
Включение 8, E8	—	5,1	—	3,5
Включение 9, E9	—	3,2	—	2,3

не представлялось возможным, поэтому был произведен только сравнительный анализ полученных результатов, в том числе по модулю разности выявленных включений.

При измерении жесткости анэхогенных кистоподобных включений с помощью точечной эластографии результатов не получено, но измерения по цветовой карте двухмерной эластографии позволили регулярно получать количественные показатели. Достоверно судить о причинах подобного расхождения между методиками затруднительно: весьма вероятно, что прибор регистрирует низкоамплитудные шумовые сигналы, которые не имеют диагностического значения (рис. 5).

Высокие показатели модуля разности жесткости характеризуют значительное отличие жесткости объекта от окружающей среды, что однозначно свидетельствует о наличии очага (рис. 6). При незначительном модуле разности жесткости исследуемого участка и окружающей среды возникает вопрос о трактовке данного участка как о неоднородности самой среды или как сопоставимого с ней по жесткости очагового образования. В пользу очага свидетельствует значительная разница их эхогенности в серошкальном изображении и четкость границы, но при практически изоэхогенном соотношении и нечеткой границе вопрос остается открытым и ответить на него может только контрастусилненное УЗИ.

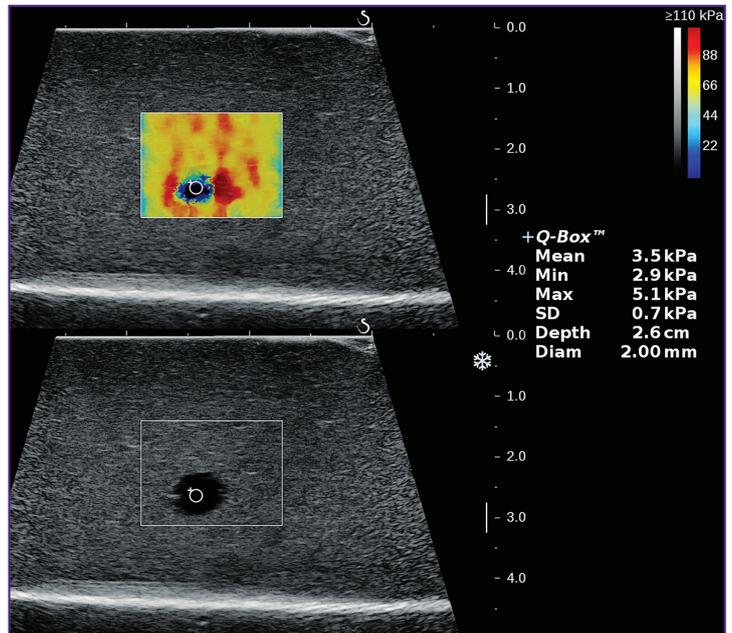


Рис. 5. Эластограмма анэхогенного кистовидного включения с показателями жесткости содержимого (эхограммы со сканера Aixplorer)

Возникает другой вопрос: какова допустимая неоднородность биологической среды, например цирротически измененной паренхимы печени, чтобы определить по ней предельный модуль разности жесткости, выше которого участок неоднородности следует

