

Ультразвуковая эластография сдвиговой волной

В.В. Митьков, М.Д. Митькова

ГБОУ ДПО “Российская медицинская академия последипломного образования”
Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва

В статье рассматриваются практические вопросы применения ультразвуковой эластографии сдвиговой волной. Представлены возможности и ограничения точечной и двумерной эластографии сдвиговой волной. Дана характеристика эластометрических параметров, показана связь между ними. Приведено сопоставление результатов магнитно-резонансной и ультразвуковой эластографии сдвиговой волной. Обсуждается эластографическая терминология. Показаны существующие и потенциальные возможности эластографии сдвиговой волной в рамках мультипараметрической ультразвуковой диагностики.

Ключевые слова: мультипараметрическая ультразвуковая диагностика, ультразвуковая эластография сдвиговой волной, точечная эластография сдвиговой волной, модуль Юнга, скорость сдвиговой волны.

ВВЕДЕНИЕ

Одним из новых направлений развития ультразвуковой диагностики стала эластография сдвиговой волной – методика, позволяющая получить дополнительную информацию об упругих свойствах тканей. Интерес к изучению сдвиговых волн обусловлен прежде всего развитием методов медицинской визуализации. Если патологические изменения в мягких тканях приводят к изменению сдвиговой упругости, визуализа-

ция распределения сдвигового модуля потенциально позволит обнаружить заболевание на ранних этапах развития. Обнаружение неоднородности сдвиговой упругости в мягких тканях может производиться по измерению деформаций внутри тканей под действием квазистатической нагрузки и по измерению локальной скорости сдвиговых волн, возбуждаемых с помощью фокусированного ультразвука [1]. Итак, на сегодняшний день в ультразвуковой диагностике используются два вида эластографии: ультразвуковая компрессионная эластография и ультразвуковая эластография сдвиговой волной.

Ультразвуковая и магнитно-резонансная эластография

В настоящее время в практику входит магнитно-резонансная эластография сдвиговой волной, которая применяется в различных областях медицинской визуализации [2–4]. Безусловно, сопоставление данных ультразвуковой и магнитно-резонансной эластографии представляет не только научный, но и практический интерес. По данным J.H. Yoon et al. [3], при исследовании печени получена достоверная корреляция магнитно-резонансных и ультразвуковых показателей жесткости, правда, на фоне достоверно более высоких цифр ультразвуковой эластографии сдвиговой волной (значения модуля Юнга в паренхиме печени у доноров при ультразвуковой эластогра-

В.В. Митьков – д.м.н., профессор, заведующий кафедрой ультразвуковой диагностики ГБОУ ДПО “Российская медицинская академия последипломного образования” Министерства здравоохранения Российской Федерации. М.Д. Митькова – к.м.н., доцент кафедры ультразвуковой диагностики ГБОУ ДПО “Российская медицинская академия последипломного образования” Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Контактная информация: 127299 г. Москва, ул. Новая Ипатовка, д. 3, Клинический госпиталь ФКУЗ “МСЧ МВД России по г. Москве”, кафедра ультразвуковой диагностики. Митьков Владимир Вячеславович. Тел.: (499) 150-90-61. Факс: (926) 200-75-81. E-mail: vv@mitkov.ru

фии $4,56 \pm 1,44$ кПа, при магнитно-резонансной – $1,78 \pm 0,22$ кПа ($M \pm \sigma$). Но это не мешает обеим методикам демонстрировать высокие показатели информативности в исключении фиброза печени у доноров: для магнитно-резонансной эластографии чувствительность, специфичность и AUC – 100%, 100% и 1,000, для ультразвуковой эластографии – 100%, 90,5% и 0,989.

R.S. Sahebjavaher et al. [5] в своем исследовании привели значения модуля Юнга в периферической зоне неизменной паренхимы предстательной железы при магнитно-резонансной эластографии ($7,5 \pm 1,9$ кПа) ($M \pm \sigma$). Это не совсем корректное сравнение, но если поставить рядом значения модуля Юнга в периферической зоне неизменной паренхимы предстательной железы, полученные при ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в нашей работе (медиана – 16,8 кПа, 2,5–97,5-й процентиля – 10,1–26,0 кПа) [6], повторится та же тенденция. Количественные значения ультразвуковой эластографии сдвиговой волной превышают данные магнитно-резонансной эластографии.

Обе методики являются перспективными, в настоящее время идет активное накопление материала. Однако для ультразвуковой эластографии сдвиговой волной уже определены практические рекомендации, изложенные во второй части общего итогового документа, принятого Европейской федерацией ассоциаций ультразвука в медицине и биологии (*EFSUMB*) [7], членом которой является Российская ассоциация специалистов ультразвуковой диагностики в медицине (РАСУДМ). В 2015 г. появились также практические рекомендации Всемирной федерации ассоциаций ультразвука в медицине и биологии (*WSUMB*), но пока они касаются только молочных желез [8] и печени [9].

Виды ультразвуковой эластографии сдвиговой волной

В настоящее время при проведении ультразвукового исследования различных органов и систем наряду с серошкальным изображением анатомических структур мы получаем качественную и количественную информацию о макро- и микроваскуляризации (доплерографические методики и ультразвуковые контрастные вещества),

пользуемся трехмерными данными с точным определением объема (трехмерная эхография в режиме реального времени) и оцениваем механические (упругие) свойства тканей (компрессионная эластография, эластография сдвиговой волной), в том числе имея возможность оперировать абсолютными значениями скорости сдвиговой волны или модуля Юнга. Получая разнообразную информацию, мы, по сути, пользуемся мультипараметрическим ультразвуковым исследованием, позволяющим оценить не только структурные, но и функциональные изменения.

Эластография сдвиговой волной – методика, которая позволяет оценивать эластические свойства тканей при проведении обычного ультразвукового исследования путем измерения значений скорости сдвиговой волны (м/с) или модуля Юнга (кПа) в интересующих нас органах и тканях. Эластография сдвиговой волной характеризуется рядом преимуществ, среди которых меньшая операторзависимость, хорошая воспроизводимость и количественное представление искомого параметра – жесткости или эластичности. В настоящее время в общей ультразвуковой практике мы используем точечную эластографию сдвиговой волной и двумерную эластографию сдвиговой волной.

Точечная эластография сдвиговой волной (*point shear wave elastography*) позволяет оценивать скорость сдвиговой волны в зоне интереса, которую под контролем серошкальной эхографии мы можем установить в интересующий нас участок органа, ткани или образования (рис. 1). На экране отображаются среднее значение скорости сдвиговой волны (м/с) и глубина расположения зоны интереса. При невозможности выполнения измерений на экране в поле значений скорости высвечиваются символы “X.XX m/s” (рис. 2). M. Bai et al. [10] при исследовании объемных образований молочных желез использовали следующий подход: если в объемном образовании при трехкратном измерении скорости сдвиговой волны появляется результат “X.XX m/s”, свидетельствующий о техническом ограничении измерения высоких скоростей, он заменяется на значение 9,10 м/с. Это может касаться очень жестких опухолей, где скорость сдвиговой волны выше верхнего

