

Ультразвуковая эластография молочных желез

А.Н. Кориченский,
Т.М. Бабкина, В.Е. Медведев

Национальная медицинская академия
последипломного образования
им. П.Л. Шупика

Оценка тканей молочной железы (МЖ) осуществляется различными лучевыми модальностями: рентгеновской маммографией, МРТ, КТ, УЗД. Ультразвуковая диагностика является одним из наиболее распространенных методов визуализации [2]. В-режим высокого разрешения и доплерография позволяют с высокой чувствительностью и специфичностью оценить визуальные изменения структуры молочных желез. Патологические процессы в МЖ сопровождаются изменениями свойств тканей еще до появления очаговых образований [7]. Злокачественные очаги МЖ обычно жестче, чем доброкачественные образования и нормальные ткани [4, 12, 13, 18, 22]. Кроме того, ряд злокачественных процессов МЖ провоцирует десмопластическую реакцию в окружающих мягких тканях с повышением перифокальной жесткости [14, 22]. В связи с этим, поиск новых технических решений для оценки эластичности, привел к появлению семейства методик ультразвуковой эластографии (ЭГ) [5, 9, 26], которые расширяют диагностические возможности УЗИ МЖ [8].

Целью статьи является анализ литературных источников по методикам ультразвуковой ЭГ МЖ.

Общие принципы ЭГ. Выделяют два основных варианта ЭГ: компрессионную (КЭГ) и сдвиговолновую (ЭСВ). При КЭГ деформация тканей происходит в направлении распространения ультразвукового луча [9, 12]. Деформация создается оператором путем периодической механической компрессии датчиком подлежащих тканей, или анализируются механические деформации, возникающие вследствие физиологических процессов у пациента: сердцебиения, мышечных сокращений, дыхания [9].

Математическим представлением способности тел упруго деформироваться при приложении к ним силы является модуль упругости: $E = \sigma / \varepsilon$, где E - упругость, σ - напряжение (stress), вызываемое приложенной силой, ε - деформация (strain), вызванная напряжением

[5,9]. На практике деформация (стрейн) является разницей передне-задних размеров выделенных участков до и после компрессии. Так как напряжение зависит от оператора, то проводится сравнительный анализ деформации патологического образования и нормальных тканей, расположенных в одной зоне интереса (рис.1).

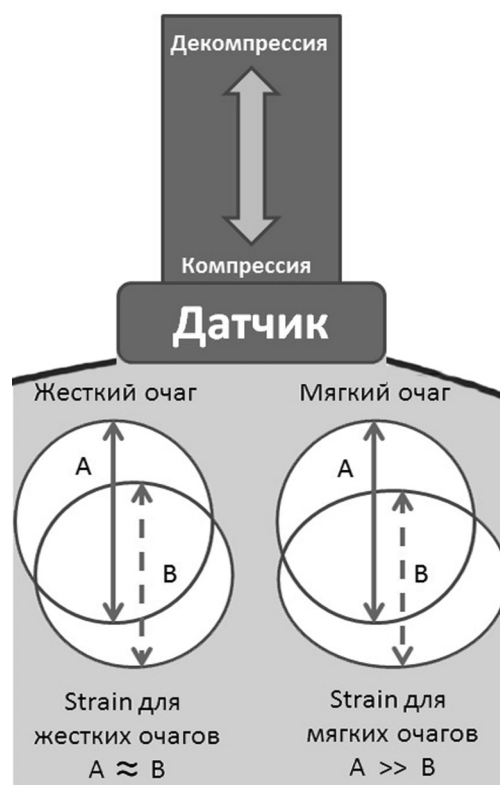


Рис. 1. Схема КЭГ.

ЭСВ основана на измерении скорости распространения сдвиговой волны, которая распространяется перпендикулярно основному ультразвуковому лучу (рис.2). Напряжение в тканях создается серией продольных акустических импульсов с формированием фронта сдвиговой волны, определяется скорость распространения возникающей волны сдвига (см/с) и рассчитывается величина жесткости тканей (кПа) [9, 18, 26]. Исходя из формулы модуля Юнга $E=3\rho C^2$ (где

E – жесткость тканей, ρ – плотность вещества, C – скорость волны сдвига в тканях) жесткость тканей прямо пропорциональна скорости распространения волны сдвига в тканях.

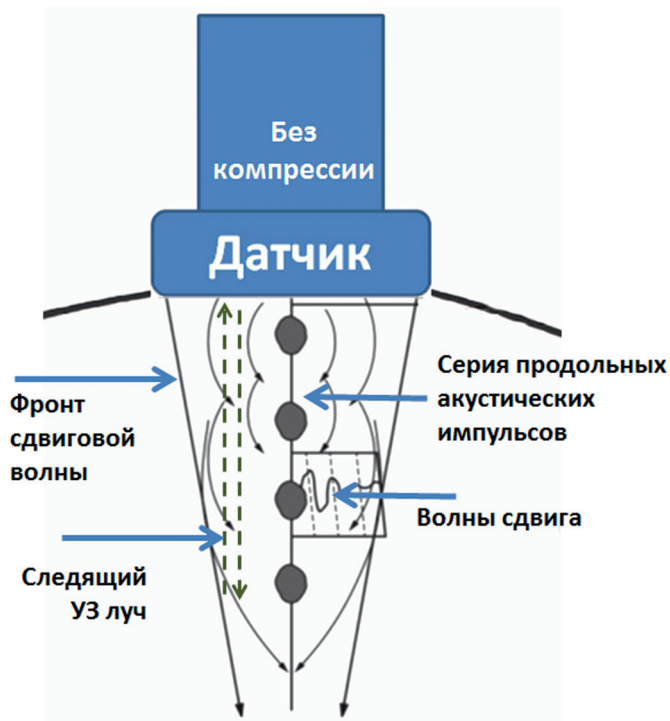


Рис. 2. Схема ЭСВ.

