

Технологии эластографии в ультразвуковой диагностике. Обзор

Осипов Л.В. профессор, д.т.н., вице-президент Международного объединения по медицинской технике МОМТ, генеральный директор ПКФ «ИзоМед»

В настоящем обзоре рассмотрены физические принципы, на которых основана ультразвуковая эластография. Дана классификация известных методов эластографии в зависимости от способа создания деформаций и методов оценки результата. Подробно рассмотрена квазистатическая (компрессионная) эластография с оценкой деформации тканей. Описаны принципы реализации и возможности методов динамической эластографии: с применением механического импульсного или вибрационного давления (транзиентная эластография); с помощью акустического радиационного давления (ARFI), создаваемого длинным ультразвуковым сигналом и использованием сдвиговых волн, возникающих при этом; оценены перспективы вибрационной эластографии. Дана краткая информация о достоинствах, недостатках и ограничениях каждого из методов

Ключевые слова: ультразвуковая диагностика в медицине, ультразвуковая эластография, компрессионная эластография, модуль упругости, динамическая эластография, сдвиговые волны.

In the present review focuses on the physical principles on which is based ultrasonic elastography. Considers the classification of the known methods elastography depending on way to create deformation and methods of evaluation of the results. Details the quasistatic (compression) elastography with the assessment of deformation tissues. Describes the principles and possibilities of the methods of dynamic elastography: with application of mechanical impulse or vibration pressure (transient elastography); by acoustic radiation pressure (ARFI), created long ultrasonic signal and using shear waves arising from this; perspectives of vibration elastography. Provides brief information on the advantages, disadvantages and limitations of each method.

Keywords:

ultrasonic diagnostics in medicine, ultrasound elastography, compression elastography, elastic module, shear waves.

1.1. Биофизические основы и классификация методов.

Термин **эластография**, впервые предложенный [Ophir et al], используется для обозначения методов дифференциации тканей по их жесткости путем механического воздействия на них и анализа деформаций, получаемых с помощью ультразвуковых диагностических сканеров или магниторезонансных томографов. Принцип этих методов не является новым, т.к. в медицинской диагностике уже много веков применяется ручная пальпация, но только в недавнее время появились мощные инструментальные средства и алгоритмы, позволяющие получать результаты оценки жесткости (твердости) тканей с высокой точностью и разрешающей способностью на различной глубине.

Внедрение ультразвуковой эластографии в медицинскую практику началось около 2010г. Ввиду новизны, наличия различных технологий и алгоритмов реализации, ультразвуковую эластографию пока трудно признать режимом установившимся и понятным для пользователей. Поэтому важно

рассмотреть физические принципы, на которых основана эластография и дать необходимые пояснения и рекомендации, которые позволят более полно использовать её потенциальные возможности и учесть имеющиеся ограничения.

Информативность эластографии обусловлена тем, что большинство злокачественных образований, как правило, имеет более жесткую структуру, чем окружающие ткани и доброкачественные опухоли. В то же время на обычном ультразвуковом изображении они иногда практически неразличимы. Диффузные изменения такие, как, например, цирроз печени, дифференциация которого затруднена при использовании традиционной ультразвуковой диагностики, могут быть выявлены благодаря оценке жесткости тканей.

Помимо патологических тканей, нормальные ткани также могут отличаться между собой по жесткости, и это свойство также может учитываться и использоваться при диагностике.

Имеются экспериментальные свидетельства нелинейного характера зависимости деформации некоторых видов тканей от прилагаемых к ним сил давления, что может быть полезным при дальнейшем развитии методов эластографии.

Наибольшее распространение получила технология ультразвуковой эластографии - ЭГ или соноэластографии - СЭГ (Elastography, Sonoelastography) – визуализация тканей и органов с отображением различия эластичности (или обратной ей характеристики – жесткости) нормальных и патологических тканей на основе оценки локальной деформации при дозированной компрессии или вибрации.

Эластичность ткани оценивается по смещению и деформации структуры в ответ на нагрузку или же в результате анализа появляющихся при этом сдвиговых волн. Из-за неодинаковой эластичности ткани испытывают различную степень деформации. В результате сдавливания тканей, в зависимости от степени их эластичности, в получаемом изображении более эластичные (мягкие) ткани деформируются в более сильной степени, жесткие (плотные) – в меньшей степени.

Первые сообщения об использовании соноэластографии в медицине опубликованы в начале 90-х годов 20 века [Ophir J. et al., 1991]. Вначале данная технология нашла применение в диагностике и инвазивных вмешательствах при исследовании опухолей печени. По мере совершенствования технологии она стала использоваться для диагностики злокачественной патологии молочной железы, рака предстательной железы, рака яичников, воспалительных изменений, метастазов печени, метастатического поражения лимфатических узлов шеи, рака щитовидных желез и т.д.

Эластичность тканей оценивается с помощью различных показателей, в том числе, с помощью коэффициента, который называется модулем

упругости (модулем Юнга). Следует, однако, иметь ввиду, что количественно величина модуля Юнга пропорциональна жесткости (ригидности) ткани: чем больше его величина, тем больше жесткость ткани.

Эластичность упругого тела или его податливость тем выше, чем больше деформация тела под действием силы. На практике в качестве меры податливости используется обратная величина – жесткость. В простейшем случае растяжения-сжатия тела вдоль оси x жесткостью называют произведение ES в соотношении, полученном на основе известного закона Гука:

$$\varepsilon_x = \Delta l / l = F / ES, \quad (1)$$

где $\varepsilon_x = \Delta l / l$ – относительная деформация тела (при сжатии или растяжении) на определенном участке (l – длина участка, Δl – изменение его длины под действием силы), F – действующая сила (например, сжатия), S – площадь поперечного сечения, на которое действует сила, E – модуль упругости (модуль Юнга).

Отношение $\sigma_x = F / S$ есть давление на тело (механическое напряжение) вдоль оси x , таким образом, модуль Юнга определяется отношением:

$$E = \sigma_x / \varepsilon_x. \quad (2)$$

Как видно из приведенного соотношения, модуль упругости E характеризует жесткость ткани и имеет размерность такую же, как давление (т.к. величина ε_x безразмерна), и поэтому измеряется в паскалях (Па), а также в Н/см^2 .

Помимо модуля Юнга упругость тела характеризуется коэффициентом Пуассона, который определяет связь между продольной деформацией ε_x вдоль оси x и вызванной ею поперечной деформацией ε_y вдоль оси y :

$$\nu = - \varepsilon_y / \varepsilon_x. \quad (3)$$

В общем случае связь между механическим напряжением σ и величиной относительной деформации ε представляется в трехмерной системе координат тензорным соотношением:

$$\sigma_{kl} = E_{klmn} \varepsilon_{mn},$$

где σ_{kl} – нормальные и сдвиговые механические напряжения в разных направлениях, ε_{mn} – нормальные и сдвиговые деформации, а E_{klmn} – матрица значений модуля, характеризующего жесткость (в том числе и сдвиговую) во всех координатных направлениях.

Тензорное соотношение учитывает тот факт, что воздействие по одной из координат имеет следствием деформацию не только по этой же координате, но и по другим координатам (в противном случае, нам достаточно было бы использовать векторные соотношения типа $\sigma_{kl} = E_{kl} \varepsilon_{kl}$). В действительности, например, при сдавливании по одной координате, помимо сжатия по

этой координате, мы имеем расширение по двум другим (поперечным) координатам, а также, сдвиговые деформации по всем координатам.

На практике иногда используются существенные упрощения в предположении симметричности тензора упругости, что приводит к снижению его размерности, а ткани полагаются изотропными и линейными. Эти предположения корректны при малых деформациях.

Модель, описывающая деформации тканей в процессе сдавливания, достаточно сложна, поэтому используются различные приближения, которые в некоторых случаях позволяют пренебречь вязкостью тканей.

В простейшем случае изотропной жидкой среды без вязкости при сжатии и наличии равномерно распределенного давления p в среде возникают гидростатические напряжения, одинаковые по всем трем координатам: $\sigma_{11} = \sigma_{22} = \sigma_{33} = -p$, сдвиговые деформации равны нулю: $\sigma_{12} = \sigma_{23} = \sigma_{31} = 0$, а деформации вдоль координат равны между собой: $\epsilon_{11} = \epsilon_{22} = \epsilon_{33} = \epsilon$ и сдвиговые деформации отсутствуют: $\epsilon_{12} = \epsilon_{23} = \epsilon_{31} = 0$.

В реальных биологических тканях, которые являются анизотропными и им присуща вязкость, в большинстве случаев (за исключением жидкостных включений) приходится отказываться от подобных упрощений.

Вязкость тканей - внутреннее трение, возникающее при движении (сдвиге) соседних слоев ткани друг относительно друга оказывает влияние на процесс деформации. Поэтому при оценке деформации следует учитывать модуль сдвига G .

Весьма существенным следствием вязкости большинства мягких биологических тканей является появление поперечных сдвиговых волн при продольных деформациях.

В упрощенной форме связь параметров упругой среды со скоростью распространения продольных волн V_p и сдвиговых (поперечных) волн V_s для изотропных сред можно характеризовать коэффициентами Ламе λ и μ :

$$V_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}},$$

где ρ – плотность среды, а коэффициент μ равен модулю сдвига: $\mu = G$.

Для мягких тканей модуль Юнга также может быть выражен через коэффициенты Ламе:

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}.$$

Для мягких тканей λ существенно больше, чем μ , и модуль Юнга связан с модулем сдвига простым соотношением:

$$E = 3\mu = 3G.$$

В результате можно получить выражение, однозначно связывающее модуль Юнга и скорость распространения сдвиговой волны V_s

$$E = 3\rho V_s^2 \quad (4)$$

Для более точной оценки характеристик анизотропных сред, к которым относится большинство мягких биологических тканей, используются более сложные соотношения [Wu Z., et al., 2004; Gennisson J.-L. et al.].

Мягкие биологические ткани состоят в основном из жидких и частично твердых компонентов. Большинство твердых материалов имеют значения коэффициента Пуассона в пределах 0,2-0,4, а жидкие структуры – около 0,5, вследствие их несжимаемости, поэтому для мягких тканей величина коэффициента Пуассона обычно принимается равной 0,5 и в качестве меры жесткости ткани оценивается модуль Юнга [Ophir J. et al., 2002].

Даже при таком упрощении, корректная оценка модуля Юнга в процессе компрессии затруднена вследствие зависимости от времени, а также из-за того, что его величина в соответствии с формулой (1) определяется не только величиной локальной деформации в ткани, но и величиной локального давления, распределение которой в области сжатия, вообще говоря, неизвестно. Несмотря на то, что точная оценка модуля Юнга по указанной причине невозможна, тем не менее, с ее помощью может быть оценено различие твердости соседних тканей с приемлемой точностью для диагностики. На практике для этого используется двумерная картина распределения деформации, называемая **эластограммой** (strain imaging).

На рис. 1 показаны различия эластичности тканей молочной железы, полученные экспериментально и оцениваемые с помощью модуля упругости. Значения этого параметра у злокачественных образований заметно выше, что свидетельствует об их большей жесткости и, следовательно, меньшей деформируемости при сжатии.