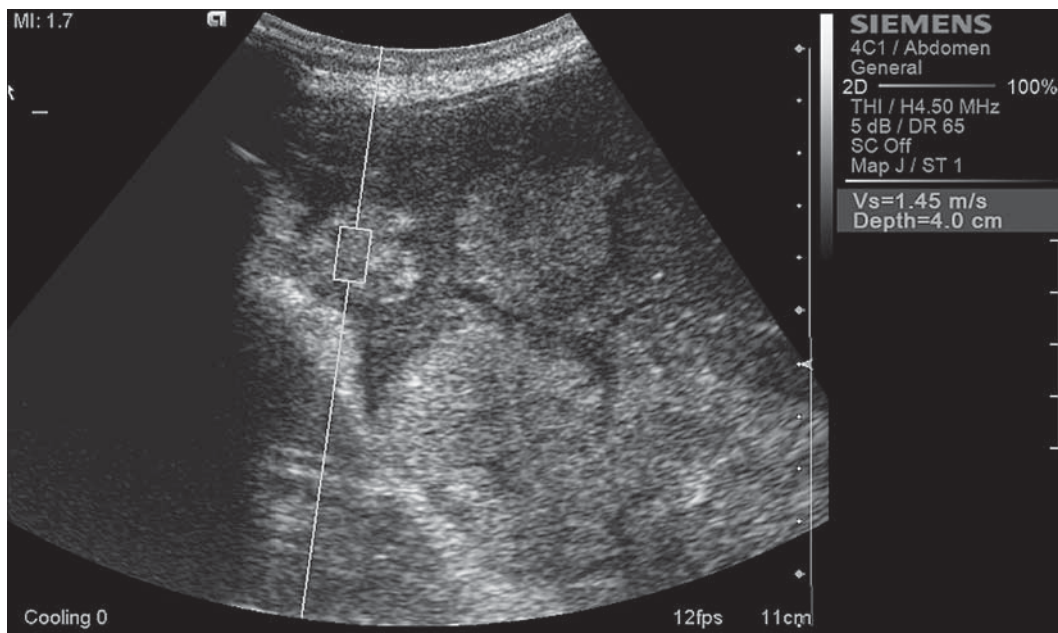


Рис. 1. Метастаз рака сигмовидной кишки в печени. Точечная эластография сдвиговой волной. Любезность Е.А. Вишленковой. Пояснения в тексте.

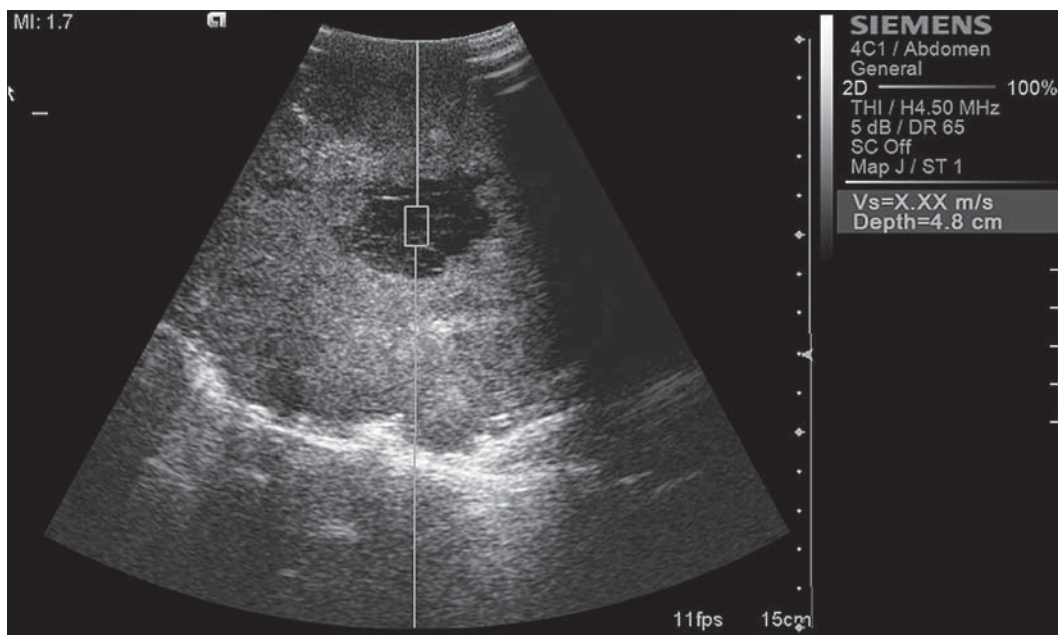


Рис. 2. Метастаз рака прямой кишки в печени. Точечная эластография сдвиговой волной. Любезность Е.А. Вишленковой. Пояснения в тексте.

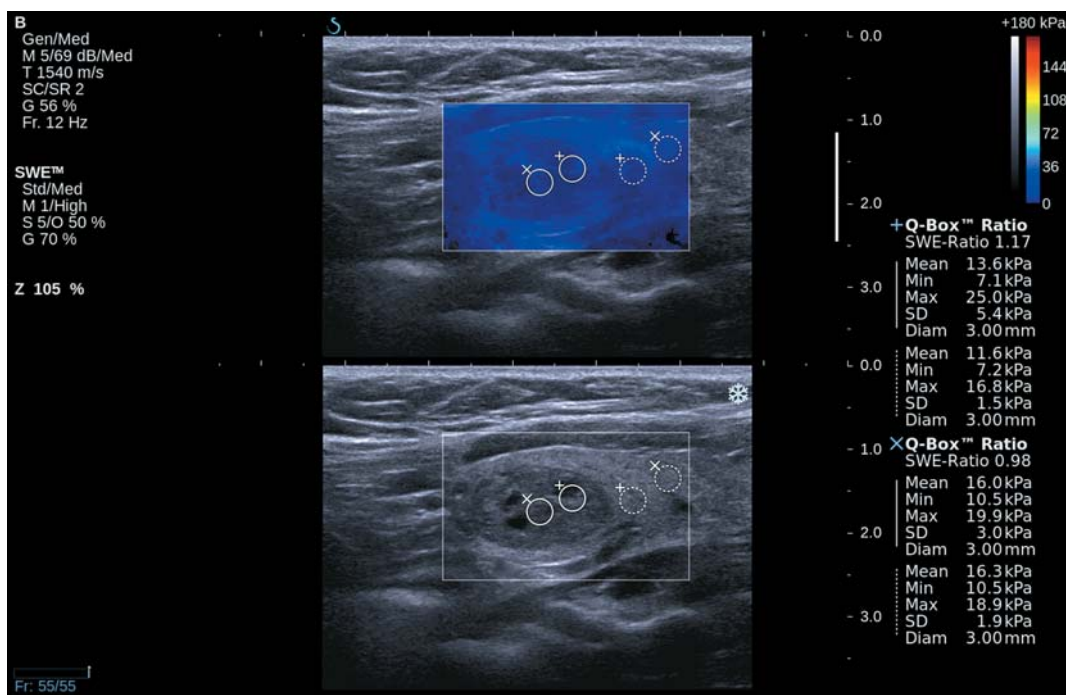


Рис. 3. Коллоидный узел щитовидной железы. Двумерная эластография сдвиговой волной. Пояснения в тексте.

порога измерения, например, скirrosный рак молочной железы [11]. Однако результат “X.XX m/s” может появиться и в кистах, и в кистозном компоненте опухолей, в которых сдвиговые волны не возникают (жидкость не сжимается). В ряде случаев в неоднородном содержимом кист и кистозного компонента опухолей при воздействии фокусированного акустического импульса сдвиговые волны возникают, что позволяет измерить их скорость [12, 13].

В зависимости от компании-производителя точечная эластография сдвиговой волной также называется *ARFI*-эластографией (Siemens, Германия) или *ElastPQ* (Philips, Нидерланды). Интересно, что при сопоставлении результатов, полученных на приборах данных производителей на одних и тех же больных, имеются достоверные различия [14]. Цифровые значения, полученные при *ARFI*-эластографии, достоверно выше, чем при *ElastPQ* (например, при оценке жесткости печени здоровых добровольцев скорость сдвиговой волны $1,12 \pm 0,15$ и $1,08 \pm 0,12$ м/с ($M \pm \sigma$) соответственно ($P = 0,003$)). Однако это не помешало в обоих случаях продемонстрировать высокие показатели информативности в дифференциации здоровых пациентов и больных

с хроническими заболеваниями печени (хронический гепатит, цирроз печени) при несколько различных пороговых значениях. Для *ARFI*-эластографии признак “скорость сдвиговой волны $>1,40$ м/с” характеризовался чувствительностью 59,7%, специфичностью 99,0%, предсказательной ценностью положительного теста 97,5%, предсказательной ценностью отрицательного теста 78,4% и *AUC* 0,822; для *ElastPQ* признак “скорость сдвиговой волны $>1,23$ м/с” – 74,6%, 89,9%, 83,3%, 83,9% и 0,851 соответственно.