Данные о жесткости тканей преобразуются в эластограмму и накладываются на стандартное серошкальное изображение. Принято, что при КЭГ жесткие ткани картируются темно синими цветами, а мягкие - в красно-зеленой палитре. При ЭСВ жесткие ткани кодируются красными цветами, а мягкие – синими [26]. Но выбор цветовой палитры у каждой фирмы произволен и, кроме того, возможна инверсия цветов оператором [5].

Качественный анализ эластограмм. Для систематизации визуальных феноменов КЭГ

предложены классификации очагов МЖ [12, 17, 20, 22]. Наиболее распространена балльная оценка очагов МЖ Itoh [22]. На основании визуальной оценки степени деформации очага и окружающих тканей МЖ выделили 5 типов эластограмм и присвоили им соответствующие баллы. Чем выше балл очага по шкале Itoh, тем выше риск малигнизации. Первые 3 типа эластограмм относятся к доброкачественным образованиям, 4 и 5 – к злокачественным. Отдельно выделяют трехслойный сине-зелено-красный тип, характерный для кист (рис. 3) [22]. Предложен еще ряд классификаций компрессионных эластограмм МЖ, но, по сути, они являются модификациями балльной шкалы Itoh [12, 17].

Предложена классификация, основанная на оценке отличия эластограмм тканей при компрессии и декомпрессии (рис. 4) [20]: 1 балл – образования, которые имеют тот же цветовой состав, что и прилежащие окружающие ткани МЖ; 2 балла – очаги, у которых после декомпрессии более 50% площади окрашивались в «мягкие» цвета; 3 балла – очаги, у которых после декомпрессии изменение цвета было в диапазоне 10-50 % площади; 4 балла – очаги, без существенного изменения цвета в процессе компрессии и декомпрессии.

Использование балльной системы оценки очагов показало хорошие результаты для дифференцирования доброкачественных и злокачественных новообразований у пациенток с плотными МЖ (рис. 5). Специфичность КЭГ очаговых образований у этой категории пациенток достигает 95,7 %, а процент ложноположительных результатов 4,3 %, что ниже по сравнению с другими методами. Авторы показали преимущество КЭГ МЖ по сравнению со стандартным УЗИ: точность 88,2 %, в В-режиме – 72,6 %, а положительный прогностический показатель 87,1 % и 52,5 % соответ-

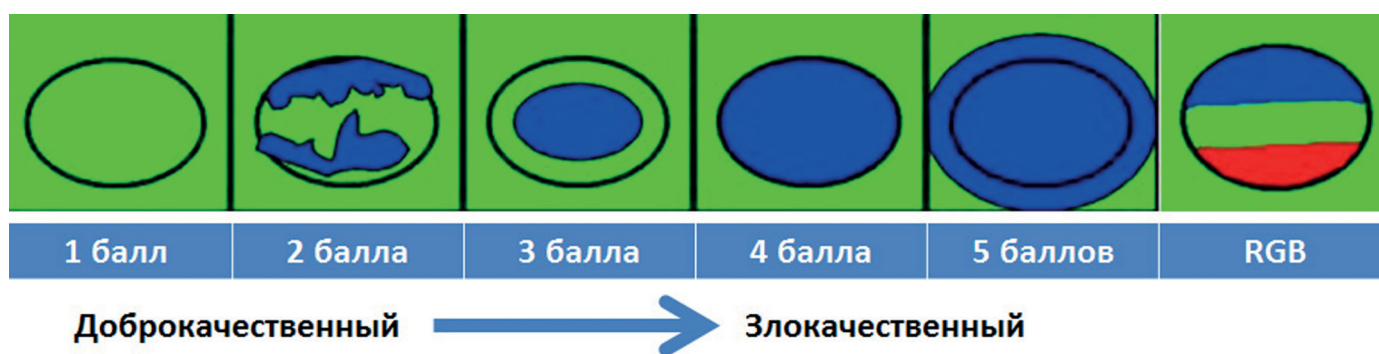


Рис. 3. Классификация очагов МЖ при КЭГ Itoh [22].



Рис. 4. Классификация очаговых образований МЖ по изменению цветовой палитры во время компрессии и декомпрессии тканей [20].

ственно, в то время, когда чувствительность, отрицательный прогностический показатель и уровень ложноотрицательных результатов не отличались. Отмечено, что наибольший процент ложноотрицательных результатов получен в случаях начальной стадии развития протоковой карциномы и инвазивного рака с большой центральной зоной некроза. Сочетание КЭГ и стандартного УЗИ МЖ обеспечивает высокую чувствительность (89,7 %), точность (93,9 %), специфичность (98,7 %), положительное прогностическое значение (89,7 %) и уменьшение количества ложноотрицательных результатов (9,2 %) [29]. Непальпируемые злокачественные образования МЖ при КЭГ в 80 % случаев характеризуются 4- и 5-балльными типами эластограмм [3].