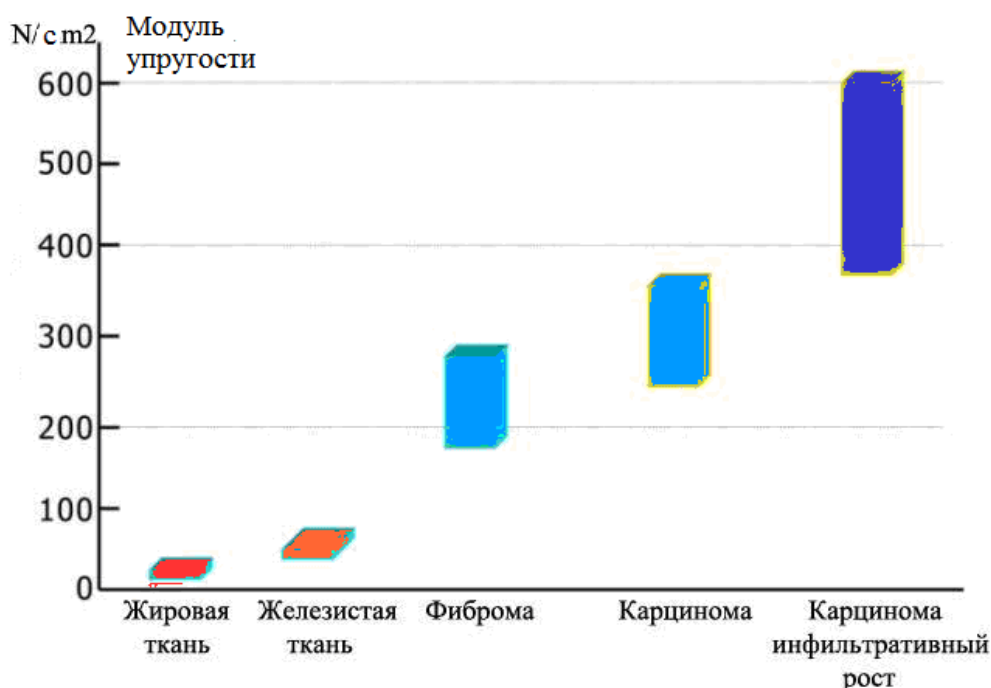


Рис. 1. Различие эластичности нормальных и патологических тканей молочной железы (Krouskop T.A. et al. 1998).

В Таблице 1 приведены экспериментально полученные количественные данные оценки модуля Юнга и, следовательно, жесткости различных тканей [Sarvazyan, A.P., 2001].

Таблица 1.

Тип мягкой ткани		Модуль Юнга (E в кПа)
Молочная железа (breast)	Нормальная жировая (normal fat)	18-24
	Нормальная гранулированная (normal granular)	28-66
	Фиброзная ткань (fibrous tissue)	96-244
	Карцинома (carcinoma)	22-560
Предстательная железа (prostate)	Нормальная ткань передней поверхности (normal anterior)	55-63
	Нормальная ткань задней поверхности (normal posterior)	62-71
	Доброкачественная гиперплазия предстательной железы (БPH)	36-41
	Карцинома (carcinoma)	96-241
Мышцы (muscle)	Нормальная ткань (normal)	6-7
Печень (liver)	Нормальная (normal)	0.4-6
	Цирроз (cirrhosis)	15-100
Почка (kidney)	Фиброзная ткань (fibrous tissue)	10-55

Известные экспериментальные материалы подтверждают факт различия модуля Юнга злокачественных опухолей по сравнению с доброкачественными образованиями и нормальными тканями, хотя в отдельных случаях диапазоны изменений модуля Юнга опухолей и других видов тканей могут пересекаться.

Используемые технологии эластографии различаются в зависимости от следующих особенностей:

▪ **области приложения нагрузки:**

- со стороны поверхности,
- изнутри тела;

▪ **типа нагрузки:**

- статической (квазистатической),
- импульсной,
- периодической (вибрационной),
- случайной;

▪ **способа создания нагрузки:**

- рукой совместно с датчиком,
- механическим устройством,
- акустическим радиационным воздействием,
- за счет движения внутренних структур организма;

▪ **способа оценки жесткости биологических тканей:**

- посредством измерения локального смещения ткани под действием нагрузки и вычисления на основе этих данных деформации и отношения деформаций на различных участках,
- путем измерения локальной скорости сдвиговых волн и вычисления модуля упругости ткани.

Известные методы эластографии можно классифицировать в зависимости от способа создания деформаций и методов оценки результата следующим образом [Vamber J. C. et al., 2013; Осипов Л.В., 2011].

1. Квазистатическая (статическая) эластография или компрессионная эластография с оценкой деформации тканей (strain elastography – SE) и возможностью оценки отношения величин деформации в различных участках области исследования (strain rate – SR).

2. Динамическая эластография с применением:

- механического импульсного или вибрационного давления, с использованием сдвиговых волн, возникающих при этом, (транзиентная эластография – transient elastography TE);
- акустического радиационного давления (ARFI), создаваемого длинным ультразвуковым сигналом и оценкой получающихся продольных деформаций,
- акустических радиационных импульсов давления (ARFI), создаваемых ультразвуковыми сигналами, сфокусированными на разную глубину, с использованием оценки скорости сдвиговых волн (shear wave elastography – SWE).

Иногда отдельно используется термин **вибрационная эластография** (виброэластография, вибросоноэластография, виброакустография). Методы вибрационной эластографии в основном схожи с выше названными методами динамической эластографии и используют аналогичные способы воздействия на ткани и алгоритмы обработки.

Следует сказать, что компрессионные методы позволяют получать только качественные (или сравнительные количественные) характеристики жесткости тканей, в то время, как методы с использованием сдвиговых волн дают возможность оценивать количественно модуль Юнга. Поэтому методы на основе сдвиговых волн объединяются общим названием **эластометрия** (см. раздел 1.3).

Надо иметь в виду, что терминология, применяемая в ультразвуковой эластографии, в полной мере еще не устоялась, что объясняется новизной рассматриваемых технологий. Мы будем, как правило, применять термины, которые используются чаще других, иногда в скобках указывая и другие названия.

Назовем основные физические особенности ультразвуковых изображений биологических тканей, позволяющие получать эластографическую информацию в современных ультразвуковых приборах:

1. Наличие специфической спекл-картины, характерной для отдельных участков и изменяющейся незначительно при малых деформациях тканей (подробно о спекле ультразвуковых изображений см. Осипов Л.В. 1999, 2011)
2. Высокая продольная разрешающая способность, позволяющая оценивать небольшие смещения тканей (сотые доли миллиметра).
3. Возможность получения достаточно высокой частоты кадров для отслеживания динамических изменений ультразвуковой картины в процессе деформации.

Клиническое применение эластографии:

- диагностика и классификация злокачественных образований молочной железы, печени, простаты, щитовидной железы и др.;
- интервенционный ультразвук: контроль за правильностью наведения биопсийной иглы, терапевтических процедур типа радиочастотной абляции и высокоинтенсивного сфокусированного ультразвука (high intensity focusing ultrasound - HIFU);
- мониторинг изменений при лечении злокачественных образований, [S.A. Eyerly, et al., 2010].;
- трансплантология (мониторинг возможного отторжения трансплантированной почки),
- пластическая хирургия,
- кардиология (Myocardial Elastography - ME),
- ангиология - в частности, исследование характера и жесткости бляшек (Endovascular elastography - EVE).

Несмотря на то, что многие новообразования выявляются на той или иной стадии их развития с помощью традиционных режимов МРТ, КТ и ультразвука, а также при использовании некоторых специальных методов, тем не менее, ультразвуковая эластография имеет особые преимущества, являясь эффективным методом дифференциации тканей благодаря относительно малой стоимости исследования и высокой чувствительности в оценке упругости тканей.

Эластография наиболее эффективна в тех случаях, когда опухоли невелики по размерам и не могут быть обнаружены с помощью других

ультразвуковых режимов. Метод эластографии позволяет распознавать опухоли молочной железы и опухоли простаты на ранней стадии. Клинические соноэластографические исследования обладают более высокой степенью точности по сравнению со стандартным В-режимом в раннем выявлении опухолей. Это подтверждается при сравнении результатов эластографии с результатами морфологических исследований образцов тканей после мастэктомий и простатэктомий. Поэтому при исследовании молочной железы, предстательной железы, щитовидной железы и печени эластография находит все более широкое применение.

Изображение на эластограмме является результатом анализа, обработки и «наложения» двух эхограмм, полученных в В-режиме: до сжатия и полученного после давления на ткань. В результате анализа эластичность тканей на экране отображается в серой шкале или определенными цветами (цветовым картированием). Более плотные структуры тканей окрашиваются, как правило, оттенками синего цвета. Легко сжимаемые эластичные участки маркируются обычно красной цветовой шкалой (рис. 2). Аппаратные возможности позволяют проводить окрашивание в реальном режиме времени с возможностью выбора любой цветовой палитры, например, «сине-зелено-красной» цветовой гаммы, оттенков красного.

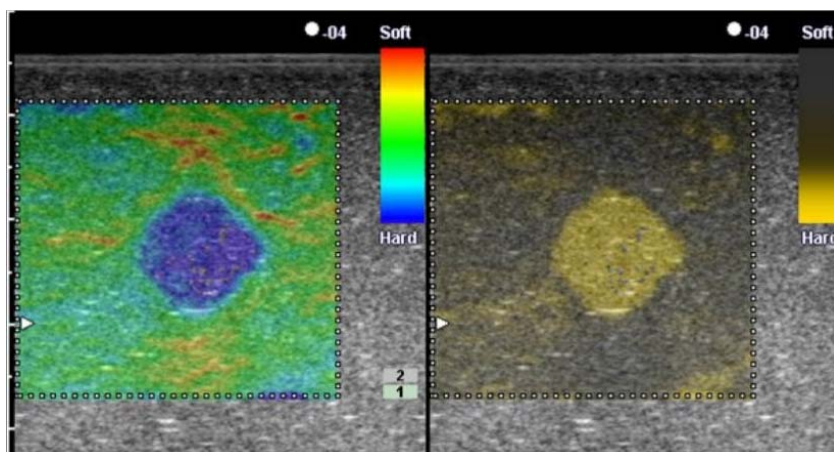


Рис. 2. Способы отображения упругости тканей при эластографии: слева – в цветовой гамме; справа – в оттенках одного цвета.

Деформации тканей при эластографии как правило невелики – не более 1-2%, поэтому этот метод требует применения датчиков с высокой разрешающей способностью. Вследствие этого для эластографии используются широкополосные датчики, желательно с большим количеством элементов и, по возможности, с высокой частотой. Понятно, что при высоких рабочих частотах глубина исследования невелика.

Применение эластографии во многих случаях помогает однозначно правильно установить диагноз. Примеры приведены на рис. 3 и 4.

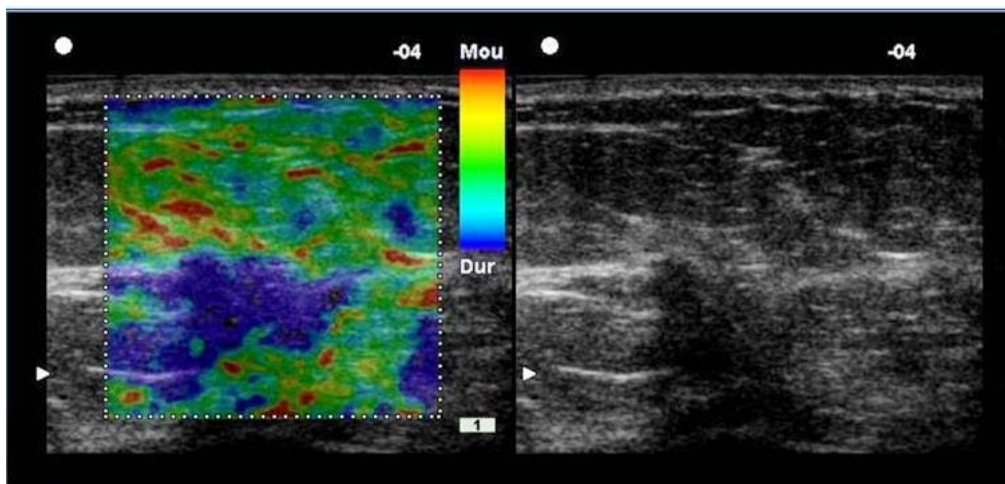


Рис. 3. Эластограмма исследуемой области (слева) и обычное серошкальное изображение (справа): плотное злокачественное образование пониженной эхогенности – внутрипротоковый рак (выделено синим).