При двумерной эластографии сдвиговой волной мы получаем информацию в районе интереса (цветовом окне), где разными цветами картируются участки с разными значениями скорости сдвиговой волны (или разными значениями модуля Юнга). Цвет в районе интереса определяют именно цифровые значения указанных параметров. На рис. 3 отображена эластографическая картина образования щитовидной железы. Обратите внимание, что цвет, соответствующий образованию, можно соотнести со шкалой модуля Юнга, отображенной в правой верхней части экрана. Кроме того, мы можем соотнести цвета, соответствующие образованию и неизменной паренхиме

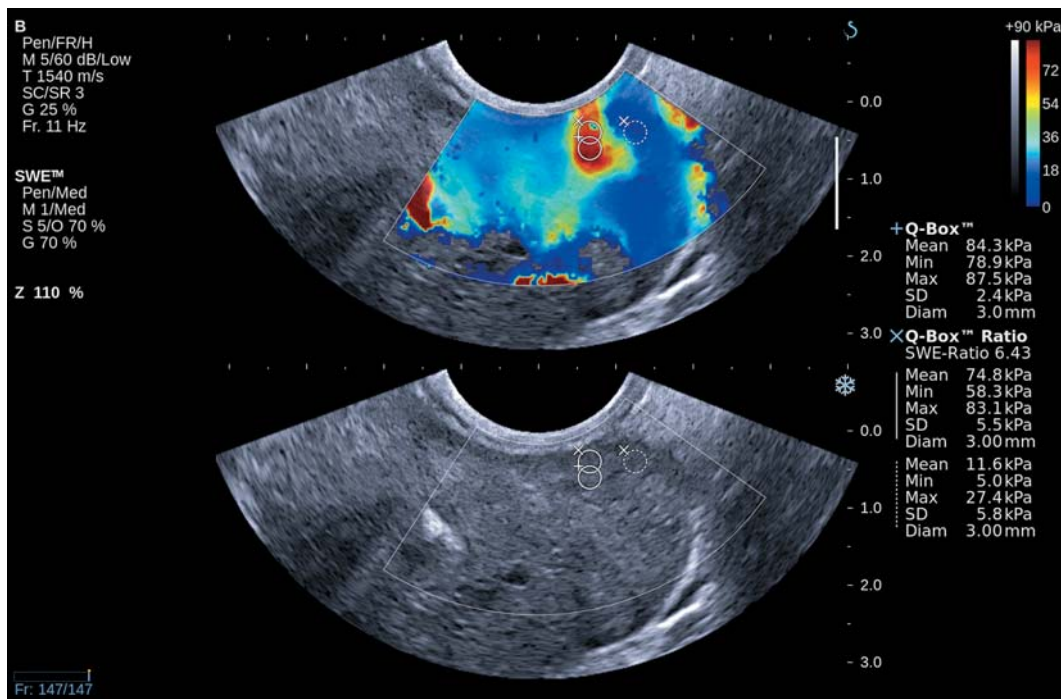


Рис. 4. Рак предстательной железы. Двумерная эластография сдвиговой волной. Пояснения в тексте.

органа вокруг него, то есть образование можно сопоставить по жесткости с рядом расположенной тканью органа. Таким образом, мы можем определить участки повышенной жесткости и поставить зону интереса (Q-Box) (которая отображает подробную цифровую информацию в выбранном участке) прямо на них (рис. 4). Для сравнения зону интереса (Q-Box) можно поставить на неизмененную ткань органа (неизмененную, по крайней мере, при серошкальной эхографии). Все это под серошкальной навигацией. Предварительно можно получить и доплерографическую характеристику образования или ткани, что тоже может быть интересно.

Для каждой зоны интереса (Q-Box) представлены следующие статистические характеристики (правая сторона экрана, под цветовой шкалой) (см. рис. 3, 4): среднее значение модуля Юнга (E_{mean} , кПа), максимальное значение модуля Юнга (E_{max} , кПа), минимальное значение модуля Юнга (E_{min} , кПа), стандартное отклонение от среднего значения модуля Юнга (SD, кПа), а также диаметр зоны интереса (Q-Box) (мм). Можно выбрать режим, в котором значения модуля Юнга будут представлены только в виде среднего значения (E_{mean} , кПа)

и стандартного отклонения (SD, кПа) (без максимального (E_{max} , кПа) и минимального (E_{min} , кПа) значений). Это несколько обедняет полученную информацию, некоторые исследователи самым значимым параметром считают именно максимальное значение модуля Юнга (E_{max} , кПа) в зоне интереса [15]. Количество и размеры зон интереса (Q-Box) переменны. Кроме этого, можно рассчитать соотношение средних значений модуля Юнга в двух сравниваемых участках (SWE-ratio) (E_{mean_1}/E_{mean_2}) (полуколичественный (относительный) параметр). SWE-ratio – это индекс жесткости или индекс эластичности. Для повышения воспроизводимости исследования важно договориться, что первая зона интереса (Q-Box) должна ставиться на патологический участок (образование в В-режиме (см. рис. 3) и (или) участок повышенной жесткости при цветочисленной эластографии (см. рис. 4)). Использование индекса жесткости (эластичности) не всегда целесообразно. Например, в случаях тотального повышения жесткости по всей оцениваемой зоне (рис. 5).

Возможно представление количественного материала в виде значений скорости сдвиговой волны (м/с) (рис. 6). Обратите

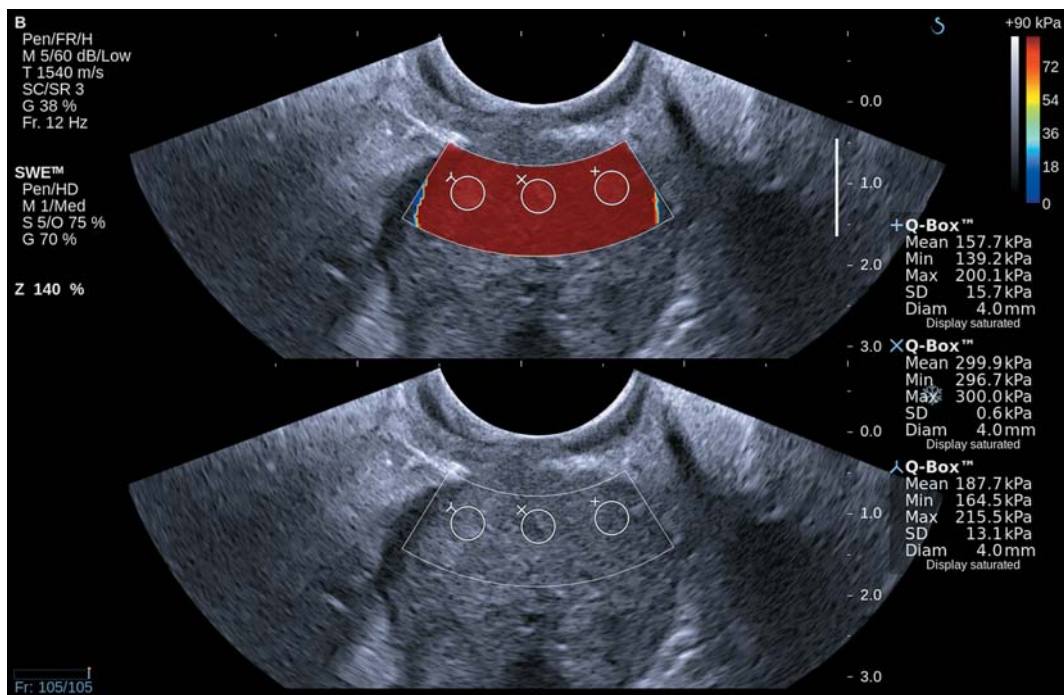


Рис. 5. Рак предстательной железы. Двумерная эластография сдвиговой волной. Пояснения в тексте.