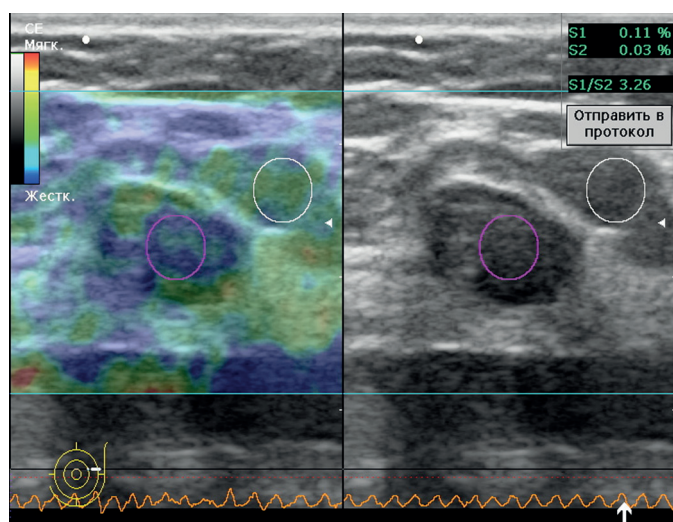


Рис. 5. КЭГ. Фиброаденома МЖ: 2 балла по шкале Itoh, коэффициент деформации 3,26 по отношению к премаммарной жировой ткани.

При ЭСВ эластограммы строятся на основании анализа скорости распространения волны сдвига в тканях МЖ и вычисления величины жесткости тканей. Злокачественные и доброкачественные образования МЖ имеют существенные эластографические отличия (рис.6).

Характерной особенностью паттерна при злокачественном процессе является выраженная цветовая гетерогенность, включающая «жесткие» красно-оранжевые цвета и непрокрашиваемые участки опухолей, куда не проникают сдвиговые волны (рис.7) [5, 10, 23]. Участки высокой жесткости, чаще выявляются веерообразно (81,0%), кпереди (9,5 %) и в проекции (9,5 %) образования [8]. Подобные эластограммы возможны и при некоторых доброкачественных процессах, сопровождающихся фиброзно-склеротическими изменениями: стромальном фиброзе, фиброэпителиальной болезни, некоторых фиброаденомах. Это может вести к ложноположительным результатам при ЭСВ [23, 24].

Для доброкачественных образований МЖ характерно гомогенное монохромное голубое окрашивание очага [5, 12, 23]. Подобный паттерн встречается в большинстве случаев фиброаденом, 30 % случаев фиброэпителиальной болезни, аденозах (рис. 8) [23]. В простых кистах сдвиговые волны не возникают, поэтому центральная зона кисты остается непрокрашенной. Но вместе с тем, комплексные кисты с густым содержимым и мелкие кисты могут прокрашиваться в синих «мягких» тонах. Феномен колоризации кист является эластографическим артефактом и не отражает механические свойства тканей [1].

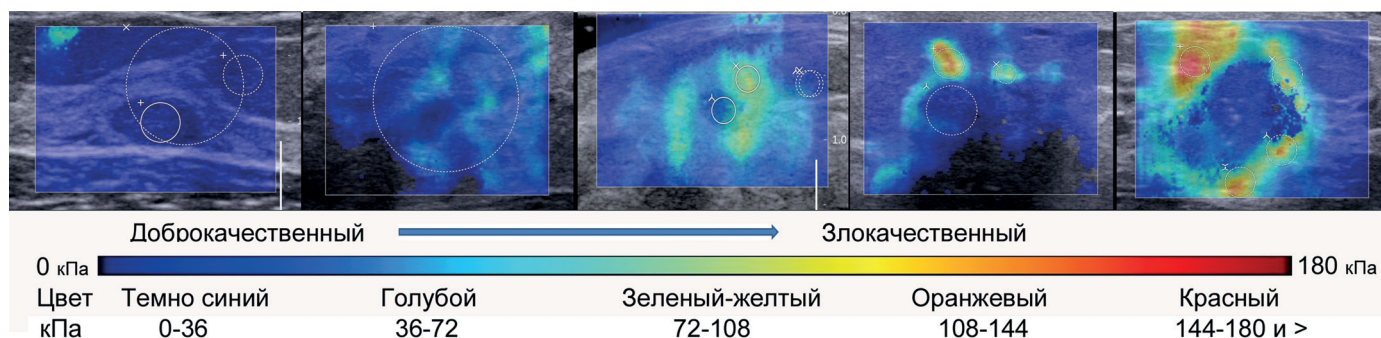


Рис. 6. ЭСВ.

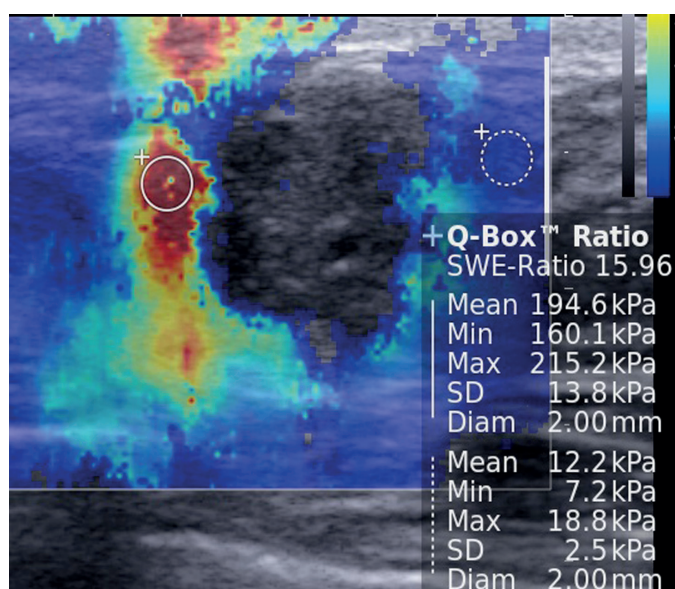


Рис. 7. ЭСВ. Протоковая карцинома. Жесткость перинодальных тканей до 215 кПа.