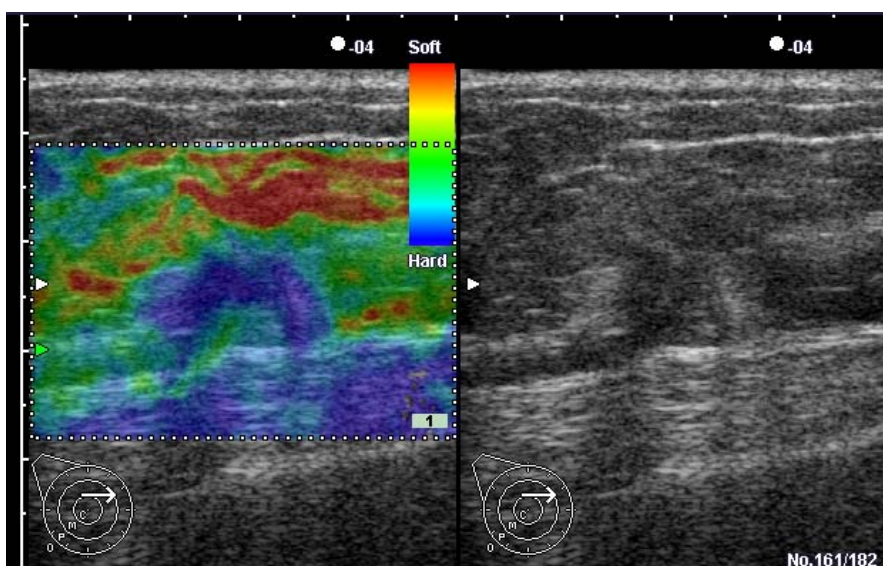


Рис. 4. Инфильтративный рак молочной железы (выделено синим) (Митина Л. А.).

У компаний - производителей ультразвуковых приборов используются различные методы эластографии, которые получили свои фирменные названия: Real-time Tissue Elastography HI-RTE (Hitachi Medical Corp.), eSie Touch (Siemens Healthcare), ElastoQ (Toshiba Medical Systems), Elastoscan (Samsung-Medison), просто elastography (GE Healthcare, Philips Healthcare) и т.д.

У каждого из применяемых в клинической практике методов эластографии есть свои достоинства и недостатки, о которых будет сказано при рассмотрении методов.

1.2. Компрессионная или квазистатическая эластография

При использовании этого вида эластографии (compression elastography, quasi-static ultrasound elastography, strain imaging, static strain imaging) оценка эластичности тканей проводится путем сравнения изображений до и после сжатия тканей. Возможны различные способы реализации метода в зависимости от того, каким образом создаются механические напряжения в тканях (действительно статическим или динамическим сжатием), и от метода оценки результата [Treese G. et al.; Varghese T., 2009].

Напряжения могут создаваться путем приложения внешней силы, равномерной статической [Ophir J. et al., 2000; Jiang J. et al., 2009.] или динамической: путем периодического воздействия (с низкой частотой – 10-50 Гц) [Pesavento A. et al., 2000; Hall T.J. et al., 2003; Turgay E. et al., 2006], а также за счет использования естественных движений органов, например, сердца, легких, крупных артерий [Kolen A.F. et al., 2003; Bae U. et al., 2007]. Так, в процессе исследования молочной железы, при положении пациентки лежа на спине, достаточно легкого контакта поверхности датчика с грудью, т.к. движение, связанное с дыханием, обеспечивает достаточную степень сжатия тканей.

Использование физиологических движений имеет недостатки, обусловленные непостоянством деформаций и связанные с этим проблемы воспроизводимости результатов исследования.

Термин квазистатическая эластография подчеркивает тот факт, что сдавливание тканей датчиком осуществляется не быстро, так что можно использовать статическое приближение при сравнительном анализе ряда последовательно получаемых в процессе сдавливания кадров изображения.

На рис. 5 на простой модели иллюстрируются различия деформации тканей при сдавливании структур вследствие разной плотности и, следовательно, эластичности тканей. Там же показан вид эхо-сигналов, на основе которых строится изображение до и после сдавливания. Эхо-сигналы соответствуют одному лучу или одной акустической строке из многих, получаемых в процессе сканирования.

Движение датчика при сдавливании трудно обеспечить точно в осевом направлении, к тому же деформации при сдавливании происходят не только в осевом направлении. Однако именно осевую деформацию проще всего оценить достаточно точно. Поперечную деформацию и деформацию по толщине также можно оценивать с тем, чтобы улучшить результирующую оценку.

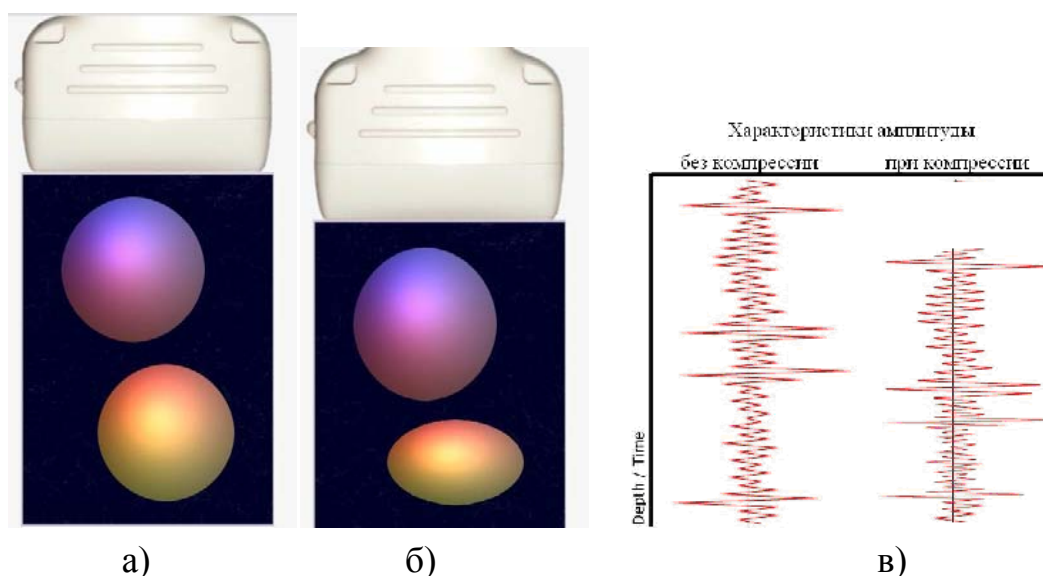


Рис. 5. Различия деформации тканей при сдавливании вследствие разной эластичности тканей: а) вид тканей до сдавливания (лиловый цвет – жесткая ткань, желтый – мягкая ткань); б) деформация после сдавливания, в) вид ультразвуковых эхо-сигналов в одном луче до и после сдавливания.

Впервые система для ультразвуковой **оценки эластичности тканей с компрессией**, создаваемой рукой с помощью датчика, была создана компанией Hitachi Medical Systems. Технология позволила оценивать сравнительные величины смещения (деформации) отдельных участков исследуемой области после однократного сдавливания с последующим отображением результатов в реальном масштабе времени на мониторе ультразвукового сканера в виде оттенков серой шкалы, либо с помощью цветового кодирования.

При построении компрессионной эластограммы оценивается градиент смещения тканей при сдавливании в зависимости от глубины. На основе анализа градиентной функции вдоль оси, соответствующей направлению каждого из лучей, может быть получена зависимость деформации от глубины для каждого луча, после чего строится двумерная картина, отображающая распределение локальной деформации в виде оттенков серой или цветной шкалы.

Изображения, полученные на основе анализа продольных деформаций (вдоль направления сжатия), получили название **эластограмм аксиальных деформаций** – ASE (axial strain elastogram).

Процесс оценки деформации показан на рис. 6.

а)	б)	в)	г)
	Смещение	Градиент	Эластограмма

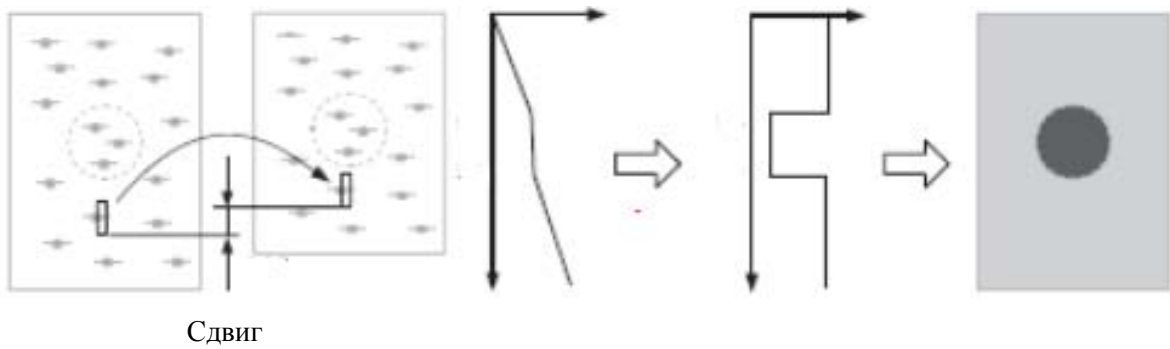


Рис. 6. Принцип получения оценки локальной деформации в компрессионной эластографии: (а) создание давления обычным датчиком, который перемещается вверх и вниз на малое расстояние (пунктирной кривой выделена область более высокой жесткости, чем окружающие ткани), (б) локальное смещение в осевом направлении, вычисленное на основе сравнения ультразвуковых данных до и после сдавливания, (в) градиент локального смещения с глубиной и полученные после фильтрации значения осевой деформации, (г) серошкальная эластограмма, на которой ткани с большей жесткостью отображаются с более темным окрасом. [Treese G. et al.].

Большинство способов оценки локального смещения тканей при деформации использует эхо-сигналы на радиочастоте, соответствующих отдельным интервалам по глубине, полученные до и после сжатия. Наиболее часто применяется корреляционная обработка сигналов как по амплитуде, так и по фазе (в частности, по точкам нулевой фазы) в определенных временных интервалах фиксированной или меняющейся величины («скользящих окнах»), перемещающихся соответственно с глубиной.

В простейшем случае сжатия вдоль одной оси локальную деформацию вдоль этой оси можно оценить путем следующего вычисления (см. рис. 7)

$$\varepsilon_x = \frac{(t_{1b} - t_{1a}) - (t_{2b} - t_{2a})}{(t_{1b} - t_{1a})},$$

где: t_{1a} – время прихода эхо-сигнала от структур на ближней границе контрольного окна до компрессии ткани, t_{1b} – время прихода эхо-сигнала от структур на дальней границе контрольного окна до компрессии ткани, t_{2a} – время прихода эхо-сигнала от структур на ближней границе контрольного окна после компрессии ткани, t_{2b} – время прихода эхо-сигнала от структур на дальней границе контрольного окна после компрессии ткани [Ophir J. et al., 2002].

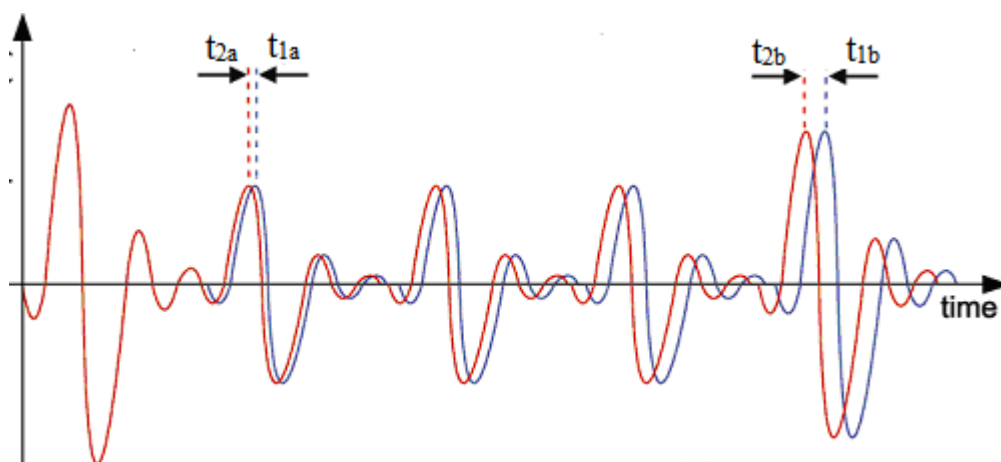


Рис. 7. Вид сигналов до компрессии ткани (синий цвет) и после компрессии ткани (красный цвет) в выбранном окне анализа.

«Окно» анализа обычно перемещается пошагово по глубине, при этом соседние «окна» перекрываются. Предполагается, что картины в одном и том же «окне» до и после сжатия сохраняют необходимый уровень коррелированности, что накладывает определенные ограничения на максимальную величину сжатия.