внимание, что при переключении в режим отображения скорости сдвиговой волны формат определения SWE-ratio не изменяется. Этот параметр остается соотношением значений модуля Юнга в двух сравниваемых участках, а не скорости сдвиговой волны. Правда, все зависит от конкретного прибора, и этот факт необходимо уточнять. На рис. 7а представление количественного материала в виде значений модуля Юнга. Для каждой зоны интереса даны среднее значение (Ave., кПа) и стандартное отклонение (SD., кПа). Рассчитано соотношение средних значений модуля Юнга в двух сравниваемых участках (Ratio) (Ave.₁/Ave.₂). На рис. 7б количественные данные представлены в виде значений скорости сдвиговой волны. Если посмотреть на формат определения Ratio, то он меняется. Теперь это соотношение средних значений скорости сдвиговой волны в двух сравниваемых зонах, а не соотношение значений модуля Юнга. По сути они характеризуют одно и то же, но различны в абсолютном значении. Вопрос названия этих соотношений не главный, важнее понимать, что это не одно и то же. На рис. 7в представлена картограмма распространения сдвиговых волн.

Поскольку двумерная эластография сдвиговой волной на сегодняшний день есть не только у компании Supersonic Imagine (Франция), но появилась и у многих других производителей ультразвукового оборудования (в алфавитном порядке: GE HC (США), Siemens (Германия), Toshiba (Япония)), продолжает оставаться актуальной сравнительная оценка получаемых на разных приборах количественных результатов, в том числе и при сравнении с точечной эластографией сдвиговой волной. Единственная работа, которую нам удалось найти, сравнивает данные, полученные при использовании точечной эластографии сдвиговой волной (Siemens, Германия) и двумерной эластографии сдвиговой волной (Supersonic Imagine, Франция) [16]. Несмотря на хорошие сопоставимые результаты, которые демонстрируют обе методики, необходимо отметить серьезный недостаток данной работы: референтным методом выбрана не биопсия печени, а транзиентная эластография.

Вернемся к цветовому картированию. Жесткие (недеформируемые, неэластичные) зоны можно маркировать разными цветами. На рис. 8а наиболее жесткие участки обозначены красным цветом, на рис. 8б – синим цветом. Цветовую кодировку легко поме-

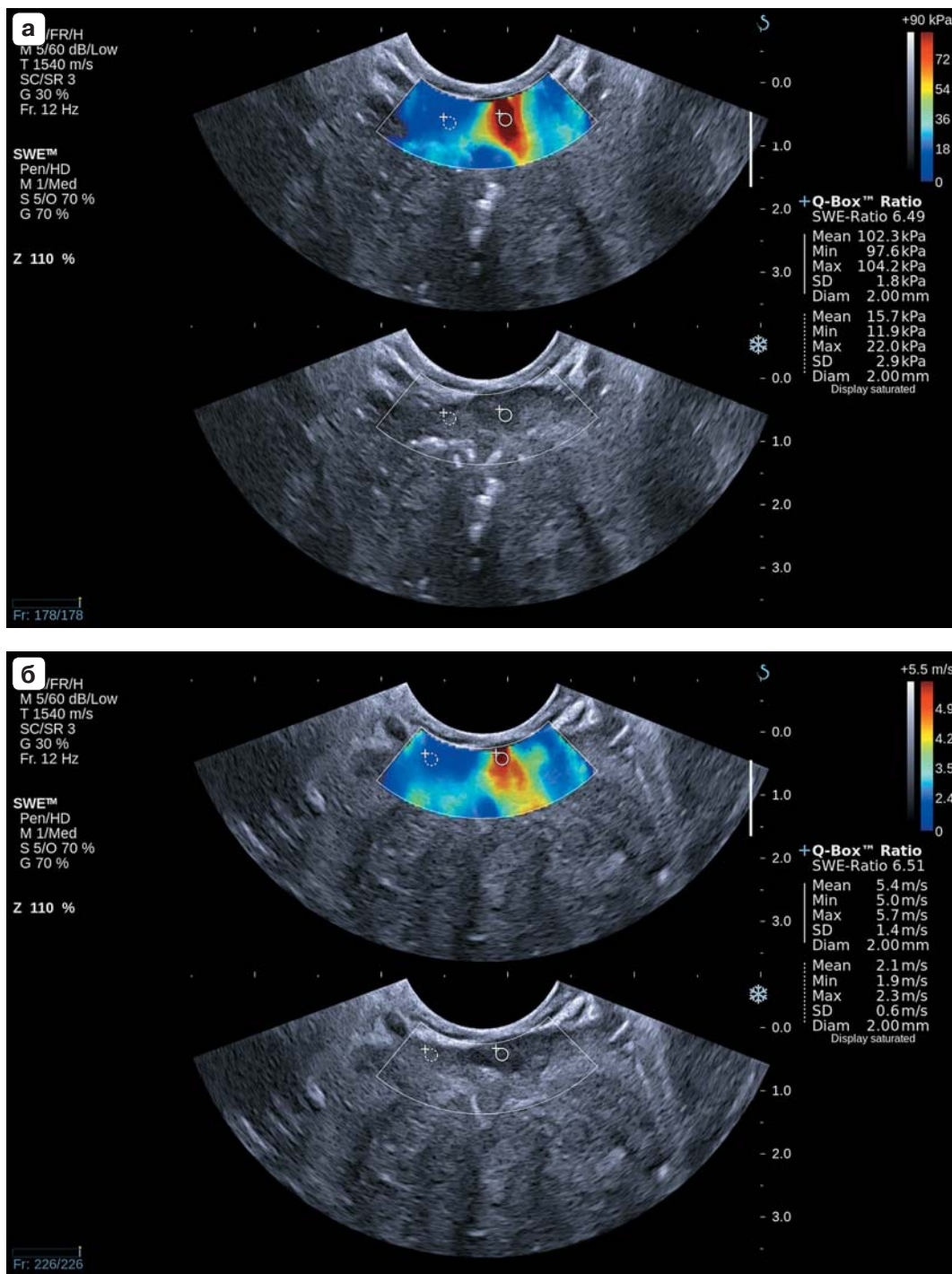


Рис. 6. Рак предстательной железы. Двумерная эластография сдвиговой волной. Эластометрия в режиме отображения модуля Юнга (а) и скорости сдвиговой волны (б).