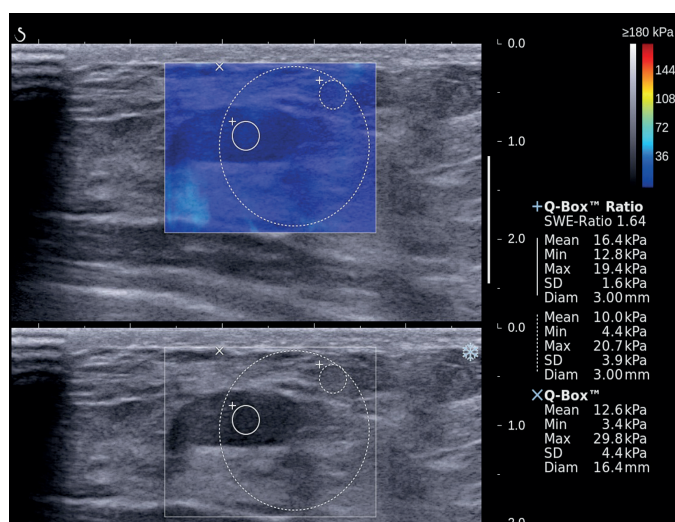


Рис. 8. Типичная фиброаденома. Жесткость очага – 16 кПа.

В 9 % случаев встречаются «мягкие раки» МЖ (рис. 9), при которых нет «жестких» цветов (например, муцинозный рак) [16], но до

80% из них – высокодифференцированные [23]. Также авторы указывают, что голубой паттерн с бирюзовым ободком, соответствующий умеренной жесткости, определяется в 17 % случаев фиброэпителиальной болезни и у 10 % фиброаденом (рис. 10) [23].

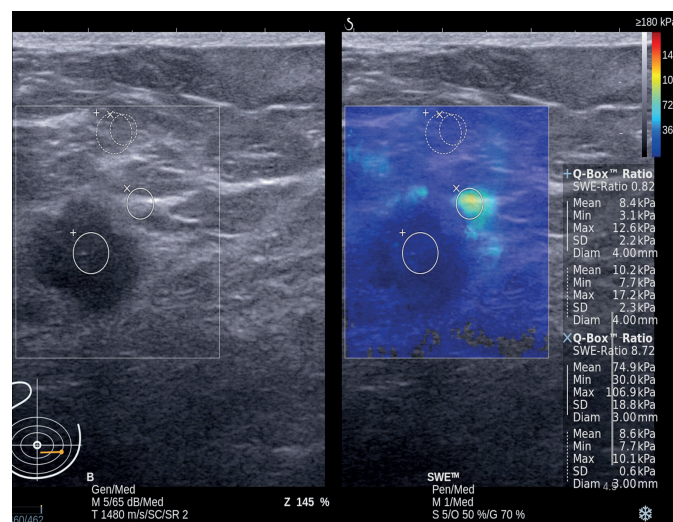


Рис. 9. Протоковая карцинома у пациентки 84 лет. Очаг мягкий, средняя жесткость очага 8,4 кПа, что нетипично для злокачественных образований. Перинодально участки с жесткостью до 100 кПа.

Размеры очага. Инвазивные раки МЖ провоцируют формирование перинодальной десмопластической реакции с повышенной жесткостью тканей [7, 20]. Частично зона десмопластической реакции соответствует экзогенному ободку (галю), который можно визуализировать в серошкальном режиме (рис. 11) [14, 19]. На КЭГ размеры очага будут отличаться от размеров в В-режиме, это явление соответствует 5-балльному образованию по шкале Itoh (рис. 12) [22]. При оценке разницы ЭГ и серошкальных размеров новообразований чувствительность и специфич-

ность достигают 98,6% и 87,4% соответственно [13]. В такой ситуации при ЭСВ вокруг очага определяются участки покрашенные в яркие желто-красные тона [10, 19, 23].

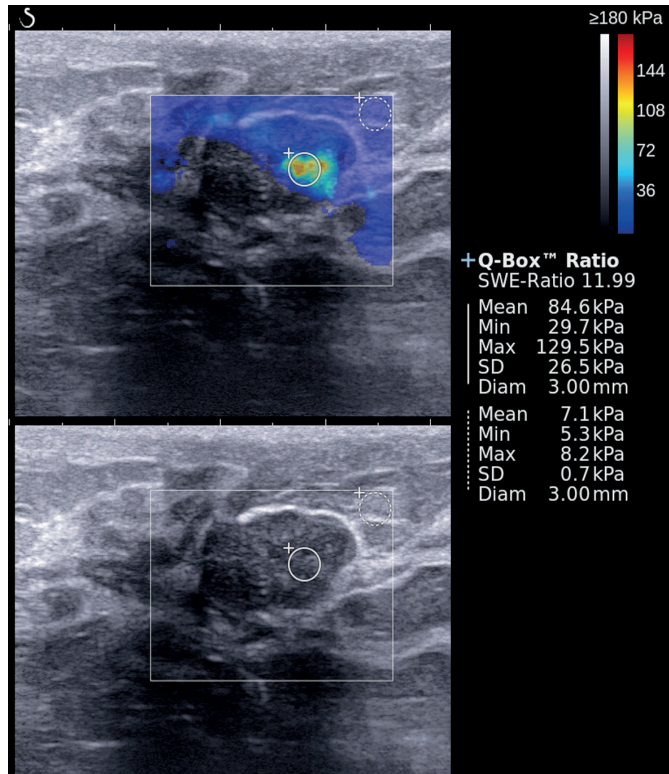


Рис. 10. «Нетипичная» фиброаденома у пациентки 27 лет. Определяются участки высокой жесткости до 126 кПа.