Для оценки величины смещения применяют поиск максимума корреляции. И в том и другом случае важно, чтобы величина локальной деформации не превышала определенной величины, дабы не возникла неоднозначность оценки относительного смещения. При этом величина относительной деформации в «окне» должна быть не более 1-2%, т.к. при больших значениях снижается точность оценки деформации. Размер «окна» выбирается на основе компромисса между стремлением получить высокую пространственную разрешающую способность (для этого следует уменьшать «окно») и точностью оценки деформации, которая повышается с увеличением размера «окна». Как правило, размер «окна» выбирается в интервале 10-30 периодов несущей частоты ультразвуковых сигналов.

Следует иметь в виду, что разрешающая способность эластографических изображений уступает изображениям, полученным в В-режиме. Это объясняется стремлением получить хороший контраст при дифференциации тканей, для чего приходится увеличивать «окно» оценки деформации и применять сглаживание и усреднение (persistence) информации

Если в процессе В-сканирования использовать пересечение соседних лучей, то можно оценить поперечное перемещение коррелированных участков и таким образом определить поперечную деформацию, что позволит получить более точную картину локальных деформаций.

Выше говорилось о том, что картина локальных деформаций не позволяет в полной мере определить жесткость тканей, т.к. для этого требуется знание поля давлений. Только в этом случае мы можем в

соответствии с формулой (1) вычислить локальное значение модуля Юнга и построить картину жесткости тканей в зоне в области анализа.

Распределение давления в области анализа в общем случае неоднородно и точно неизвестно. Причиной этого является вязкость тканей и трудность создания равномерного поля давления при нажатии датчиком на поверхность тканей. Вязкость приводит к тому, что с глубиной давление уменьшается, так что графики на рис. 6 на самом деле имеют нелинейный характер. Дополнительная неравномерность распределения давления в поперечном направлении появляется из-за возможных перекосов положения датчика и краевых эффектов. Указанная проблема частично преодолевается благодаря тому обстоятельству, что неравномерность поля давления меняется достаточно плавно в отличие от деформаций на границах злокачественных образований, и это позволяет примерно оценить относительное изменение модуля упругости.

Сказанное приводит к необходимости операции нормирования полученного распределения деформаций, т.е. деления полученных значений на предполагаемые величины меняющегося давления. Изменение давления с глубиной можно учесть на основе имеющихся усредненных данных о вязкости биологических тканей. Влияние неравномерности давления в других направлениях можно частично компенсировать за счет повторения процесса сжатия и корректировки направления движения датчика с тем, чтобы обеспечить нужный ракурс (в перпендикулярном направлении к поверхности).

Интересно отметить, что контраст эластографической картины при оценке аксиальной деформации более выражен при наблюдении жестких образований на фоне мягких, чем в случае, когда мягкое локальное образование окружено более жесткими структурами, что физически объясняется малой степенью деформации жестких структур.

Компрессионный метод эффективен при исследовании молочной железы, - по мнению ряда специалистов ультразвуковой метод компрессионной эластографии может со временем стать золотым стандартом для целей выявления рака молочной железы (рис.8).

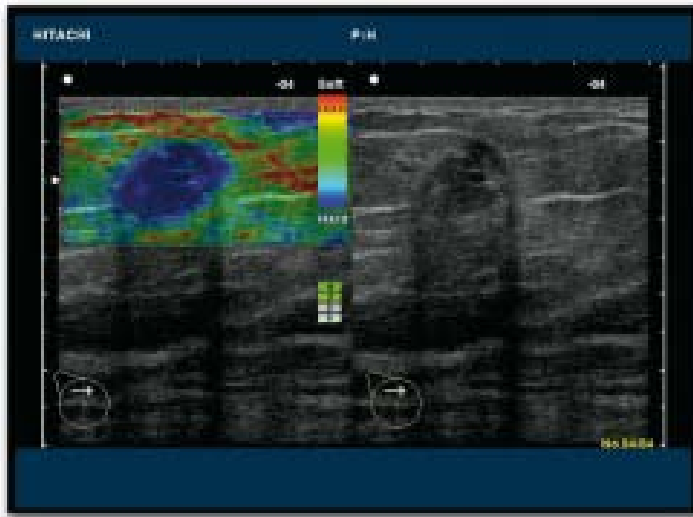


Рис.8. Соноэластография в реальном времени: рак молочной железы (компания Hitachi).

При компрессионном исследовании простаты возникают некоторые трудности обеспечения нужного направления сдавливания из-за ограниченности возможностью манипулирования датчиком в ректальной области (рис.9).

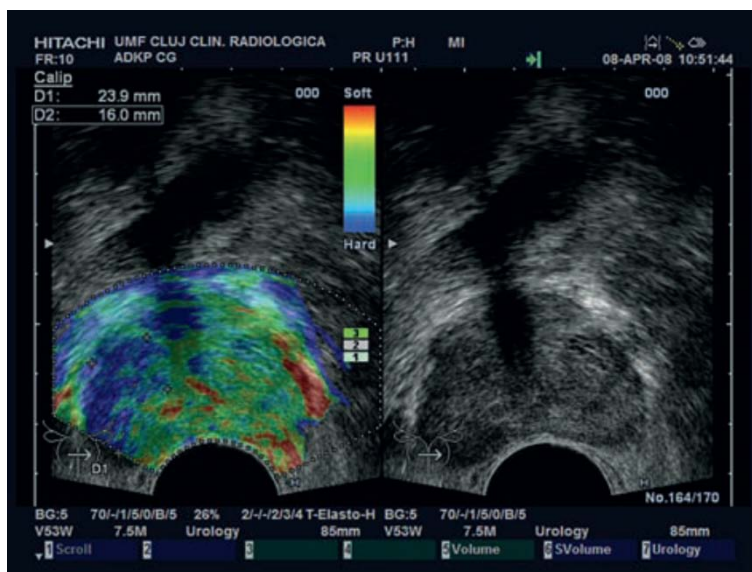


Рис. 9. Эластограмма карциномы простаты (выделено синим цветом) с использованием ректального датчика.

Достоинство компрессионной эластографии, осуществляемой рукой исследователя (free hand) с помощью датчика, состоит в том, что метод является относительно простым в реализации и поэтому он широко применяется.

Недостатки и особенности метода с ручной компрессией:

- невозможность получить количественную оценку жесткости ткани с помощью модуля Юнга вследствие того, что распределение давлений в

области интереса, вообще говоря, неизвестно, - однако, можно сравнивать количественно различие относительных деформаций в интересующем объекте и окружающих тканях;

- зависимость деформации от воздействующей силы имеет нелинейный характер и зависит от времени, что связано с вязкостью и неоднородной упругостью тканей;

- упругость ткани в различных направлениях неодинакова, кроме того исследуемые области содержат различные включения в виде жидкостных образований, границ соседних органов, рубцов и т.д.;

- возможно нарушение корреляции эхо-сигналов при деформации ткани;

- чувствительность метода уменьшается с глубиной, что объясняется тем, что биологические ткани помимо упругости имеют вязкость, что приводит к демпфированию - снижению уровня статического давления с глубиной и, следовательно, к уменьшению величины деформаций более глубоко лежащих тканей;

- зависимость результата от силы и направления сжатия, так что результат в существенной мере зависит от опыта исследователя;

- определенные трудности при выполнении компрессии в ряде областей применения;

- возможный дискомфорт, болевые ощущения пациента;

- наличие выраженных «шумов» и ультразвуковых артефактов, обусловленных, в том числе, особенностями исследуемых структур, пульсацией артерий, движениями трахеи, пищевода ит.д.

Доброкачественные образования зачастую не видны на эластограмме, даже, если они наблюдаются на обычной эхограмме, в тех случаях, когда их жесткость практически не отличается от жесткости окружающих тканей.

Злокачественное образование хорошо наблюдается на эластограмме, однако ввиду того, что злокачественное образование захватывает прилежащие к нему ткани, наблюдаемая на эластограмме область повышенной жесткости может иметь размер больший, чем наблюдаемый на обычной эхограмме

Одним из возможных артефактов компрессионной эластографии является, например, «мальтийский крест» (Maltese cross) - возникновение теней вокруг жесткого образования, которое в процессе сжатия увлекает в процессе своего перемещения прилегающие к его границам мягкие ткани, при этом они будут восприниматься как более жесткие, чем на самом деле (рис. 10). Эта же физическая причина может вызывать подчеркивание контуров жесткого образования (“edge-enhancement”).

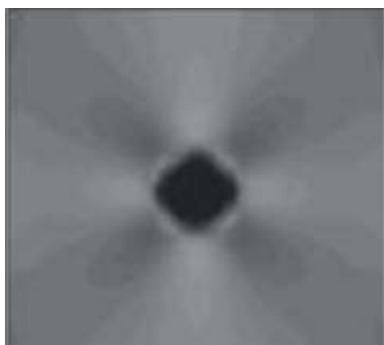


Рис. 10. Артефакт «мальтийский крест» на эластограмме, полученной с помощью специального эластографического фантома.

Правильная интерпретация эластограмм во многих случаях затруднена из-за наличия шумов или сомнительного качества изображения. Причиной этого часто служит слишком большое давление, прикладываемое к тканям, которое уменьшает четкость границ образования и иногда вызывает боковое смещение тканей, порождающее артефакты. В случае использования кросскорреляционного алгоритма не только слишком сильное давление, но и слабое давление также может породить артефакты в виде некорректных картин.

Перечисленные особенности, а также другие биофизические причины являются источником ошибок и появления артефактов изображения при квазистатической эластографии.

Как правило, для более точной оценки локальной деформации применяется усреднение по кадрам получаемой информации (persistence) за время нескольких циклов растяжения-сжатия, что снижает влияние шумов.

Несмотря на перечисленные трудности получения информативной компрессионной эластограммы, по мнению ряда исследователей, эластография позволяет избежать необходимости взятия биопсийной пробы более, чем в 15% случаев обнаружения жестких образований [Garra В. S., 2011].

При исследовании молочной железы наличие разрозненных кистозных поражений может маскировать имеющиеся твердые образования. При сжатии ткани отдельные рассеиватели в кистах в силу случайного характера движения также могут породить артефакты (рис. 11).

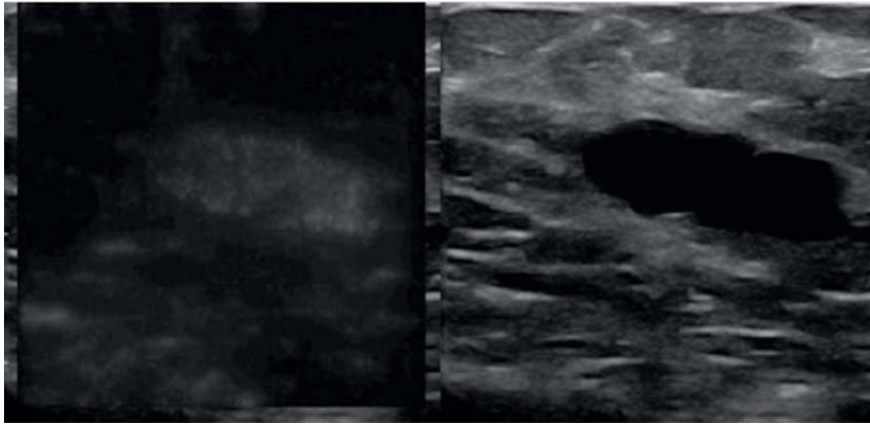


Рис. 11. Изображение большой кисти: справа В-изображение, слева эластограмма той же области, полученная при малом уровне усреднения по кадрам. Несмотря на то, что содержимое кисти практически несжимаемо, шумы, появляющиеся в результате обработки, создают видимость наличия мягкого образования в зоне кисти на эластограмме. [Bamber J. et al., 2013]

Правильное понимание биофизических причин появления искажений и артефактов поможет правильно их интерпретировать, а в ряде случаев использовать их для уточнения диагностики.

Как уже говорилось выше, для получения хорошего отношения сигнал/шум требуется контролировать нагрузку таким образом, чтобы деформация тканей не превышала, по возможности, 1-2%. Однако, при большом числе усреднений результатов указанный уровень деформаций может быть увеличен. На практике наилучший результат можно получить, повторяя исследование, добиваясь наилучшего результата, выбор которого требует определенного практического опыта. При ручной компрессии рекомендуемый темп числа нажатий – от 2-х в секунду до 1-го в 2 секунды (рис.12).