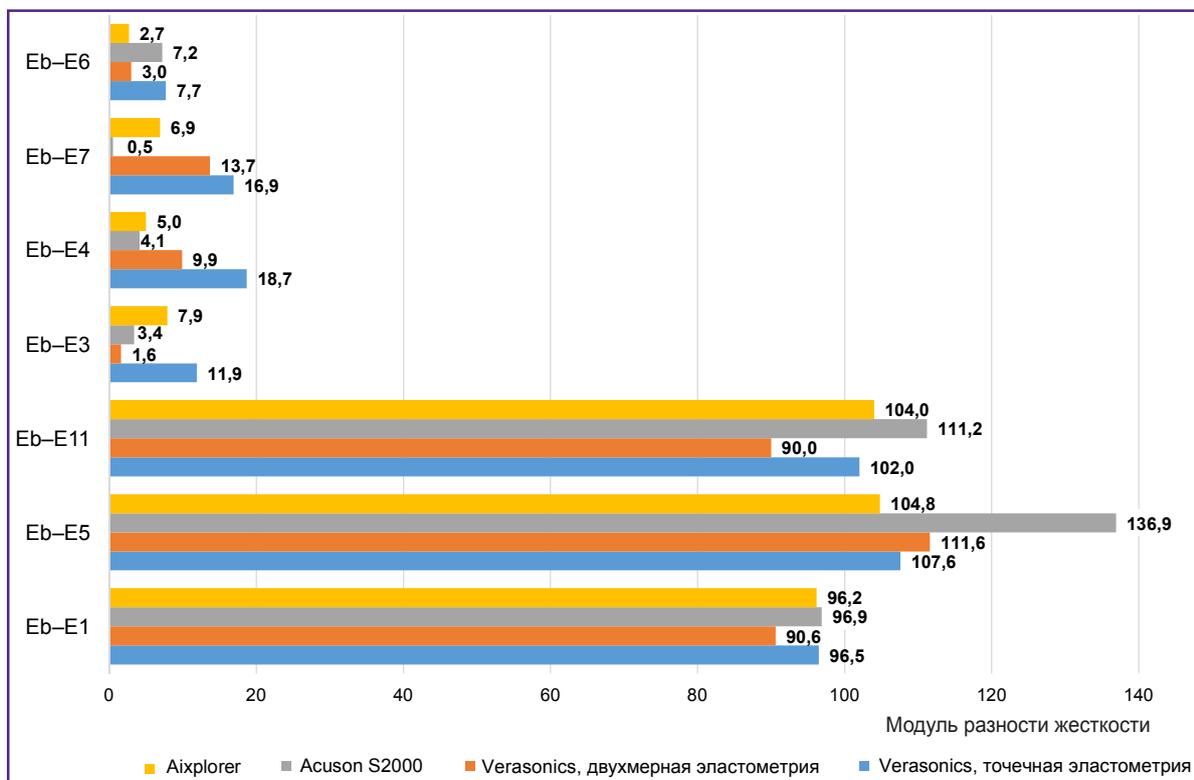


Рис. 6. Модули разности жесткости включений и фона в некалиброванном фантоме

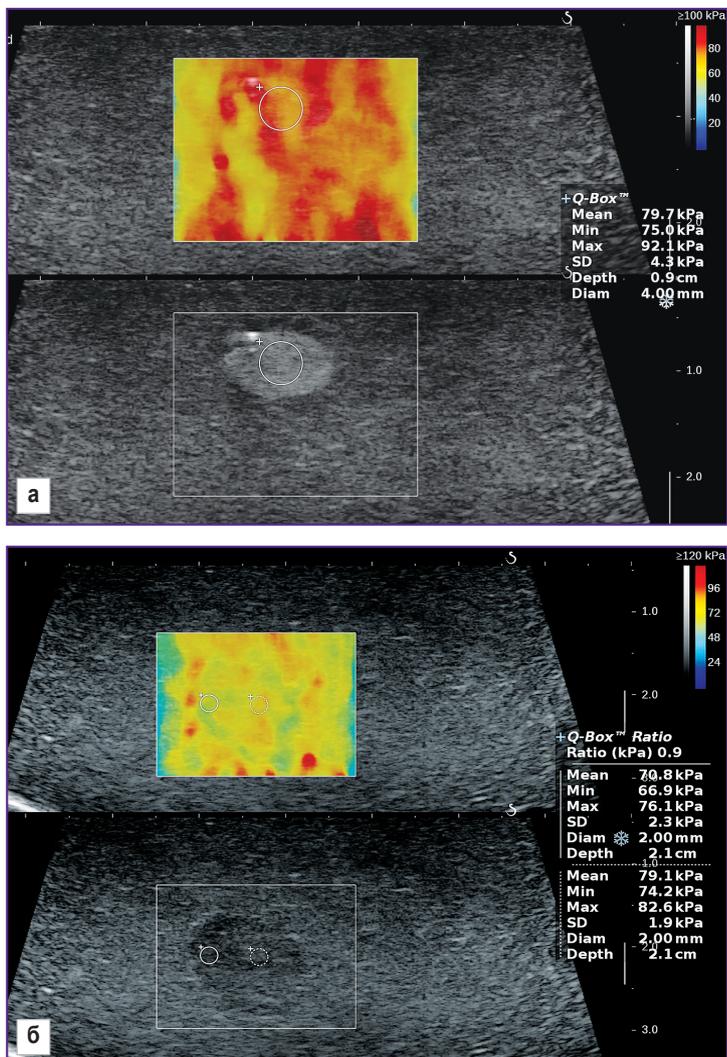


Рис. 7. Одинаковые по жесткости объекты, не визуализируемые на цветовой эластограмме (эхограммы со сканера Aixplorer):

а — гиперэхогенное образование; б — изоэхогенное образование

расценивать как очаговое образование? Ответ на него требует дальнейшего углубленного изучения.

На рис. 7 представлены образования разной эхогенности, но одинаковые по жесткости со средой и не различимые на цветовых эластограммах. Если включение на рис. 7, а легко визуализируется в серошкальном режиме, то включение на рис. 7, б может быть пропущено как в серошкальном, так и в эластографическом изображении.

Установлено, что при эластометрии по двумерным цветовым эластограммам на локальные показатели жесткости гиперэхогенных неоднородных включений, соответственно и на их отличие от окружающей среды, сильно влияет размер выбранного контрольного объема. Так, при его диаметре 1 мм средние показатели локальной жесткости в разных участках включения на сканере Aixplorer имели значительные колебания от 111 до 297 кПа, тогда как при увеличении диаметра до

4 мм разброс значений существенно снижался и при 7 мм оставался воспроизводимым в пределах погрешности измерения. В однородных включениях не отмечено столь выраженного влияния размера контрольного объема на отличие локальных показателей жесткости от среднего значения для всего включения.

Правильный подбор контрольного объема особенно важен при исследовании мелких объектов диаметром до 10–12 мм. В таких случаях существует вероятность суммарного измерения скорости сдвиговой волны в объекте и за его пределами, что может привести к искажению количественных показателей, особенно при значительной разности абсолютных значений жесткости между объектом и средой [7]. При