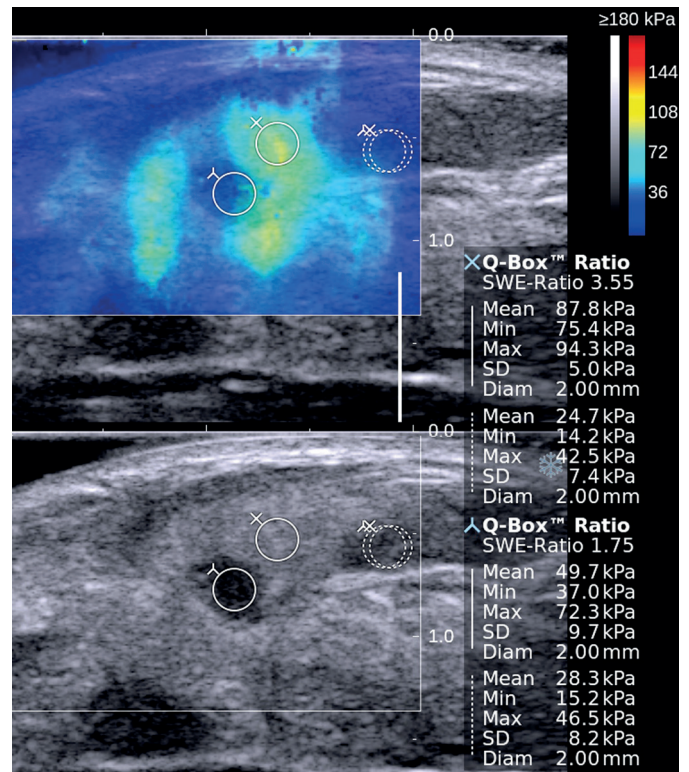


Рис. 11. Протоковая карцинома 4х5мм имеет со средней жесткостью 40 кПа, жесткость перинодального гиперэхогенного ободка до 87 кПа (максимальная до 94 кПа).

Коэффициент деформации КЭГ. Используя КЭГ, провести прямой количественный анализ жесткости тканей МЖ невозможно. Поэтому

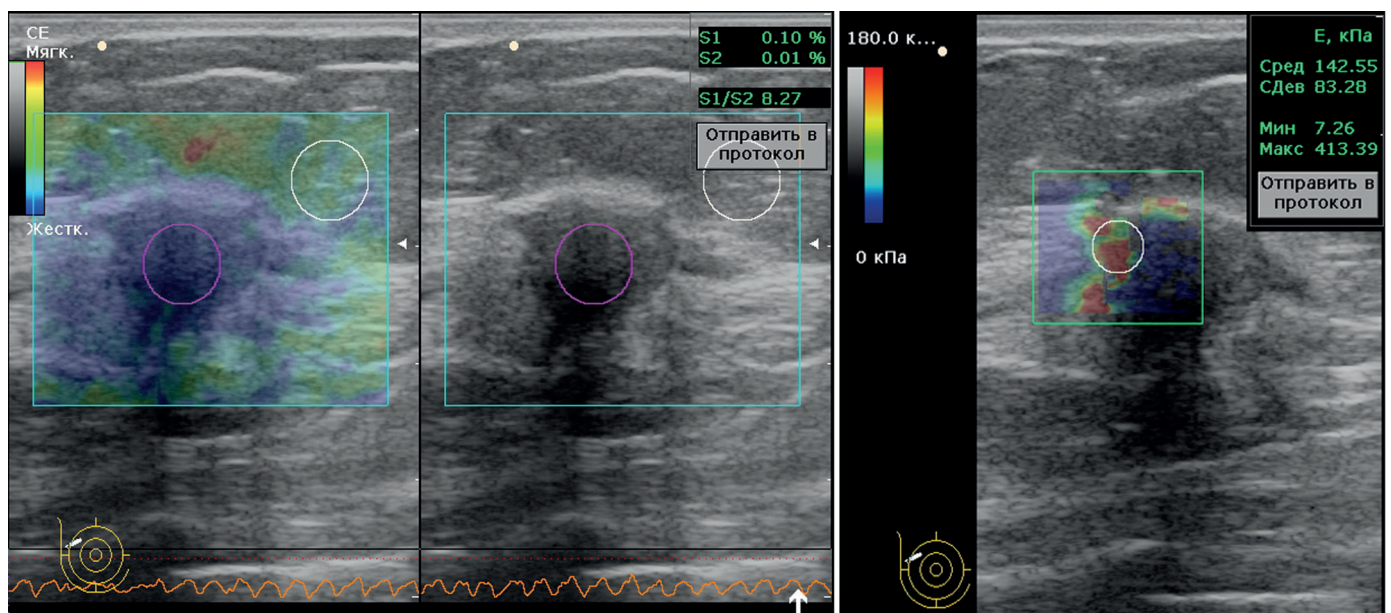


Рис. 12. Пациентка С., рак МЖ. а) КЭГ: очаг соответствует 5 баллам по шкале Itoh, эластографические размеры очага больше таковых в В-режиме, коэффициент деформации 8.27. б) ЭСВ: перинодально определяются участки высокой жесткости до 142 кПа.

применяется полуколичественный метод с вычислением коэффициента деформации тканей (КД) [9, 12, 21, 28], определяющий степень деформации очага по отношению к деформации неизменной фиброзножелезистой [17, 29] или жировой [18, 21, 22] ткани МЖ и отражает относительную жесткость новообразований (рис. 12).

КД злокачественных очагов МЖ выше, чем доброкачественных. Средние значения КД при раках близки 11,0, тогда как для доброкачественных образований – 4,4 [21]. Но значения КД для добро- и злокачественных очагов пересекаются и могут колеблется от 1,89 до 45,5 в зависимости от особенностей гистологической структуры [2, 11]. А при неинфильтрирующем раке и при доброкачественных образованиях различия КД не достоверны [21].