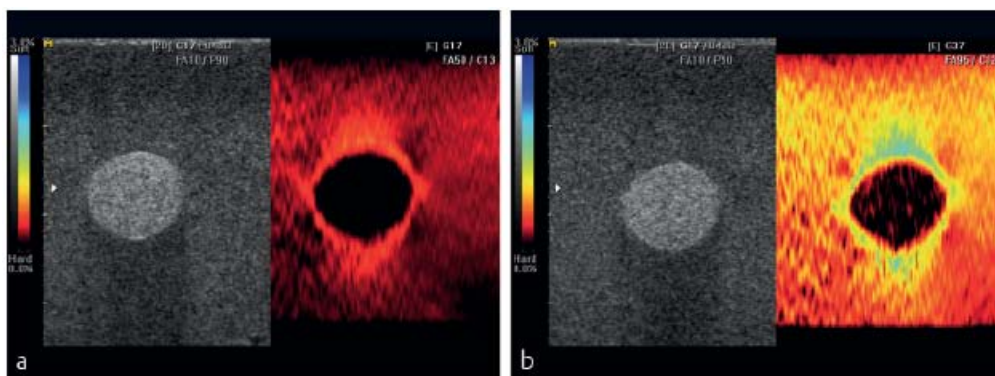


Рис. 12. Влияние скорости компрессии на получаемую эластограмму: а) при медленном темпе лучше видны детали окружающих мягких тканей, но невидны детали твердого образования; б) при быстрой компрессии теряются детали мягких тканей. Изображения получены с помощью эластографического фантома. [Bamber J. et al., 2013].

С целью улучшения качества эластографического изображения используются специальные методы фильтрации, которые позволяют исключить неудачные кадры или значения в отдельных элементах изображения, применяя корреляционные методы оценки и сравнения информации в локальных областях, а также, так называемый, метод нормализации и установки определенного порога для отсека некорректной или сильно зашумленной информации.

Для повышения независимости результата диагностики от исследователя, сила сжатия может контролироваться с помощью измеряемого показателя сжатия, который выводится на экран

С той же целью возможно использование оценки тканевой эластичности при помощи импульса давления, осуществляемого не исследователем, а **специальным приспособлением на ультразвуковом датчике**. Технологии, автоматически обеспечивающие фиксированный по величине и направлению импульс сжатия частично снимают указанные выше ограничения.

Одна из технологий, направленная на улучшение качества эластографии, получила название Virtual Touch.

Технология Virtual Touch использует акустический импульс для получения давления в узкой области, ограниченной ультразвуковым лучом, - Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging, и включает следующие этапы:

- получение исходного В-изображения;
- формирование датчиком короткого (длительностью более 100 мкс) акустического импульса сжатия в направлении зоны интереса, в результате чего ткани начинают сжиматься в зависимости от своей упругости и потом начинают возвращаться в исходное состояние;
- получение В-изображения зоны интереса в течение нескольких миллисекунд после импульса;
- сравнение исходного и последующего изображений с использованием корреляционного алгоритма для оценки перемещения границ соседних тканей.

Особенностью метода является то, что оценка смещений границ проводится поочередно в каждом положении сканирующего луча. В результате может быть получена эластограмма, в которой тона светлого соответствуют более эластичным тканям и, наоборот, темные тона – твердым тканям. Рис. 13 иллюстрирует метод улучшенной эластографии.

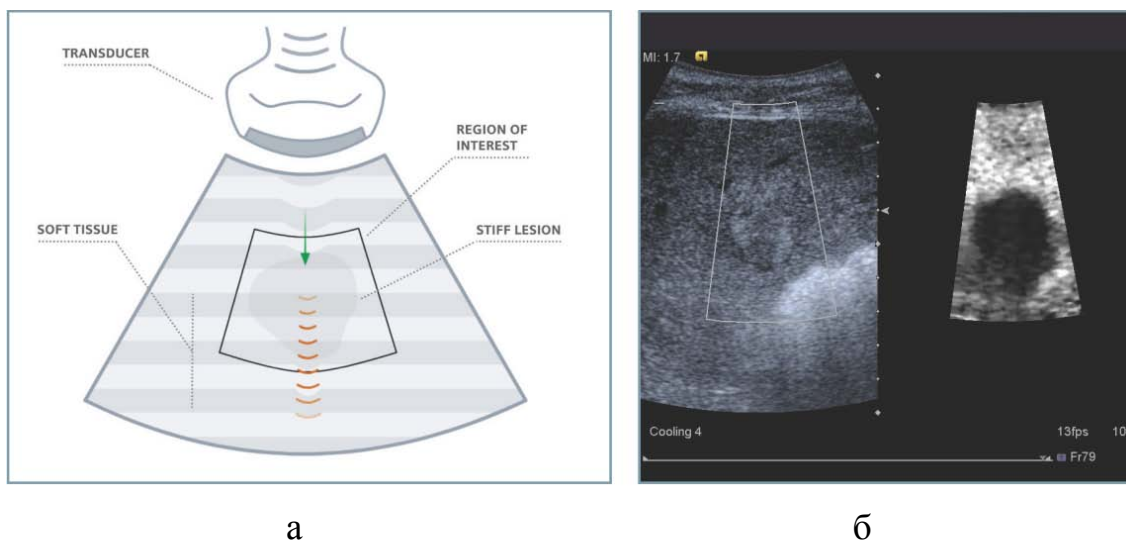


Рис.13. Метод улучшенной эластографии (*virtual touch imaging*), в котором применяются акустические импульсы давления, направляемые в зону обследования (а); в результате анализа зоны интереса может быть получена эластограмма с выделением образования, имеющего плотность, отличную от окружающих тканей (б – справа). (Компания Siemens).

Аккуратного и критического анализа требует интерпретация эластографических картин в следующих случаях [Vamber J. et al., 2013]:

- когда рядом с областью сжатия, но вне ее зоны, находится жесткое образование;
- наличие жидкости, которая при медленном сжатии может вызывать эффект уменьшения деформации в прилегающих тканях;
- увеличение жесткости некоторых видов тканей при увеличении силы сжатия выше определенного предела, что объясняется нелинейными эффектами (это можно наблюдать, если снять усреднение по кадрам и наблюдать ряд последовательных кадров, начиная с первого, такой случай может иметь место при наблюдении отека);
- наличия мягкого образования в окружении более жестких тканей, когда снижается контраст по упругости на эластографическом изображении (этот случай называют “egg shell” – яичная скорлупа);
- наличие жесткой злокачественной опухоли в окружении мягких тканей, при этом внутри опухоли находится мягкая субстанция (например, некротическая ткань) с достаточно высоким уровнем эхогенности, так что она воспринимается как жесткая ткань.

Условия получения квазистатических эластограмм с минимальными искажениями [Vamber J. et al., 2013]:

- Небольшая максимальная глубина исследуемых структур (до 3-4 см).
- Гомогенность рядом расположенных структур.
- Отсутствие плоских анатомических структур, совершающих скользящие движения, в области исследования.

- Удаленность от границ структуры.
- Отсутствие демпфирующих структур, например, больших вен.
- Площадь нажатия должна быть больше исследуемой области.
- Ограниченное число целевых объектов.

Наличие цветовой шкалы на изображении или специальные индикаторы качества помогают исследователю корректировать свои действия. И, конечно, чрезвычайно важны специальные тренинги и мастер-классы, а также профессионально подготовленные методические рекомендации для исследователей.

В трудных случаях компрессионной эластографии при наличии артефактов для получения дополнительной информации может быть полезен метод эластографии с использованием сдвиговых волн (раздел 1.3).

1.3. Динамическая эластография.

Динамическая эластография – это прежде всего эластография сдвиговых волн. **Сдвиговые волны** – это поперечные упругие волны, распространяющиеся в основном в твердых телах. В мягких биологических тканях при определенных условиях они также могут возникать в силу особых (резиноподобных) свойств биологических тканей, обусловленных вязкостью. В жидкой однородной среде без вязкости сдвиговые волны возникать не могут.

Смещение частиц среды и сопутствующая этому деформация среды происходят в поперечном направлении относительно направления распространения волны. Этим сдвиговые волны отличаются от **продольных волн**, излучаемых датчиками в традиционной ультразвуковой диагностике. В продольных волнах, как известно, периодическое смещение частиц происходит вдоль той же оси, что и распространение волн.

Если в направлении излучения ультразвукового датчика создать в узкой области давление определенного уровня, то в поперечном направлении возникает и начинает распространяться сдвиговая волна.

В простом случае создается однократное надавливание в узкой зоне с помощью механического поршня. Вместо механического воздействия на ткани можно создать акустический импульс, создаваемый датчиком и направленный вглубь тканей. Этот импульс создает акустическое (радиационное) давление, величина которого зависит от энергии импульса. Поэтому импульс должен иметь достаточно большую длительность по сравнению с импульсами, применяемыми в ультразвуковой диагностике.

Возможен вариант применения нескольких последовательно формируемых акустических импульсов, фокусируемых на разную глубину для создания на этих глубинах радиационного давления.

И, наконец, можно применять вибрационное воздействие, при котором тоже возникают поперечные сдвиговые волны

Графики, иллюстрирующие вид образующихся поперечных сдвиговых волн, изображены на рис. 14.

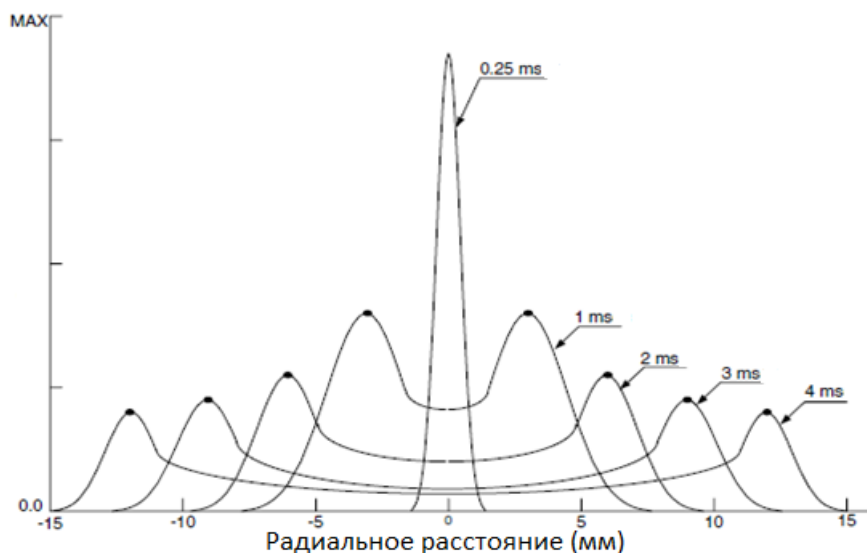


Рис. 14. Схематическое изображение амплитуд смещения (в мкм) сдвиговой волны в процессе распространения в поперечном направлении относительно узконаправленного (вертикально по центру) импульса давления. Поперечная волна показана в различные моменты времени (в миллисекундах) после воздействия импульса. Оценивая расстояние максимума волны до центра и измеряя время, соответствующее положению пика, можно вычислить скорость поперечной волны и по ней оценить величину модуля Юнга.

На рис. 15 даны картины, полученные экспериментально и иллюстрирующие как выглядит сдвиговая волна в процессе распространения в различные моменты времени после создания сфокусированного акустического импульса на фиксированной глубине [Bercoff J. et al., 2004].