эластометрии по двумерной цветовой эластограмме размер контрольного объема необходимо подбирать таким образом, чтобы он занимал всю центральную часть образования, а между ним и границей образования оставалось несколько миллиметров ткани исследуемого объекта (рис. 8). В абсолютных цифрах диаметр контрольного объема должен быть не менее 6 мм, что соответствует размеру неизменяемого контрольного объема при точечной эластометрии на сканерах других производителей.

Полученные на разных сканерах показатели жесткости фона и включений в целом сопоставимы, за исключением Aixplorer, данные которого систематически превышали результаты исследований на двух других приборах. При сопоставлении измерений жесткости на Verasonics с помощью точечной эластометрии и двумерной цветовой эластометрии отмечена определенная разница результатов в однородных по эхогенности включениях, выраженная в меньших значениях жесткости при использовании точечной эластометрии.

Поскольку технически процесс определения скорости сдвиговой волны в Verasonics один и тот же, возможной причиной следует считать операторозависимость измерений. Вопрос о влиянии субъективного фактора на точность эластометрии сейчас активно изучается и обсуждается в мировой литературе, причем результаты этих исследований неоднозначны [10, 11].

При точечной эластометрии врач определяет скорость сдвиговой волны произвольно в разных участках серошкального изображения объекта, не имея перед собой цветовой картины его жесткости. При измерении локальной жесткости по готовой двумерной цветовой эластограмме он сразу видит в цвете различия объекта по жесткости, что может повлиять на выбор участков измерения и конечные показатели. Доводом в пользу этого можно расценивать тот факт, что результаты измерений однородных объектов на Verasonics при точечной эластометрии оказались ближе к данным Acuson S2000, а отдельно проведенное