Точность и специфичность коэффициента деформации при дифференцировке очаговых образований МЖ прямо зависит от порогового значения этого параметра. При пороговом значении КД 3.52 чувствительность и специфичность была 80 % и 93 %, при этом для цветовой КЭГ 80 % и 95 %, а для В-режима 87,5 % и 72,6 % соответственно [28].

Значение коэффициента деформации выше 4,3 характерно для злокачественных заболеваний, ниже 4,3 – для доброкачественных заболеваний, при этом чувствительность была 83,1 %, специфичность 94 %, точность 90,8 % [11].

Для непальпируемых образований МЖ целесообразнее использовать пороговое значение КД 2,2, что увеличивает чувствительность метода с 63 % до 81 %, при неизбежном снижении специфичности с 94 % до 79 % [2].

КД существенно не повышает дифференциально-диагностические возможности КЭГ [21, 28]. Более чем в половине случаев данные КЭ при первичной и дифференциальной диагностике очагов МЖ носят неопределенный характер [6].

Количественная оценка тканей ЭСВ. Технология позволяет провести точную оценку состояния тканей МЖ в килопаскалях (кПа). В исследованиях *in vivo* показано, что при низких значениях жесткости (14 кПа) погрешность может быть до 8 %, а при высоких (105 кПа) – около 1 %. При этом разрешающая способность ЭСВ для измерения жесткости мягких тканей МЖ в пределах 1,0-1,3 мм для аксиального измерения и 1,1-1,2 мм для латерального.

Показано, что жесткость злокачественных образований МЖ выше, чем доброкачественных [8, 10, 14, 18, 23] (рис.12).

Жесткость опухолей МЖ зависит от гистологического типа (таблица) [14, 16]. Если для злокачественных очагов характерна высокая жесткость, то поражения с высоким риском малигнизации были немного жестче, чем распространенные доброкачественные образования, но, как правило, мягче, чем протоковая карцинома *in situ* [14].

Жесткости новообразований МЖ [14].

Очаговое образование	Жесткость, кПа
Протоковая карцинома <i>in situ</i>	126 (71 ± 180)
Инвазивные карциномы	180 (138 ± 180)
Другие злокачественные опухоли	170 (54 ± 180)
Липомы	14 (8 ± 15)
Фиброзно-кистозная болезнь	32 (24 ± 94)
Стромальных фиброз	36 (22 ± 102)
Фиброаденомы	45 (30 ± 79)
Фиброэпителиальная болезнь	68 (29 ± 170)
Атипичная протоковая дисплазия / дольковая карцинома <i>in situ</i>	82 (42 ± 132)
Папилломы	100 (41 ± 176)
Радиальные рубцы	104 (29 ± 180)
Жировой некроз	85 (29 ± 140)
Абсцессы	133 (87 ± 180)

В эксперименте показана зависимость жесткости раковой опухоли от ее размеров. Обнаружено устойчивое повышение жесткости опухоли по мере ее роста с темпом 8,8 кПа в неделю. Определено, что жесткость опухолей зависит от соотношения трех основных компонентов опухоли: зоны некроза, клеточного состава и фиброзных компонентов [15].

Точность ЭСВ в дифференциальной диагностике очаговых образований МЖ прямо зависит от порогового значения жесткости тканей, который принимается для дифференцировки добро- и злокачественных процессов [16, 25]. При пороговом значении жесткости очага 50 кПа максимальная диагностическая точность (комбинация чувствительности и специфичности для рака) была 84 %. При понижении порогового значения жесткости до 42 кПа чувствительность повышалась до 86,7 %, а специфичность 97,6 % [25].

Существует довольно большой разброс значений жесткости очагов МЖ, при этом доброкачественные образования, например, сегментарные рубцы, жировой некроз, некоторые случаи фиброэпителиальной болезни, нетипичные фиброаденомы, могут иметь жесткость выше 50 кПа. Но такие образования классифицируются по стандарту US BI-RADS как 4 или 5 категории и требуют обязательной морфологической верификации (рис. 13) [19].

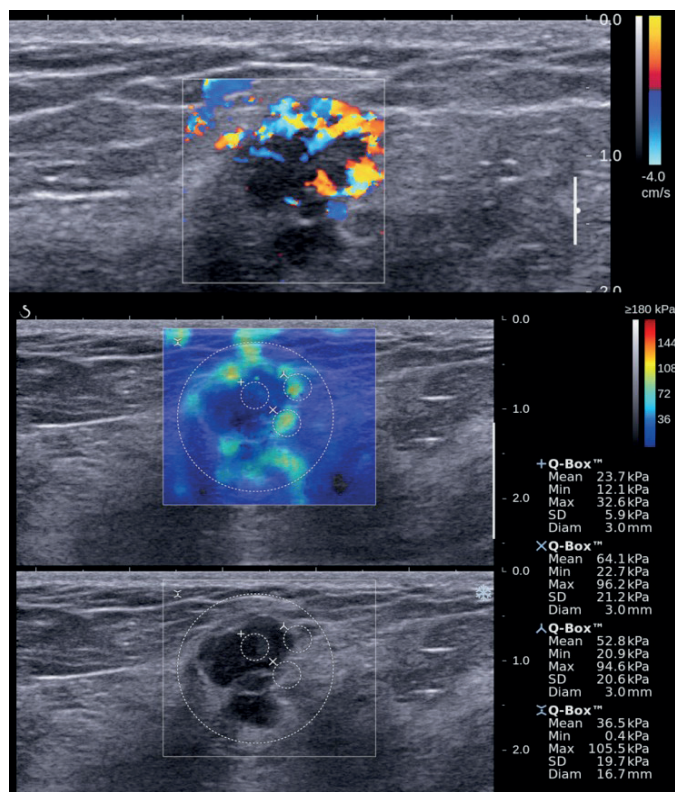


Рис. 13. ЭСВ. «Нетипичная» фиброаденома. Умеренное повышение жесткости перинодальных тканей: средняя жесткость 50-60 кПа, максимальная до 96 кПа.