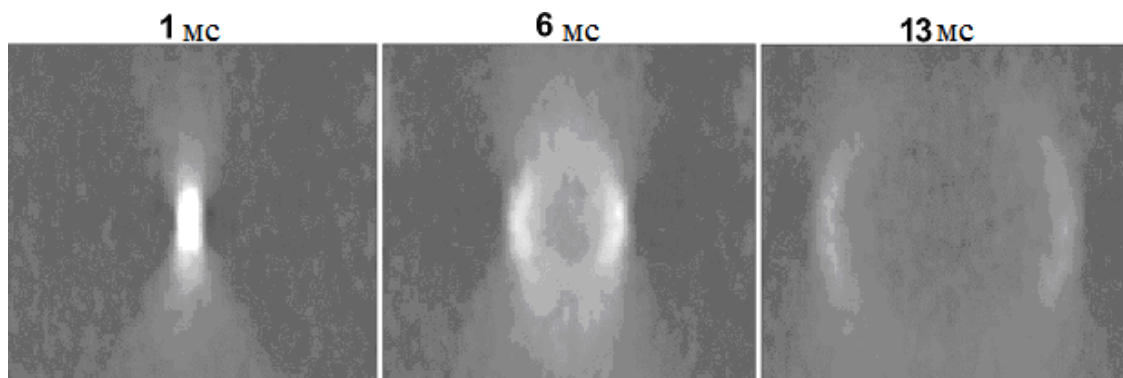


Рис. 15. Сдвиговая волна в процессе распространения в различные моменты времени (через 1, 6 и 13 миллисекунд) после создания сфокусированного акустического импульса (максимальная яркость пропорциональна максимуму сдвиговой деформации).

Скорость распространения сдвиговых волн определяется модулем сдвига G , который, как уже говорилось, прямо пропорционален модулю Юнга – E . Таким образом, измерив скорость распространения сдвиговой волны, можно получить количественную оценку модуля Юнга и, следовательно, **количественно характеризовать жесткость ткани**. Это существенное преимущество эластографии сдвиговых волн по сравнению с другими методами эластографии.

В отличие от квазистатических методов эластографии технология использования сдвиговых волн позволяет применять несколько более низкочастотные датчики. Поэтому глубина получения эластографической информации на сдвиговых волнах, вообще говоря, может быть больше.

Приведенные в разделе 1.1 соотношения, определяющие принципы получения эластографических изображений на сдвиговых волнах, на практике точно не выполняются, в частности, по следующим причинам:

- границы тканей и их структура влияют на соотношение между модулем сдвига и скоростью распространения сдвиговых волн;
- ткани, упругость которых оценивается, неоднородны: содержат различные включения в виде жидкостных образований, границ соседних органов, и т.д.;
- наличие неоднородностей в тканях, прилежащих к области фокусированного акустического воздействия, может приводить к отражению и интерференции поперечной сдвиговой волны (рис.19), к ошибке измерения ее скорости и, следовательно к неточной оценке модуля Юнга.

Рассмотрим некоторые из методов эластографии, использующих сдвиговые волны.

Непрямая (транзиентная) эластография с периодическим механическим воздействием.

Впервые метод эластографии сдвиговых волн (Shear Wave Elastography) или непрямой (транзиентной) эластографии (Transient Elastography -TE), был реализован в системе FibroScan для исследования печени. В системе используется специальный УЗ одноэлементный датчик, расположенный на круглой поверхности небольшого поршня, который совершает периодическое механическое воздействие на поверхность кожи. Вокруг поршня возникает кольцевая сдвиговая волна (помимо обычной волны, движущейся вдоль оси поршня вглубь со скоростью звука). Эта кольцевая сдвиговая волна также движется по направлению оси поршня, но с гораздо более медленной скоростью, близкой к скорости поперечной сдвиговой волны.

Одномерный датчик, работая в М-режиме, может отслеживать перемещение вглубь максимума сдвиговой волны за счет корреляционной обработки принятых радиочастотных эхо-сигналов, получаемых в результате последовательного излучения зондирующих сигналов, как это делается в М-режиме (Рис. 16).

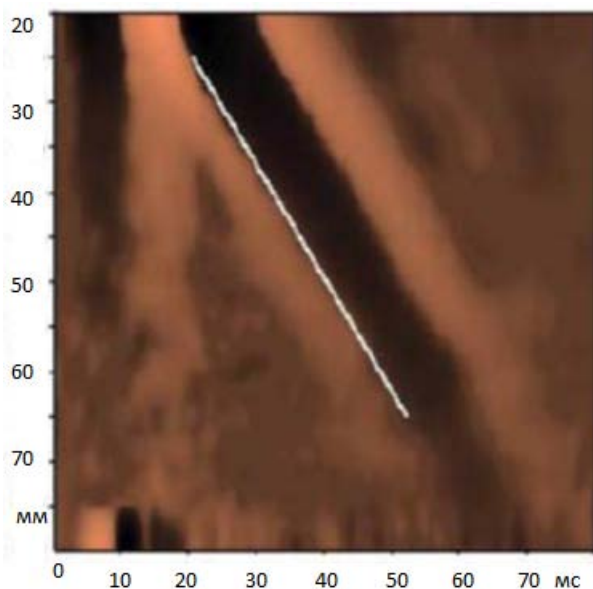


Рис.16. Транзиентная эластография. Положение по глубине максимума сдвиговой волны в зависимости от времени (после очередного зондирования в М-режиме), отображаемые в виде светлых пятен на М-эхограмме.

Положения максимума сдвиговой волны после каждого зондирования отображаются в виде светлых пятен на общем окрашенном фоне и образуют практически прямую линию. Наклон выделенной прямой дает возможность достаточно точно определить скорость перемещения сдвиговой волны вглубь тканей и, таким образом, оценить модуль Юнга по формуле (4), приведенной в разделе 1.1.

Для получения точного результата проводится не менее 10 измерений, на основе которых аппарат вычисляет средний результат. Результаты анализа выражают в килопаскалях.

В зависимости от показателей модуля упругости определяется степень фиброза (таблица 2).

Таблица 2

Степень фиброза по Metavir	Среднее значение модуля упругости (кПа)
F0	≤ 5.8
F1	5.9 - 7.2

F2	7.3 - 9.5
F3	9.6 - 12.5
F4	>12.5

Метод применяется для диагностики цирроза и серьезных фиброзных изменений, хотя для обнаружения начала паталогического процесса его нельзя считать надежным. Серьезным недостатком способа является невозможность получения двумерной картины с достаточной разрешающей способностью.

Этот метод не дает возможность получить двумерную эластограмму, а позволяет оценить модуль Юнга только в ограниченной зоне одного луча.

Кроме указанного ограничения, метод имеет и другие недостатки:

- невозможность прохождения сдвиговой волны через жидкие структуры, находящиеся в луче;

- трудность получения информации у пациентов с ожирением (в этом случае приходится от обычного режима применения частоты датчика 3,5 МГц и амплитуды движения поршня 2 мм переходить к режиму 2,5 МГц и амплитуде 3 мм);

- возможные ошибки оценки эластичности в зависимости от того, как ведется исследование – через межреберье или нет, т.к. от этого зависит степень механического воздействия, а она влияет на эластичность тканей – при более сильном воздействии эластичность ткани снижается (они становятся жестче);

- результат зависит от выбора частоты вибрации поршня, т.к. она также влияет на эластичность ткани, что приводит к определенным трудностям реализации нужного режима работы.

Достоинством метода является малое влияние на механический и тепловой индексы системы.

Определенное улучшение описанного метода может быть достигнуто за счет технологии так называемой контролируемой вибрации – **Vibration-Controlled Transient Elastography (VCTE™)** [Sandrin L. white paper, 2009]. При этом контролируется частота вибрации механического вибратора (величина частоты – порядка 50 Гц), интенсивность и прикладываемое усилие изменяется в зависимости от пациента (ребенок или взрослый), и применяется стандартизованный алгоритм обработки. Акустическая энергия, направляемая в организм пациента ограничена уровнем, требуемым стандартами FDA в США.

Технология применения акустического импульса давления

Альтернативой методу механического воздействия с целью получения сдвиговых волн является метод создания акустического радиационного давления с помощью мощного ультразвукового импульса - **acoustic radiation force imaging (ARFI)**. Об этой технологии говорилось выше в разделе, посвященном компрессионной эластографии, т.к. акустический импульс позволяет создать локальную продольную деформацию в более узком направлении, чем импульс давления, создаваемый механически (однако, при этом жесткость ткани не оценивается количественно)

Акустический импульс, как уже было сказано, может использоваться для создания сдвиговых волн. В этом случае возможна локальная оценка модуля Юнга путем измерения скорости сдвиговой волны на определенной глубине и, следовательно, оценка жесткости локального участка ткани.

Системы с технологией ARFI обеспечивают фокусировку радиационного импульса на различную глубину, если переключать положение фокуса импульса с высокой скоростью [Garra B. S., 2011]. Это дает принципиальное преимущество перед механическим способом создания импульса.

Метод ARFI, который можно отнести к динамическим методам, в режиме оценки аксиальных деформаций имеет некоторые преимущества перед обычным квазистационарным способом построения эластограммы:

- более высокое разрешение,
- меньше причин для артефактов, особенно связанных со скольжением в процессе создания давления.
- большее отношение сигнал/шум,
- лучше контраст эластограммы.

К недостаткам метода следует отнести

- зависимость контраста изображения от поглощения и отражения локального участка, на который воздействует радиационный сигнал,
- влияние на контраст задержки времени оценки деформации относительно момента излучения радиационного импульса,
- излучение мощных радиационных импульсов приводит к нагреву датчика, что не позволяет получить высокую частоту кадров.

Режим ARFI наилучшим образом реализуется при использовании технологии сдвиговых волн. Метод оценки эластичности в одной локальной области, где сфокусировано радиационное воздействие называется точечной эластографией сдвиговых волн (point Shear Wave Elastography – pSWE).

Метод называется точечным, т.к. дает возможность оценить эластичность ткани только в локальной области создания сфокусированного радиационного импульса ARFI. При изменении фокусировки по глубине метод является основой построения двумерных эластограмм по результатам анализа скорости распространения сдвиговых волн в поперечном направлении в каждом из фокусов. Глубина получения информации при этом

достигает 3,5 см с линейным датчиком (при исследовании молочной железы) и 8 см с конвексным датчиком (при абдоминальных исследованиях, в частности, исследовании печени).

При исследовании печени, в отличие от метода транзientной эластографии, при использовании перефокусируемого радиационного импульса не возникает проблем, связанных с наличием асцитов, и меньше ограничений при наблюдении пациентов с ожирением.

Благодаря сверхбыстрому сканированию (см. ниже) возможно построение не только двумерных, но и трехмерных эластограмм (3D SWE).

Типичные размеры зоны исследования при построении эластограммы – 2x3 см с использованием линейного датчика и 9x4 см с использованием конвексного датчика. Частота обновления эластограмм может составлять 3-4 в секунду, однако в связи с необходимостью осуществлять усреднение по кадрам для улучшения качества изображения, реально эта частота снижается.

Пространственная разрешающая способность эластограмм сдвиговых волн несколько уступает компрессионному методу, однако не содержит артефактов, характерных для метода компрессии. И, конечно, важным преимуществом технологии сдвиговых волн является получение оценки (хотя и с некоторыми ограничениями) величины модуля Юнга.

Помимо этого, метод сдвиговых волн потенциально позволяет оценивать вязкость тканей, измеряя изменение скорости сдвиговой волны в зависимости от частоты. В отличие от транзientной эластографии переключение фокальных зон обеспечивает продольную разрешающую способность эластографии сдвиговых волн. Переключать фокусы по глубине одновременно с излучением радиационного импульса, перемещая вглубь «источники» сдвиговых волн, можно с высокой скоростью. Таким образом «луч давления», инициирующий сдвиговые волны распространяется вглубь тканей со скоростью, существенно (в десятки раз) большей, чем скорость распространения сдвиговых волн. Если скорость распространения продольных волн в мягких тканях близка величине 1500м/с, то скорости распространения сдвиговых волн имеет порядок нескольких метров в секунду. Отсюда возникло название такого рода технологии - **сверхзвуковое изображение на сдвиговых волнах (Supersonic shear imaging - SSI)** [Bercoff J. et al., 2004] или *supersonic shear wave elastography (SSWE)*.

Создатели этого метода использовали аналогию с физической картиной, например, имеющей место при движении самолета со сверхзвуковой скоростью, когда нос самолета является вершиной конической поверхности, которая движется со скоростью самолета и называется конусом Маха. Поверхность конуса Маха является «барьером», при прохождении которого происходит скачок уплотнения (ударная волна), ощущаемый наземным наблюдателем. Только после прохождения границы конуса Маха

наблюдатель может слышать звук двигателя самолета. Отношение скорости движения объекта к скорости звука называется числом Маха.