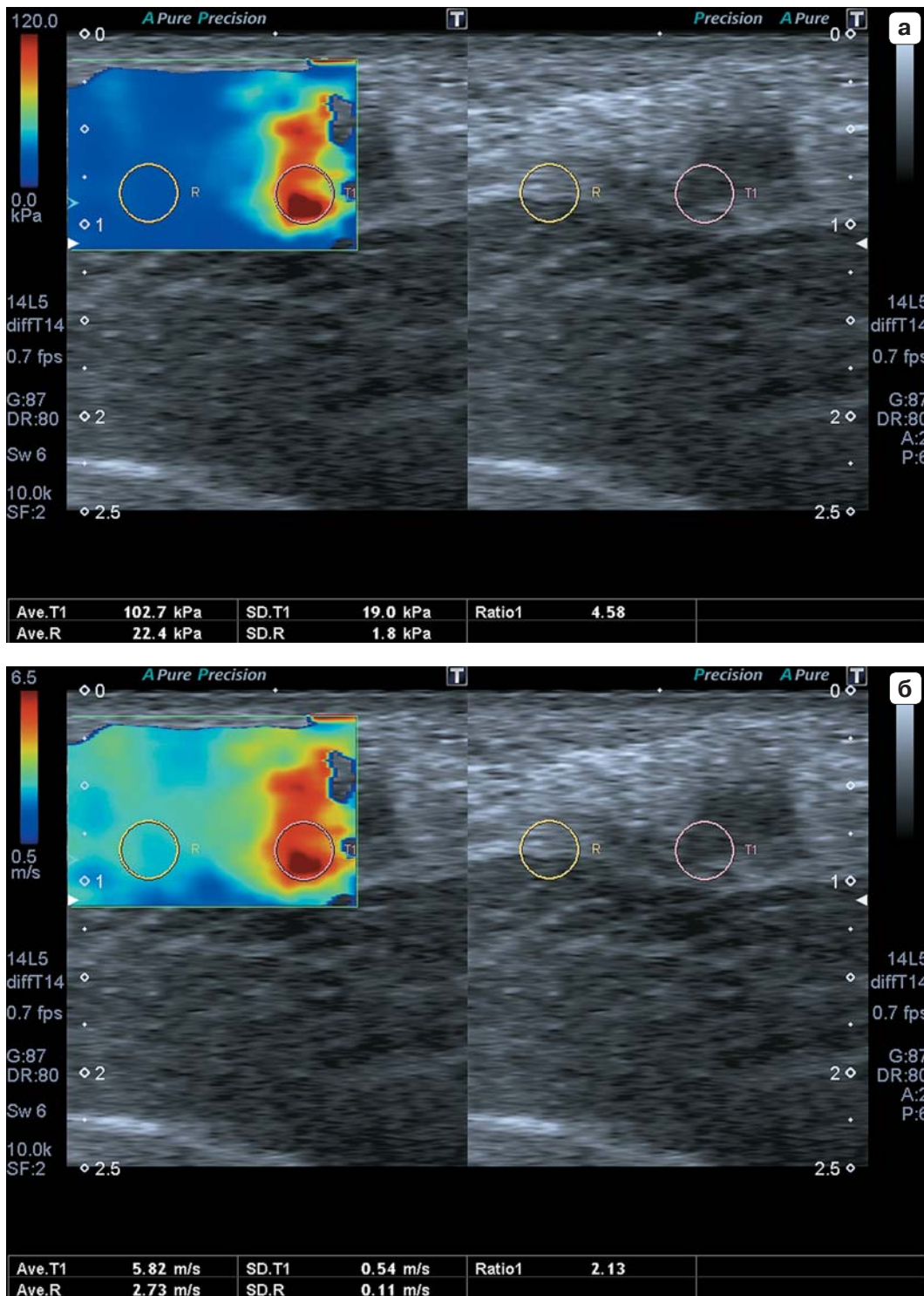


Рис. 7. Рак молочной железы. Двумерная эластография сдвиговой волной. Эластометрия в режиме отображения модуля Юнга (а) и скорости сдвиговой волны (б). в – картирование распространения сдвиговых волн (*propagation*). Любезность Ю.В. Кабина.

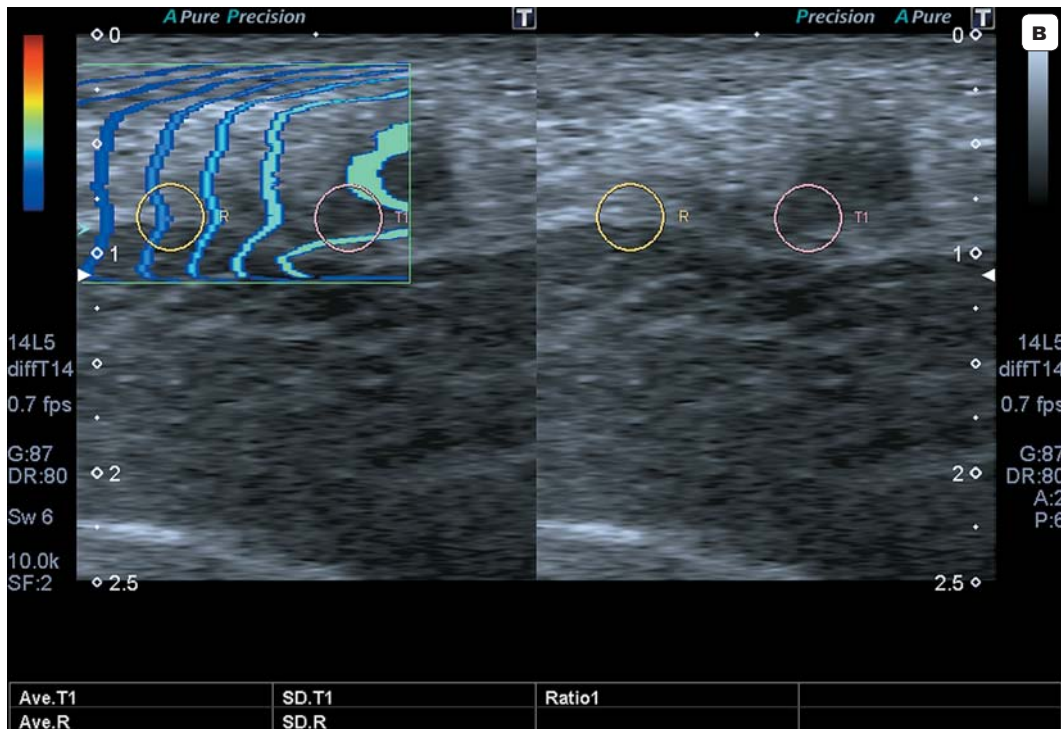


Рис. 7 (окончание).

нять (аналогично смене направления кровотока при цветовом доплеровском картировании). При этом необходимо отойти от цветовой характеристики очагов: оценивают не голубые, синие, зеленые, красные очаги, а жесткие и нежесткие очаги. Тем более “покрасить” очаг в разные цвета возможно регулировкой цветовой шкалы модуля Юнга или скорости сдвиговой волны (рис. 9).

Терминология

В настоящее время в отечественной и зарубежной литературе для описания эластографической картины используется ряд терминов. К ним относятся (в алфавитном порядке) деформируемость, жесткость, ригидность, сжимаемость, упругость, эластичность и др. Пожалуй, самым неудачным термином, употребляемым в этом контексте, является нередко применяемый термин “плотность”. Если вышеперечисленные термины можно обсуждать, говоря о преимуществах и недостатках, то термин “плотность” нужно просто исключить как ошибочный, поскольку плотность ткани является физической величиной, определяемой для однородного вещества его массой в единице объема [17].

Современные ультразвуковые аппараты отображают результаты оценки сдвиговых волн в виде модуля Юнга (E) (кПа) (характеризует свойства материала сопротивляться растяжению или сжатию при упругой деформации) или скорости сдвиговой волны (c_s) (м/с).

Модуль Юнга связан с модулем сдвига (G) (отношение касательного напряжения к сдвиговой деформации) формулой:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}, \quad (1)$$

где ν – коэффициент Пуассона, который зависит не от размеров образца, а от природы материала.

Скорость сдвиговой волны определяется по формуле:

$$c_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad (2)$$

где ρ – плотность материала.

Таким образом,

$$G = \rho c_s^2 \quad [18] \quad (3)$$

Для мягких тканей ν колеблется от 0,490 до 0,499 [18]. Поэтому, с учетом формулы (1),