В качестве еще одного количественного параметра оценки опухолей МЖ может использоваться коэффициент жесткости (SWEratio), который является отношением жесткости очага к неизменной жировой ткани МЖ [8, 14, 16]. Отмечены достоверные различия при сравнении значений коэффициента жесткости раков 8,9 (5,4–30,5) и фиброаденом 1,8 (0,6–12,0) [8].

Комплексный протокол УЗИ. Протокол исследования МЖ включает в себя все технологии [27]. УЗИ в В-режиме является базовым и направлено на оценку состояния диффузных изменений фиброзно-железистой ткани, жировой

клетчатки, протоков и регионарных лимфатических узлов. При выявлении очаговых изменений проводится доплерография узловых образований и окружающих тканей. Завершающим компонентом исследования является ЭГ. В последнюю редакцию стандарта BI-RADS уже включены данные КЭГ и ЭСВ [27]. Описание очаговых изменений в соответствии с критериями US BI-RADS повышает специфичность и точность дифференциальной диагностики заболеваний МЖ [8, 14, 27]. При наличии подозрений или рисков злокачественных изменений проводится пункционная биопсия под ультразвуковым контролем [27].

Выводы

ЭСВ является количественной методикой, что обеспечивает более точную пространственную оценку жесткости тканей. Метод менее зависим от оператора, однако имеет определенные недостатки, в частности, невозможность определить скорость сдвиговой волны в сверхжестких опухолях. В этом случае КЭГ продемонстрировала большую чувствительность. Учитывая, что эти две методики могут дополнять друг друга, они должны быть объединены, для компенсации своих недостатков.

Литература

1. Динник О. Б. Ультразвукова еластографія: теорія і практика створення навчального тренажера / О. Б. Динник, М. М. Жайворонок, Н. М. Кобиляк [та ін.] // Променева діагностика, променева терапія. – 2014. – № 3. – С. 42-53.
2. Заболотская Н. В. Новые технологии в ультразвуковой маммографии / Заболотская Н. В., Заболотский В. С. – М.: ООО Фирма «Стром», 2010. – 256 с.
3. Заец М. В. Возможности соноэластографии в комплексной диагностике непальпируемых злокачественных образований молочной железы / М. В. Заец // Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии. – 2012. – Вып. 12. – Режим доступа: http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v12/papers/zaets_v12.htm
4. Зубарев А. В. Эластография – новый метод поиска рака различных локализаций / А. В. Зубарев, В. Е. Гажонова, Е. А. Хохлова [и др.] // Радиология-практика. – 2008. – №6. – С. 6-18.

5. Зыкин Б. И. Эластография: анатомия метода / Б. И. Зыкин, Н. А. Постнова, М. Е. Медведев // Променева диагностика, променева терапия. – 2012. – № 2-3. – С. 107-113.
6. Кабин Ю. В. Новые технологии ультразвукового исследования в диагностике рака молочной и щитовидной желез: автореф. дисс. на соиск. науч. степени канд. мед. наук : спец. 14.01.13 «Лучевая диагностика, лучевая терапия» / Юрий Вячеславович Кабин. – Обнинск, 2013. – 16 с.
7. Коган И. Ю. Гиперпластические процессы в молочных железах у женщин (патогенез, диагностика и прогнозирование течения): дисс. доктора мед. наук: спец. 14.00.01 «Акушерство и гинекология» / Игорь Юрьевич Коган. – Санкт-Петербург, 2008. – 323 с.
8. Митьков В. В. Информативность ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в диагностике рака молочной железы / В. В. Митьков, К. А. Чубарова, Н. В. Заболотская [и др.] // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2014. – № 4. – С. 15-24
9. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы: режимы, методы и технологии / Л. В. Осипов – М: ООО КПФ «ИзоМед», 2011. – 316 с.
10. Постнова Н. А. Возможности эластографии сдвиговой волной в дифференциальной диагностике изменений молочных желез / Н. А. Постнова, А. Ю. Васильев // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2013. – № 5. – С. 60-71.
11. Рожкова Н. И. Возможности соноэластографии в уточняющей диагностике злокачественных заболеваний молочной железы / Н. И. Рожкова, А. В. Зубарев, Т. В. Шерстнева, Е. А. Хохлова // Вестник Российского научного центра рентгенодиагностики. – 2011. – Вып. 11. Режим доступа: http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v11/papers/khokh_v11.htm
12. Хохлова Е. А. Возможности ультразвуковой эластографии в комплексной диагностике заболеваний молочной железы: дисс. кандидата мед. наук: спец. 14.01.13 «Лучевая диагностика, лучевая терапия» / Елена Алексеевна Хохлова. – Москва, 2010. – 99 с.: ил.
13. Barr R.G. Evaluation of breast lesions using sonographic elasticity imaging: a multicenter trial / R. G. Barr, S. Destounis, L. B. Lackey [et al.] // J Ultrasound Med. – 2012. – № 31(2). – P. 281-287.
14. Berg W. A. Shear-wave elastography improves the specificity of breast US the BE1 multinational study of 939 masses / W. A. Berg, D. O. Cosgrove, C. J. Doré [et al.] // Radiology. – 2012. – № 262. – P. 435-449.
15. Chamming's F. Shear wave elastography of tumour growth in a human breast cancer model with pathological correlation / F. Chamming's, H. Latorre-Ossa, M. A. Le Frère-Belda [et al.] // Eur Radiol. – 2013. – № 23. – P. 2079-2086.
16. Chang J. M. Clinical application of shear wave elastography (SWE) in the diagnosis of benign and malignant breast diseases / J. M. Chang, W. K. Moon, N. Cho [et al.] // Breast Cancer Res Treat. – 2011. – № 129. – P. 89-97.
17. Cho N. Sonoelastographic strain index for differentiation of benign and malignant non palpable breast masses / N Cho, WK Moon, HY Kim [et al.] // J Ultrasound Med. – 2010. – № 29. – P. 157.
18. Cosgrove D. O. Shear wave elastography for breast masses is highly reproducible / D. O. Cosgrove, W. A. Berg, C. J. Doré [et al.] // Eur Radiol. – 2012. – № 22. – P. 1023-1032.
19. Evans A. Differentiating benign from malignant solid breast masses: value of shear wave elastography according to lesion stiffness combined with greyscale ultrasound according to BI-RADS classification / A. Evans, P. Whelehan, K. Thomson [et al.] // British Journal of Cancer. – 2012. – № 107. – P. 224-229
20. Fleury E. New elastographic classification of breast lesions during and after compression / E. Fleury, S. Piato, D. Roveda // Diagn Interv Radiol. – 2009. – № 15. – P. 96-103.
21. Ikeda K. A role for elastography in the diagnosis of breast lesions by measuring the maximum fat lesion ratio (max-FLR) by tissue Doppler imaging / K. Ikeda, Y. Ogawa, M. Takii [et al.] // Breast Cancer. – 2012. – № 19. – P. 71-76.
22. Itoh A. Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis / A. Itoh, E. Ueno, E. Tohno [et al.] // Radiology. – 2006. – № 239. – P. 341-350.
23. Mendelson E. B. Shear wave elastography patterns of common benign and malignant breast lesions with histopathologic correlation [abstr.] / E. B. Mendelson, V. V. Wear, L. Arnold, I. Karst. // In: Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting Program. Oak Brook, Ill: Radiological Society of North America. – 2010. – P. 344.
24. Olgun D. C. Use of shear wave elastography to differentiate benign and malignant breast lesions / D. C. Olgun, B. Korkmazer, F. Kilic [et