Разработчики технологии эластографии сдвиговых волн используют число Маха для оценки отношения скорости ультразвуковых продольных волн радиационного импульса (порядка 1500 м/с) к скорости сдвиговых волн (порядка нескольких метров в секунду). На рис 17 дана иллюстрация, поясняющая рассматриваемую аналогию.

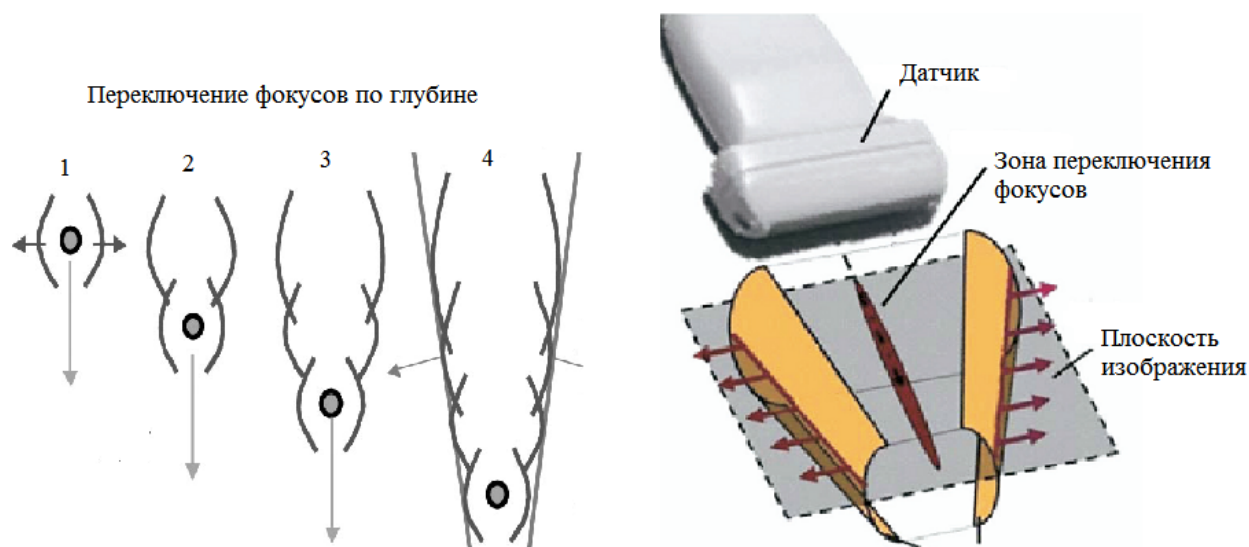


Рис. 17. Переключение фокуса радиационного ультразвукового импульса давления по глубине и образование конической поверхности, характеризующей движение пика амплитуд возникающих сдвиговых волн.

Использование аналогии с физическими процессами, связанными с движением самолета, по нашему мнению, не очень убедительно и не сильно помогает понять суть физического процесса возникновения и распространения сдвиговых волн. При движении самолета имеют место волны одной природы – продольные звуковые волны, а в технологии SSI продольные ультразвуковые волны порождают поперечные сдвиговые волны.

Дополнительной проблемой, которая должна быть преодолена в эластографии сдвиговых волн, является необходимость иметь высокую частоту кадров. На рис. 14 в разделе 1.1 и на рис. 18 даны типичные графики смещения (деформации) в зависимости от времени, возникающие при сдвиговых волнах, откуда следует, что для получения информации о перемещении максимума сдвиговых волн на всех глубинах в достаточно широкой зоне обзора требуется очень высокая частота кадров.

Для того, чтобы корректно оценить скорость перемещения максимума деформации, которая может быть менее 0,5 м/с (или 0,5мм/мс), необходимо на интервале времени около нескольких миллисекунд иметь несколько десятков кадров. Нетрудно посчитать, что требуемая частота кадров должна быть не менее 3000-4000 кадров в секунду.

Получить такую частоту кадров при традиционном способе сканирования невозможно из-за известного физического ограничения, связанного со скоростью распространения ультразвука в биологических тканях [Осипов Л.В., 1999]. По этой причине приходится применять особый способ сканирования, при котором узкий передающий луч не формируется как обычно, а в режиме передачи формируется широкий луч (практически плоская волна в области интереса). Прием осуществляется всеми элементами датчика одновременно без сканирования и фокусировки и радиочастотная информация с выхода каждого элемента записывается. Излучение и прием занимают время не более 150-200 мкс. Это и есть время, необходимое для получения информации для одного кадра. В процессе постобработки зарегистрированной информации можно получить кадр изображения такой, какой бы мы имели, осуществляя сканирование на прием. Дополнительное время на постобработку сравнительно невелико при быстродействии современных вычислительных средств, так что при этом вполне достижима частота кадров 3000 в секунду и более.

Очевидным недостатком такого способа сканирования является снижение чувствительности и поперечной разрешающей способности.

На рис.18 показано в цвете, как распространяются сдвиговые волны возле зоны фокуса в различные моменты времени.

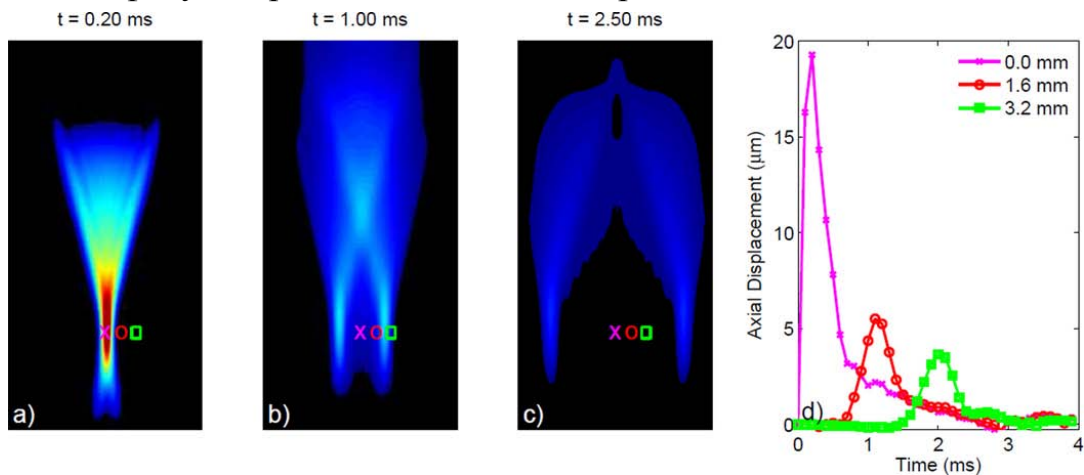


Рис. 18. Акустические поля, иллюстрирующие распределение энергии волн в различные моменты времени: а) сразу же после воздействия радиационного сфокусированного импульса (длительностью 45 мкс и частотой 1.3 МГц), при этом вся энергия сосредоточена в узкой фокальной зоне (region of excitation - ROE); б) сдвиговые волны, появляющиеся на границах фокальной зоны, распространяются перпендикулярно по отношению к направлению акустического импульса (хотя сдвиговые смещения параллельны ему); в) амплитуда смещения уменьшается по мере их удаления от зоны возбуждения (если сравнить картинки б и в); д) изменение амплитуд сдвиговых волн в зависимости от времени на разных расстояниях от фокуса. [Doherty J. R. et al., 2013].

В неоднородных мягких тканях картина распространения сдвиговых волн может иметь более сложный характер из-за отражений от границ структур с различными акустическими сопротивлениями. Наличие по соседству с зоной интереса границ тканей с различным акустическим сопротивлением и слоистых структур искажает получаемую информацию.

На рис 19 изображен пример с наличием таких границ (изображены белыми вертикальными пунктирными линиями). В отличие от случая, изображенного на рис 18, в этом примере наблюдаются сдвиговые волны, отраженные от границ неоднородных структур и двигающиеся в обратном направлении (к фокусу радиационного воздействия). В этом случае возможны ошибки количественной оценки модуля Юнга.

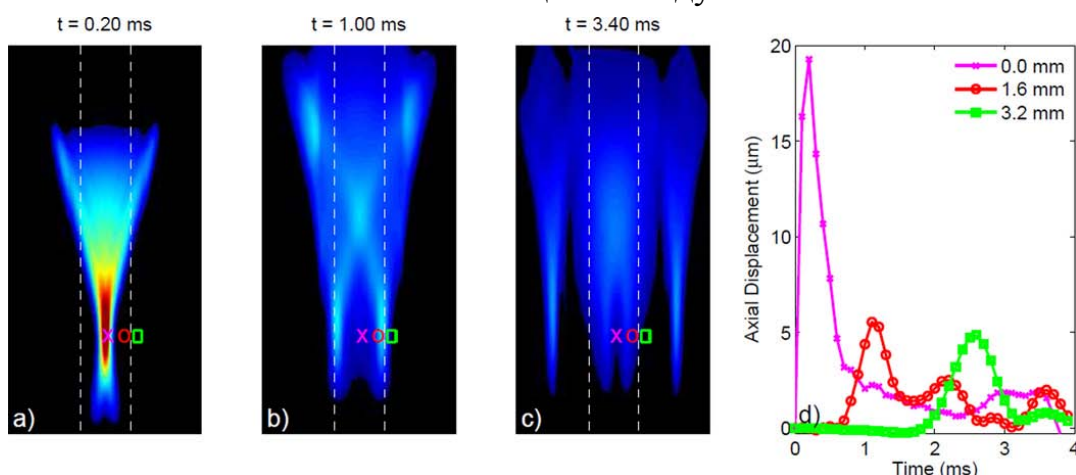


Рис. 19. Картина, аналогичная изображенной на рис. 18, но для среды, в которой имеются границы структур с различными акустическими сопротивлениями (изображены белыми вертикальными пунктирными линиями). [Doherty J. R. et al., 2013].

В последние годы предложены новые, более совершенные методы эластографии. Системы, созданные на базе этих технологий, дадут возможность формировать двухмерное и даже трехмерное изображение распределения эластичности тканей в определенной области [Bercoff et al. 2004]

Эластография с использованием сдвиговых волн, по мнению многих авторов, отличается от традиционной компрессионной эластографии на основе оценки продольных деформаций, возникающих при сдавливании тканей, тем, что обеспечивает большую объективность при оценке границ образований с различной эластичностью и меньшую зависимость от опыта исследователя [Thitaikumar A. et al., 2007; 2010].

Интересные результаты в эластографии сдвиговых волн получены компанией SuperSonic Imagine (Aix-en-Provence, France), продемонстрировавшей систему Aixplorer, в которой для анализа поперечных волн используется очень высокая частота сканирования в ограниченной области анализа. Система работает в реальном времени, что обеспечивается быстродействующей программой формирования изображений, и

использует цветовое кодирование (правда с цветовой палитрой, отличной от общепринятой). Применяются обычные датчики, режим В и стандарт количественной оценки плотности BI-RADS.

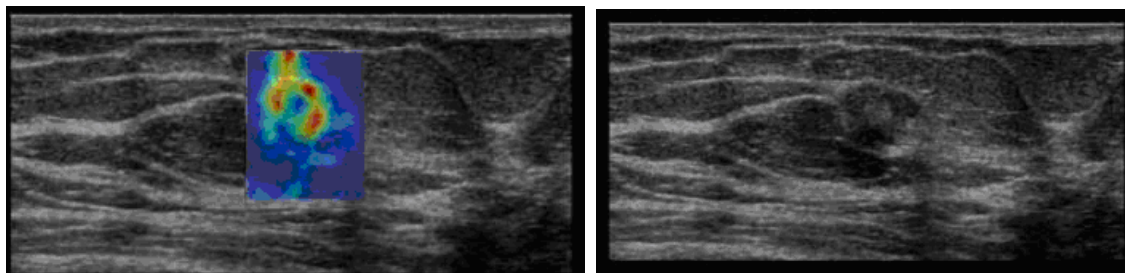


Рис.20. Эластограмма молочной железы, полученная с использованием сдвиговых волн в приборе Aixplorer - выявляется злокачественное образование в плотной оболочке.

Зависимость результата от действий оператора в методе сдвиговых волн меньше, чем в компрессионном методе, хотя и в этом случае требуется аккуратно манипулировать с датчиком с тем, чтобы избежать нежелательного сдавливания тканей и появления вследствие этого ошибок и артефактов.