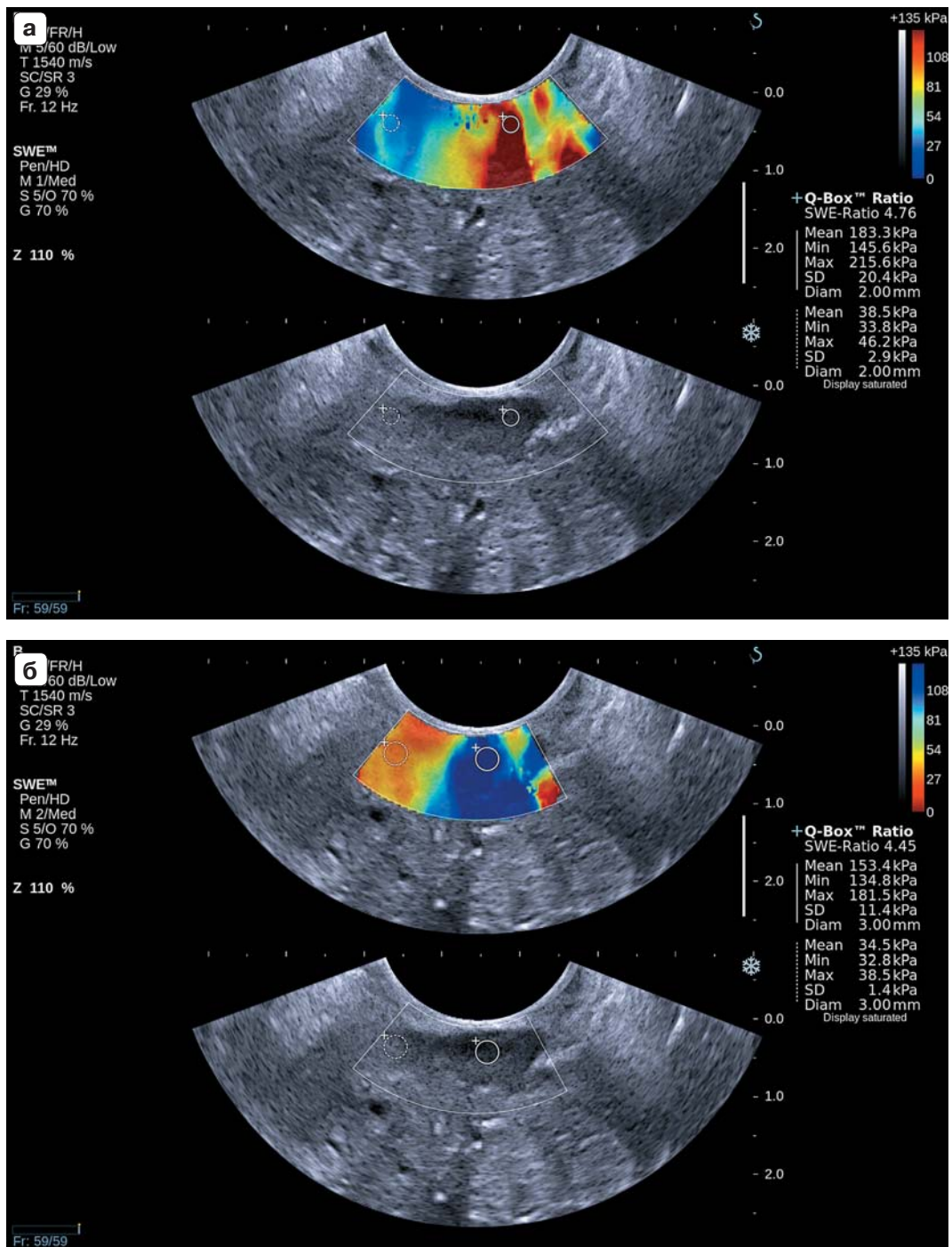


Рис. 8. Рак предстательной железы. Двумерная эластография сдвиговой волной. Различная цветовая кодировка. Жесткие очаги обозначаются красным (а) или синим (б) цветом.

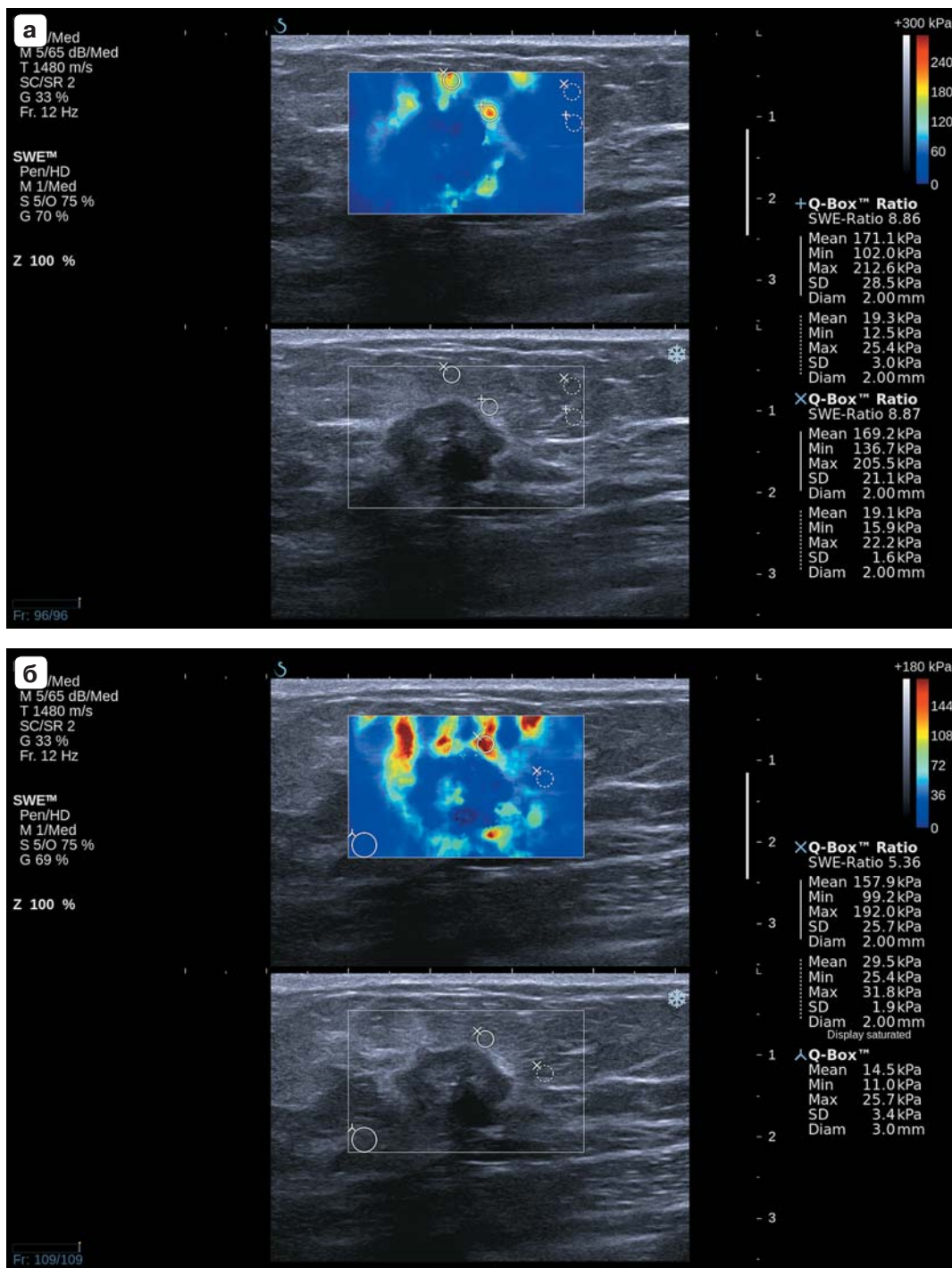


Рис. 9. Рак молочной железы. Двумерная эластография сдвиговой волной. Эластограммы при значениях шкалы жесткости 300 кПа (а) и 180 кПа (б).

$$E \approx 3G \approx 3\rho c_s^2 \quad (4).$$

Проведем вербальную аналогию с другими количественными параметрами. Например, врачи ультразвуковой диагностики, которые измеряют скорость кровотока при импульсно-волновой доплерографии и получают большие и меньшие значения, вербализуют это в понятия “быстрый кровоток” и “медленный кровоток”. По аналогии большие и меньшие значения модуля Юнга (или скорости сдвиговой волны) хочется сжать в рамки какого-то четкого термина, который бы коррелировал с получаемыми изменениями. Мы предлагаем термин “жесткость” (большая или меньшая), понимая, что он не может претендовать на роль идеального в используемом контексте. Но при повышении значений модуля Юнга или скорости сдвиговой волны жесткость повышается, при понижении – жесткость уменьшается. Гораздо легче, чем трактовать изменения при использовании той же “эластичности”. При повышении значений модуля Юнга или скорости сдвиговой волны эластичность понижается, а при понижении – повышается.

Терминологические проблемы ультразвуковой диагностики всем известны. У нас есть специальность, название которой зафиксировано во всех законодательных документах Министерства здравоохранения Российской Федерации. Это *ультразвуковая диагностика*. Специалисты, работающие по специальности “ультразвуковая диагностика”, называются *врачами ультразвуковой диагностики*. Но со всех сторон мы слышим то ультрасонография, то сонография, то эхоскопия... Использование кальки с английского неправомерно при зафиксированном названии специальности и метода.