al.] // *Diagn. Interv. Radiol.* – 2014. – № 20(3). – P. 239-244.

25. Skerl K. Influence of region of interest size on the performance of shear wave elastography in solid breast masses / K. Skerl., K. Thompson, S. Vinnicombe [et al.] // *Twelfth International Tissue Elasticity Conference*. Lingfield, UK. October 1. – 2013. – 4. – P. 33.

26. Tanter M. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging / M. Tanter, J. Bercoff, A. Athanasiou [et al.] // *Ultrasound Med Biol.* – 2008. – № 34. – P. 1373-1386.

27. The American College of Radiology BI-RADS® ATLAS 5 Edition Changes [Электронный ресурс] / доступ к файлу: <http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/Resources/BIRADS/BIRADS%20V5%20Changes.pdf>.

28. Yerli H. Qualitative and semiquantitative evaluations of solid breast lesions by sonoelastography / H. Yerli, T. Yilmaz, T. Kaskati, H. J. Gulay // *Ultrasound Med.* – 2011. – № 30. – P. 179-186.

29. Zhi H. Strain ratio measurement method: a more objective breast lesion diagnosis method with UE / H. Zhi, B.-M. Luo, X.-Y. Xiao [et al.] // *ECR; Vienna, Austria.* – 2010.

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭЛАСТОГРАФИЯ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЕЗ

*А.Н. Кориченский, Т.М. Бабкина,
В.Е. Медведев*

Компрессионная и сдвиговолновая эластографии - новые методики ультразвуковой визуализации неинвазивной оценки физических свойств тканей молочной железы. Эластография расширяет возможности дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных образований молочной железы. Рассматриваются физические принципы эластографии, эластографические феномены и классификации, рекомендации по интерпретации эластограмм и возможности количественной и качественной оценки жесткости тканей молоч-

ной железы при злокачественных и доброкачественных процессах.

Ключевые слова: молочная железа, ультразвуковая диагностика, компрессионная эластография, эластография сдвиговой волны

УЛЬТРАЗВУКОВА ЕЛАСТОГРАФІЯ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

*О.М. Кориченський, Т.М. Бабкіна,
В.Є. Медведєв*

Компресійна і зсувохвильова еластографії - нові методики ультразвукової візуалізації неінвазивної оцінки фізичних властивостей тканин молочної залози. Еластографія розширює можливості диференціальної діагностики доброякісних і злоякісних утворень молочної залози. Розглядаються фізичні принципи еластографії, еластографічні феномени і класифікації, рекомендації по інтерпретації еластограм і можливості кількісної та якісної оцінки жорсткості тканин молочної залози при злоякісних і доброякісних процесах.

Ключові слова: молочна залоза, ультразвукова діагностика, компресійна еластографія, еластографія хвилі зсуву,

ULTRASOUND ELASTOGRAPHY OF BREAST

*A.N. Korichensky, T.M. Babkina,
V.E. Medvedev*

Strain and Shear Wave elastography are new methods of non-invasive ultrasound imaging evaluation of physical properties of breast tissue. The elastography extends the differential diagnosis of benign and malignant tumors of the breast. The article deals with the physical principles of elastography, phenomena and classification, guidelines for the interpretation and possibilities of a quantitative and qualitative evaluation of the stiffness of breast tissue in malignant and benign processes.

Keywords: Breast, Ultrasound, Strain Elastography, Share Wave Elastography