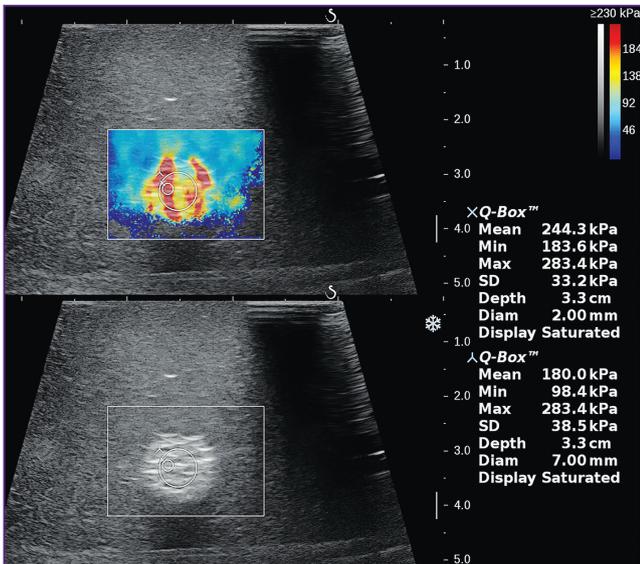


Рис. 8. Влияние размера контрольного объема (Q-Box) на показатель жесткости включения (эхограммы со сканера Aixplorer)

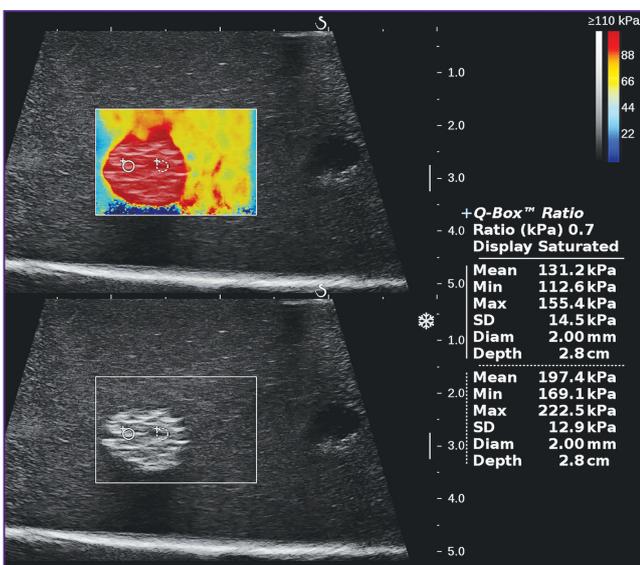


Рис. 9. Влияние настройки цветовой шкалы жесткости на выбор зон точечной эластометрии (то же включение, что и на рис. 8)

При заниженной шкале неоднородное включение окрашивается в почти однородный красный цвет, при корректно выставленном максимуме цветовой шкалы хорошо видна различная жесткость включения (эхограммы со сканера Aixplorer)

исследование по двумерной цветовой эластограмме — к полученным на Aixplorer. В неоднородных включениях результаты более сопоставимы между собой вследствие большего количества замеров в различных по эхогенности участках, что привело к усреднению результатов обеих методик с нивелированием разницы между ними.

При двумерной эластографии неоднородного очага или среды важным фактором корректности измерения и последующего сравнения является правильная регулировка цветовой шкалы жесткости по наибольшему значению (в кПа или м/с) для снижения субъективизма при выборе зон точечной эластометрии. Корректно выставленное наибольшее значение шкалы жесткости должно незначительно превышать максимальные показатели для данной среды или объекта, полученные при первых пробных измерениях, и отображаться наиболее насыщенным оттенком красного цвета. В результате получается максимально широкий цветовой диапазон отображения жесткости и снижается влияние субъективного фактора при выборе участков для точечной эластометрии. При заниженном на шкале наибольшем значении интенсивные красные тона окрашиваются участки с меньшим реальным показателем жесткости, по цветовому изображению создавая у врача иллюзию однородного, очень жесткого очага, что может привести к неправильному выбору зоны точечной эластометрии (рис. 9).

Заключение

Результаты проведенного экспериментального исследования позволяют предложить новый критерий сравнительной эластометрической оценки — модуль разности жесткости объекта и среды. Разработаны методические аспекты его применения. Для снижения операторозависимости предложено учитывать как способ реализации эластометрии (точечную или двумерную цветовую эластографию), так и другие факторы: размер контрольного окна, настройку шкалы жесткости, число измерений, их распределение в объекте.