Большой вклад вносят наши коллеги-клиницисты. Приведем пример. Как вы думаете, что такое ГГУСГ? Это гидрогастро-ультрасонография. Можно испугаться. Ультразвуковой эластографии эта проблема тоже коснулась. Например, калька с английского – соноэластография. А теперь несложно предположить, что наряду со сленговыми узистом, узиологом, сонологом, соноскопистом, доплерографистом и эхокардиографистом может появиться соноэластографист. Коллекция чудо-терминов

достаточно большая. Здесь приведены далеко не все.

Отдельно хочется остановиться на встречающихся в эластографической практике терминах “сдвигово-волновая эластография” и “импульсно-волновая эластография”. Применение этих терминов, вероятнее всего, обусловлено аналогией с импульсно-волновой доплерографией. Проведение точечной эластографии сдвиговой волной напоминает импульсно-волновую доплерографию. Мы устанавливаем контрольный объем в сосуд, заранее не зная, есть ли увеличение скорости кровотока в месте измерения. Также и с точечной эластографией сдвиговой волной. Мы устанавливаем зону интереса на какой-то участок (неизменная в В-режиме ткань или образование), заранее не зная, есть ли увеличение скорости сдвиговой волны (или модуля Юнга) в месте измерения. Иными словами, заранее не зная, есть ли повышение жесткости в месте измерения. При этом как цветовое доплеровское картирование помогает выбирать место максимальной скорости и проводить измерение с помощью импульсно-волновой доплерографии именно в нем, так и двумерная эластография сдвиговой волной демонстрирует участки с максимальной жесткостью, позволяя получать максимальные значения скорости сдвиговой волны (или модуля Юнга) в образовании или ткани. Наиболее целесообразно остановиться на принятом Рекомендациями *EFSUMB* в 2013 г. термине “точечная эластография сдвиговой волной” (*point shear wave elastography*). Еще один термин, который встречается в литературе применительно к данному виду исследования, – слепая эластография сдвиговой волной. Называть точечную эластографию сдвиговой волной (не транзиентную эластометрию, а *ARFI*-эластографию или *ElastPQ*) слепой методикой неправомерно, так как измерения проводятся под серошкальной навигацией.

С помощью эластографии сдвиговой волной мы получаем количественную информацию в виде цифровых значений модуля Юнга (абсолютная величина), скорости сдвиговой волны (абсолютная величина), соотношения значений модуля Юнга в двух сравниваемых зонах (относительная вели-

чина) и соотношения значений скорости сдвиговой волны в двух сравниваемых зонах (относительная величина). При проведении компрессионной эластографии мы можем получить только относительные показатели. Но в том и другом случаях используется термин “количественная эластография”. Однако в литературе термин “эластометрия” по аналогии с термином “доплерометрия” обозначает в первую очередь процесс получения абсолютных показателей (значений модуля Юнга и скорости сдвиговой волны), а во вторую – относительных, поэтому может употребляться только по отношению к эластографии сдвиговой волной.

Итак, терминологический раздел мы заканчиваем тем, что *ультразвуковой эластографией сдвиговой волной (точечной эластографией сдвиговой волной или двумерной (трехмерной) эластографией сдвиговой волной)*, входящей в раздел “*ультразвуковая диагностика*”, занимаются *врачи ультразвуковой диагностики*.

Модуль Юнга и скорость сдвиговой волны

Значения скорости сдвиговой волны можно переводить в значения модуля Юнга, применяя известную формулу:

$$E \approx 3\rho c_s^2 \text{ (Па)},$$

где E – модуль Юнга (Па), ρ – плотность ткани ($\approx 1000 \text{ кг/м}^3$), c_s – скорость сдвиговой волны (м/с).

С учетом того что мы используем единицу измерения кПа (1000 Па), формула приобретает вид:

$$E \approx 3c_s^2 \text{ (кПа)}.$$

При сравнении соотношения значений модуля Юнга в двух интересующих зонах (E_1/E_2) (SWE-ratio, индекс жесткости (эластичности)) и соотношения значений скорости сдвиговой волны в двух интересующих зонах (c_{s1}/c_{s2}) нужно учитывать, что эти индексы связаны друг с другом следующим образом:

$$E_1/E_2 = (c_{s1}/c_{s2})^2$$

или

$$c_{s1}/c_{s2} = \sqrt{E_1/E_2}.$$

При интерпретации этих параметров необходимо уточнить, какое именно соотно-

шение выдает тот или иной ультразвуковой сканер на экране (см. рис. 6, 7). На рис. 7 представлены примеры различного отображения количественной информации. На рис. 7а даны значения модуля Юнга, соотношение средних значений модуля Юнга в двух сравниваемых участках равно 4,58. На рис. 7б тот же пример, но даны значения скорости сдвиговой волны, соотношение средних значений скорости сдвиговой волны в двух сравниваемых участках равно 2,13, то есть квадратному корню из 4,58. На рис. 6 при любом представлении количественной информации (модуль Юнга (рис. 6а) или скорость сдвиговой волны (рис. 6б)) формат соотношения сохраняется. Это соотношение средних значений модуля Юнга в двух сравниваемых участках.

Области применения

На сегодняшний день ультразвуковая эластография сдвиговой волной (собственно, как и компрессионная эластография) широко используется в клинической практике, о чем свидетельствуют общие рекомендации *EFSUMB* 2013 г. по клиническому применению ультразвуковой эластографии (часть 2) [7]. Если посмотреть на рекомендации *WFUMB* 2015 г. по клиническому применению ультразвуковой эластографии, то они носят частный характер. Так, часть 2 [8] посвящена молочным железам, а часть 3 [9] (последняя на настоящий момент) – печени. (Напоминаем, что часть 1 и по версии *EFSUMB* 2013 г., и по версии *WFUMB* 2015 г. содержит описание базовых эластографических принципов [19, 20].)

В отечественной практике ультразвуковая эластография сдвиговой волной применяется в диагностике диффузных и очаговых заболеваний печени [13, 21], опухолей молочных желез [22], рака предстательной железы [6], объемных образований щитовидной железы [23], в гинекологии [24], травматологии [25], педиатрии [26].

Неослабевающий интерес к этой ультразвуковой методике демонстрируют многочисленные публикации (в том числе систематические обзоры с метаанализом [27–29]), число которых постоянно растет. Из наиболее интересных последних работ интраоперационная оценка жесткости головного мозга у пациентов с различными видами опухолей. В исследовании D. Chauvet et al.

[30], в которое вошли 63 пациента с менигиомами, глиомами низкой степени злокачественности, глиомами высокой степени злокачественности и метастазами, было показано достоверное различие жесткости опухолей и нормальной ткани.

В исследовании А. Athanasiou et al. [31] представлены предварительные результаты трехмерной эластографии сдвиговой волной в оценке объема образований и эффективности химиотерапии у пациенток с опухолями молочных желез.

В работе J.J. Zhang et al. [32] демонстрируются потенциальные возможности ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в оценке жесткости кавернозных тел полового члена. Описаны обратная корреляция значений модуля Юнга с возрастом и прямая корреляция – с уровнем тестостерона.

Конечно, в данном разделе приведены далеко не все существующие и потенциальные возможности эластографии сдвиговой волной. Такая цель не преследовалась. Но уже понятно, что мы имеем в руках еще один великолепный инструмент характеристики тканей, истинное место которого еще предстоит выяснить. То есть происходит то же самое, что десятилетия назад происходило с доплерографией, без которой невозможно себе представить современной ультразвуковой диагностики. На настоящий момент с определенностью можно сказать, что мультипараметрическое ультразвуковое исследование, которое мы до недавнего времени называли комплексным, пополнилось еще одной методикой – эластографией сдвиговой волной.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андреев В.Г., Крит Т.Б., Сапожников О.А. Стоячие сдвиговые волны в слоистых резиноподобных средах // Акустический журнал. 2010. Т. 56. № 5. С. 779–586.
2. Arani A., Da Rosa M., Ramsay E. et al. Incorporating endorectal MR elastography into multi-parametric MRI for prostate cancer imaging: Initial feasibility in volunteers // J. Magn. Reson. Imaging. 2013. V. 38. No. 5. P. 1251–1260.
3. Yoon J.H., Lee J.M., Woo H.S. et al. Staging of hepatic fibrosis: comparison of magnetic resonance elastography and shear wave elastography in the same individuals // Korean J. Radiol. 2013. V. 14. No. 2. P. 202–212.
4. Dyvorne H.A., Jajamovich G.H., Besa C. et al. Simultaneous measurement of hepatic and splenic stiffness using MR elastography: preliminary experience // Abdom. Imaging. 2015. V. 40. No. 4. P. 803–809.
5. Sahebjavaher R.S., Nir G., Honarvar M. et al. MR elastography of prostate cancer: quantitative comparison with histopathology and repeatability of methods // NMR Biomed. 2015. V. 28. No. 1. P. 124–139.
6. Митьков В.В., Васильева А.К., Митькова М.Д. Механические (упругие) свойства предстательной железы при эластографии сдвиговой волны // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2012. № 6. С. 16–25.
7. Cosgrove D., Piscaglia F., Bamber J. et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications // Ultraschall Med. 2013. V. 34. No. 3. P. 238–253.
8. Barr R.G., Nakashima K., Amy D. et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 2: Breast // Ultrasound Med. Biol. 2015. V. 41. No. 5. P. 1148–1160.
9. Ferraioli G., Filice C., Castera L. et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 3: Liver // Ultrasound Med. Biol. 2015. V. 41. No. 5. P. 1161–1179.
10. Bai M., Du L., Gu J. et al. Virtual touch tissue quantification using acoustic radiation force impulse technology: initial clinical experience with solid breast masses // J. Ultrasound Med. 2012. V. 31. No. 2. P. 289–294.
11. Balleyguier C., Ciolovan L., Ammari S. et al. Breast elastography: the technical process and its applications // Diagn. Interv. Imaging. 2013. V. 94. No. 5. P. 503–513.
12. D’Onofrio M., Crosara S., Canestrini S. et al. Virtual analysis of pancreatic cystic lesion fluid content by ultrasound acoustic radiation force impulse quantification // J. Ultrasound Med. 2013. V. 32. No. 4. P. 647–651.
13. Вишленкова Е.А., Синокова Г.Т., Данзанова Т.Ю. Ультразвуковая эластометрия и эластография у пациентов с метастазами колоректального рака в печени на фоне химиотерапии перед операцией и в удаленном макропрепарате // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2014. № 4. С. 25–39.
14. Sporea I., Bota S., Gradinaru-Tascau O. et al. Comparative study between two point Shear Wave Elastographic techniques: Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) elastography and ElastPQ // Med. Ultrason. 2014. V. 16. No. 4. P. 309–314.
15. Barr R.G., Memo R., Schaub C.R. Shear wave ultrasound elastography of the prostate: initial results // Ultrasound Q. 2012. V. 28. No. 1. P. 13–20.
16. Sporea I., Bota S., Jurchis A. et al. Acoustic radiation force impulse and supersonic shear imaging versus transient elastography for liver fibrosis assessment // Ultrasound Med. Biol. 2013. V. 39. No. 11. P. 1933–1941.
17. Плотность // Физический энциклопедический словарь. Режим доступа: // http://dic.academic.ru/dic.nsf/enc_physics/2006/%D0%9F%D0%9B%D0%9E%D0%A2%D0%9D%D0%9E%D0%A1

- %D0%A2%D0%AC, свободный. Загл. с экрана. 20.10.2012.
18. Wells P.N.T., Liang H.D. Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity // J. R. Soc. Interface. 2011. V. 8. P. 1521–1549.
 19. Bamber J., Cosgrove D., Dietrich C.F. et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology // Ultraschall Med. 2013. V. 34. No. 2. P. 169–184.
 20. Shiina T., Nightingale K.R., Palmeri M.L. et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 1: Basic Principles and Terminology // Ultrasound Med. Biol. 2015. V. 41. No. 5. P. 1126–1147.
 21. Диомидова В.Н., Петрова О.В. Сравнительный анализ результатов эластографии сдвиговой волной и транзитной эластографии в диагностике диффузных заболеваний печени // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2013. № 5. С. 17–23.
 22. Митьков В.В., Чубарова К.А., Заболотская Н.В., Митькова М.Д. Возможности эластографии сдвиговой волной в дифференциальной диагностике очаговой формы злокачественных и доброкачественных опухолей молочных желез // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2013. № 6. С. 27–39.
 23. Сенча А.Н., Могутов М.С., Патрунов Ю.Н. и др. Количественные и качественные показатели ультразвуковой эластографии в диагностике рака щитовидной железы // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2013. № 5. С. 85–98.
 24. Митьков В.В., Хуако С.А., Саркисов С.Э., Митькова М.Д. Возможности эластографии и эластометрии сдвиговой волны в диагностике аденомиоза // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2011. № 6. С. 22–31.
 25. Салтыкова В.Г., Бурмакова Г.М., Митьков В.В. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной в диагностике кальцифицирующего тендинита плечевого сустава // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2013. № 6. С. 78–92.
 26. Феоктистова Е.В., Пыков М.И., Амосова А.А., Тарасов М.А., Дубровин М.М. Применение ARFI-эластографии для оценки жесткости печени у детей различных возрастных групп // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2013. № 6. С. 46–55.
 27. Chen L., He J., Liu G. et al. Diagnostic performances of shear-wave elastography for identification of malignant breast lesions: a meta-analysis // Jpn. J. Radiol. 2014. V. 32. No. 10. P. 592–599.
 28. Lin P., Chen M., Liu B. et al. Diagnostic performance of shear wave elastography in the identification of malignant thyroid nodules: a meta-analysis // Eur. Radiol. 2014. V. 24. No. 11. P. 2729–2738.
 29. Nierhoff J., Chavez Ortiz A.A., Herrmann E. et al. The efficiency of acoustic radiation force impulse imaging for the staging of liver fibrosis: a meta-analysis // Eur. Radiol. 2013. V. 23. No. 11. P. 3040–3053.
 30. Chauvet D., Imbault M., Capelle L. et al. In Vivo Measurement of Brain Tumor Elasticity Using Intraoperative Shear Wave Elastography // Ultraschall Med. 2015. Apr 15. [Epub ahead of print] Режим доступа: <https://www.thieme-connect.com/DOI/DOI?10.1055/s-0034-1399152>
 31. Athanasiou A., Latorre-Ossa H., Criton A. et al. Feasibility of Imaging and Treatment Monitoring of Breast Lesions with Three-Dimensional Shear Wave Elastography // Ultraschall Med. 2015. Mar 15. [Epub ahead of print] Режим доступа: <https://www.thieme-connect.com/DOI/DOI?10.1055/s-0034-1398980>
 32. Zhang J.J., Qiao X.H., Gao F. et al. A new method of measuring the stiffness of corpus cavernosum penis with ShearWave™ Elastography // Br. J. Radiol. 2015. V. 88. No. 1048. P. 20140671.

Ultrasound Shear Wave Elastography

V.V. Mitkov, M.D. Mitkova

Russian Medical Academy of Postgraduate Education, Moscow

V.V. Mitkov – M.D., Ph.D., Professor, Director, Diagnostic Ultrasound Division, Russian Medical Academy of Postgraduate Education. M.D. Mitkova – M.D., Ph.D., Associate Professor, Diagnostic Ultrasound Division, Russian Medical Academy of Postgraduate Education.

Practical use of ultrasound shear wave elastography is discussed in the article. Advantages and limitations of point shear wave elastography and two-dimensional shear-wave speed imaging are presented. Description of quantitative values (shear wave speed (m/s) and Young's modulus (kPa)) and their reciprocal relationship are shown. Comparative analysis of magnetic resonance and ultrasound shear wave elastography results is presented. Elastographic terminology is discussed. Current value and potential advantages of shear wave elastography within multiparametric ultrasound are shown as well.

Key words: multiparametric ultrasound, ultrasound shear wave elastography, point shear wave elastography, Young's modulus, and shear wave velocity.