Финансирование исследования. Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования РФ (государственное задание №0729-2020-0040).

Конфликт интересов. Данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.

Литература/References

1. 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).
2. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Fatemi M. Acoustic radiation force: a review of four mechanisms for biomedical applications. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2021; 68(11): 3261–3269, <https://doi.org/10.1109/tuffc.2021.3112505>.
3. Shiina T., Nightingale K.R., Palmeri M.L., Hall T.J., Bamber J.C., Barr R.G., Castera L., Choi B.I., Chou Y.H., Cosgrove D., Dietrich C.F., Ding H., Amy D., Farrokh A.,

- Ferraioli G., Filice C., Friedrich-Rust M., Nakashima K., Schafer F., Sporea I., Suzuki S., Wilson S., Kudo M. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: part 1: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41(5): 1126–1147, <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2015.03.009>.
4. 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'trazvukovaa i funktsional'naa diagnostika* 2015; 2: 94–108.
5. Руденко О.В., Сафонов Д.В., Демин И.Ю., Рыхтик П.И., Андреев В.Г., Гурбатов С.Н., Романов С.В. Глава 1. Основы эластографии сдвиговой волной: теория и физический эксперимент. В кн.: *Эластография сдвиговой волны: анализ клинических примеров*. Под ред. А.В. Борсукова. Смоленск: Смоленская городская типография; 2017; с. 8–41.
- Rudenko O.V., Safonov D.V., Demin I.Yu., Rykhtik P.I., Andreev V.G., Gurbatov S.N., Romanov S.V. Glava 1. Osnovy elastografii sdvigovoy volnoy: teoriya i fizicheskiy eksperiment. V kn.: *Elastografiya sdvigovoy volny: analiz klinicheskikh primerov* [Chapter 1. Fundamentals of shear wave elastography: theory and physical experiment. In: Shear wave elastography: an analysis of clinical cases]. Borsukov A.V. (editor). Smolensk: Smolenskaya gorodskaya tipografiya; 2017; p. 8–41.
6. Dietrich C.F., Bamber J., Berzigotti A., Bota S., Cantisani V., Castera L., Cosgrove D., Ferraioli G., Friedrich-Rust M., Gilja O.H., Goertz R.S., Karlas T., de Knecht R., de Ledinghen V., Piscaglia F., Procopet B., Saftoiu A., Sidhu P.S., Sporea I., Thiele M. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of liver ultrasound elastography, update 2017 (long version). *Ultraschall Med* 2017; 38(4): e16–e47, <https://doi.org/10.1055/s-0043-103952>.
7. 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. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2017; 9(4): 51, <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.06>.
8. Кульберг Н.С., Осипов Л.В., Усанов М.С. Сравнительный анализ технологий ультразвуковой эластографии с использованием эластографического фантома. *Радиология – Практика* 2016; 56(2): 6–23.
- Kulberg N.S., Osipov L.V., Usanov M.S. Comparative analysis of the elastography technologies in ultrasonic diagnostic devices using elastography phantom. *Radiologia – praktika* 2016; 56(2): 6–23.
9. Khalitov R.S., Gurbatov S.N., Demin I.Y. The use of the Verasonics ultrasound system to measure shear wave velocities in CIRS phantoms. *Phys Wave Phenom* 2016; 24(1): 73–76, <https://doi.org/10.3103/s1541308x16010143>.
10. Yu Y., Xiao Y., Cheng J., Chiu B. Breast lesion classification based on supersonic shear-wave elastography and automated lesion segmentation from B-mode ultrasound images. *Comput Biol Med* 2018; 93: 31–46, <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.12.006>.
11. Chamming's F., Hangard C., Gennisson J.L., Reinhold C., Fournier L.S. Diagnostic accuracy of four levels of manual compression applied in supersonic shear wave elastography of the breast. *Acad Radiol* 2021; 28(4): 481–486, <https://doi.org/10.1016/j.acra.2020.03.012>.