На качество получаемой эластограммы сдвиговых волн влияют такие факторы, как: изменение затухания, наличие отражающих структур, неоднородность тканей, наличие рассеяния. Если рядом расположены жидкие структуры, не имеющие вязкости (например, кисты), то это ведет к дополнительным ошибкам.

Вибрационная эластография (vibration sonoelastography, vibroelastography).

Несмотря на то, что компрессионная эластография применяется наиболее широко, при ее использовании возникают трудности исследования глубоко расположенных структур, проблемы с точной количественной оценкой жесткости тканей и трудности обнаружении диффузных поражений таких, как цирроз печени.

В связи с этим очевиден интерес к технологии создания низкочастотного вибрационного воздействия на ткани, что в принципе обеспечивает глубокое распространение деформирующих ткани волн сжатия и разрежения. Самые ранние исследования были посвящены использованию естественных пульсаций крупных сосудов и сердца, приводящих к смещению близлежащих тканей, что могло быть использовано для оценки различий в возникающих при этом деформаций тканей.

Первые исследования метода вибрационной эластографии (VibroElastography - VE) с помощью датчика или отдельного вибратора, расположенного рядом с датчиком, были предприняты в 1990-х годах, а

попытки создания аппаратуры и алгоритмов с целью их практического применения в ультразвуковой диагностике были начаты в 2000 году.

Для оценки эластичности в процессе вибрационного воздействия на биологические ткани сравниваются амплитуды или скорости перемещения отдельных участков в определенных фазах прохождения низкочастотной вибрационной волны. Диапазон частот вибрационного воздействия находится в пределах 50- 1000Гц.

Амплитуды смещения определяются с помощью корреляционной обработки спекл-картины, получаемой в процессе движения и характерной для каждого малого участка. В результате могут быть получены количественные характеристики упругости тканей [Doyley M. M. et al.].

Применяются различные способы обработки получаемых сигналов, например, доплеровская обработка с оценкой дисперсии доплеровского спектра или с помощью алгоритма оценки градиента фаз. Следует иметь в виду, что обычный автокорреляционный метод оценки скорости перемещения не дает результата вследствие синусоидального характера изменения скорости под действием вибрации (среднее значение скорости равно нулю). По этой причине можно использовать вариацию скорости (дисперсию), которая связана линейно с амплитудой перемещения [Taylor L., Porter V. C. et al.].

Доплеровский алгоритм основан на соотношении, связывающем величину, характеризующую амплитуду вибрации выделенного участка с дисперсией доплеровского спектра [Huang et al., 1990]:

Другой возможный метод оценки амплитуды вибрации - модифицированный режим энергетического доплера [McKenna S.J. et al.]. Традиционный энергетический доплер для этого не может быть использован, т.к. уровень яркости в этом режиме прежде всего зависит от интенсивности эхо-сигналов от движущихся отражателей, поэтому предложено использовать результаты В-сканирования для компенсации влияния интенсивности эхо-сигналов.

В виброэластографии также применяется технология, аналогичная технологии сдвиговых волн и основанная на измерении длины сдвиговой волны на отдельных участках, т.к. чем больше жесткость ткани, тем больше скорость волны и, следовательно, больше длина волны. Измеряя длину сдвиговой волны, можно оценить количественную величину модуля упругости ткани. При этом проявляется такое же существенное преимущество вибрационной эластографии, которое свойственно методу эластографии на основе сдвиговых волн. Другим преимуществом этого метода является меньшая зависимость результата от навыка и профессионализма исследователя.

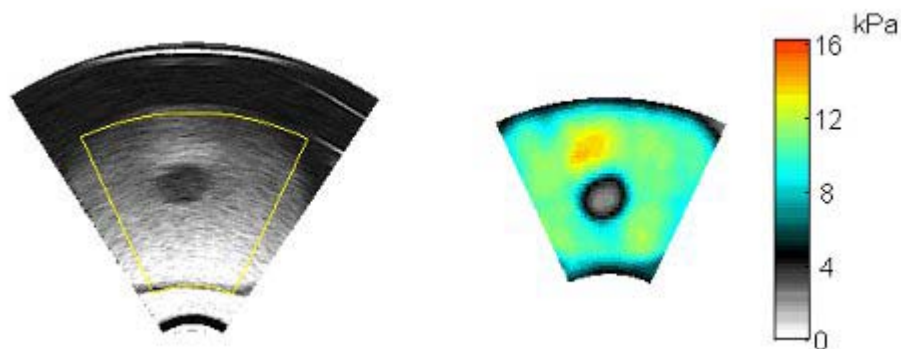


Рис. 21. В-изображение и виброэластограмма, полученные с использованием специализированного фантома, имитирующего мягкие (черный цвет на эластограмме) и твердые образования (желтооранжевый цвет) [Salcudean T. et al., Copyright 2011 VibroElastography - Home. Ali Baghani].

Одним из возможных путей развития виброэластографии является метод «**ползучих волн**» (crawling waves) [Parker K.J., 2011], суть которого состоит в том, что формируются два параллельных источника сдвиговых волн, в результате чего получается интерференционная картина, которая содержит информацию о характеристиках упругости ткани. Термин «ползучие волны» обязан своим названием тому, что малая частота интерференции или малое изменение фазы приводит к относительно медленному изменению картины

[Urban M.W., et al., 2012].

Метод **виброэластографии** использует низкочастотные механические колебания, уровень амплитуды давления которых снижается с глубиной незначительно. В этом смысле виброэластография имеет принципиальные преимущества по сравнению с методами, использующими обычную компрессию, хотя и более сложна в реализации.

Может использоваться ручная вибрация (рукой или датчиком) или автоматический вибратор, для чего применяется специальная насадка на датчик (например, технология ElastoScan).

Другой возможный метод оценки амплитуды вибрации - модифицированный режим энергетического доплера [McKenna S.J. et al.]. Традиционный энергетический доплер для этого не может быть использован, т.к. уровень яркости в этом режиме прежде всего зависит от интенсивности эхо-сигналов от движущихся отражателей, поэтому предложено использовать результаты В-сканирования для компенсации влияния интенсивности эхо-сигналов или оценку дисперсии энергетического спектра, которая связана с деформацией.

Безопасность использования методов эластографии обеспечивается действующими международными стандартами. Особое внимание

необходимо проявлять при использовании технологии ARFI, т.к. в этом случае может увеличиваться значение теплового импульса TI. И, как обычно, должно быть проявлена особая осторожность при принятии решения об исследованиях таких чувствительных структур, как глаза и плод в период беременности.

Литература

Aixplorer, Aix-en-Provence, France. www.supersonicimagine.com;

Argalia G., De Bernardis S., Mariani D. et al. Ultrasonographic contrast agent: evaluation of time-intensity curves in the characterization of solitary thyroid nodules. //Radiol. Med. (Torino). 2002. №103 (4). P. 407-413.

Athanasίου A. et al., Breast Lesions: Quantitative Elastography with Supersonic Shear Imaging—Preliminary Results, Radiology, Publ. online before print, May 26, 2010.

Bae U., Dighe M., Dubinsky T., Minoshima S., Shamdasani V., Kim Y. Ultrasound thyroid elastography using carotid artery pulsation: preliminary study. J Ultrasound Med. 2007; 26:797–805.

Bamber J. et al. EFSUMB* Guideliness and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. Ultrashall in Med. 2013; 34: 164-168.

Bamber J. et al. EFSUMB* Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 2: Basic Principles and Technology Ultrashall in Med, 2013; 34: 169-184.

Bercoff J., Tanter M., Fink M. Supersonic Shear Imaging: A New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 51, no. 4, 2004
Biol 2000; 26: S23–S29.

Chen L., Housden R.J., R.J.Treece R.J., Gee A.H., Prager R.W.: A Hybrid Displacement Estimation Method for Ultrasonic Elasticity Imaging. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol., 57, No. 4, pp. 866–882, 2010.

Chen X., Xie H., Erkamp R., Kim K., Jia C., Rubin J.M., O'Donnell M. 3-D correlation-based speckle tracking. *Ultrason Imaging*. 2005;21:21–36.

Cho N., Moon W. K., Park J. S. et al. Nonpalpable Breast Masses: Evaluation by US Elastography //Korean J. Radiol. 2008. Mar-Apr; 9(2). P. 111–118.

Cognetti D. M., Pribitkin E. A., Keane W. M. Management of the Neck in Dif-ferentiated Thyroid Cancer. //Surgical Oncology Clinics of North America. 2008, January. V. 17. Issue 1. P. 157-173.

Cournane S., Fagan A. J. and J E Browne J. E. Review of Ultrasound Elastography Quality Control and Training Test Phantoms, 2012.

Dighe M., Bae U., Richardson M. L. et al. Differential Diagnosis of Thyroid Nodules with US Elastography Using Carotid Artery Pulsation //Radiology. August 2008. V. 248. P. 662-669.

Doherty J. R., Trahey G. E., Palmeri M. L. Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control 2013.

Doyley M. M., Meaney P. M., and Bamber J. Evaluation of C. An iterative reconstruction method for quantitative elastography. *Phys. Med. Biol.*, 45:1521–1540, 2000.

Eyerly S.A., Hsu S.J., Agashe S.H., Trahey G.E., Li Y., Wolf P.D.: An *In Vitro* Assessment of Acoustic Radiation Force Impulse Imaging for Visualizing Cardiac Radiofrequency Ablation Lesions. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, Vol. 21, No. 5, pp. 557–563, 2010.

Fukuda K., Mori M., Koma M. Analysis of strain patterns of common liver tumors using real-time tissue elastography. //Abstracts from the 12th Congress of World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology. *J. Ultrasound in medicine and biology*. v.35. S.8. 2009. P. S 153.

Fukunari N., Arai K., Naakamura et al. Clinical evaluation of Elastography for the differential diagnosis of thyroid follicular tumors. //Abstracts from the 12th Congress of World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology. *J. Ultrasound in medicine and biology*. v.35. S.8. 2009. P. S 230.

Furukawa M.K., Kubota A., Hanamura H., Furukawa M. Clinical application of real-time tissue elastography to head and neck cancer: evaluation of cervical lymph node metastasis with real-time tissue elastography // *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho*. 2007. V. 110. P. 503-505.

Garra B. S. Tissue elasticity imaging using ultrasound/ *Applied radiology Journals* > Volume 40, Number 04, April 2011.

Gennisson J.-L., Catheline S., Chaffar S., Fink M. Transient elastography in anisotropic medium: Application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. 2003 Acoustical Society of America.

Hall T.J., Zhu Y., Spalding C.S.. In vivo real-time freehand palpation imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2003; 29:427–35.

Jiang J., Varghese T., Brace C., Madsen E.L., Hall T.J., Bharat S., Hobson M.A., Zagzebski J.A., Lee F.T., Jr. Young's Modulus Reconstruction for Radio-Frequency Ablation Electrode-Induced Displacement Fields: A Feasibility Study. *IEEE Trans Med Imag*; 2009.

Jiang J., Hall T.J. A parallelizable real-time motion tracking algorithm with applications to ultrasonic strain imaging. *Phys. Med. Biol*. 2007; 52:3773–3790.

Khokhlova E., Lukyanova E., Rozhkova N., Zubarev A. Real-time sonoelastography in differentiation of solid breast lesion. //Abstracts from the 12th

Congress of World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology. J. Ultrasound in medicine and biology. v.35. S.8. 2009. P. S 153.

Kiyomatsu H., Ueno E., Tohno E. et al. Clinical application of ultrasound elastography for diagnosis of parathyroid carcinoma. //Abstracts from the 12th Congress of World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology. J. Ultrasound in medicine and biology. v.35. S.8. 2009. P. S 153-154.

Kolen A.F., Bamber J.C., Ahmed E.E.. Analysis of cardiovascular induced liver motion for application to elasticity imaging of the liver in-vivo, (abstract) J Ultrasound Med. 2003;21:S53.

Konofagou E.E., D'Hooge J., Ophir J.: Myocardial Elastography – A Feasibility Study *In Vivo*. Ultrasound Med. Biol., Vol., 28, No. 4, pp. 475–482, 2002.

Kouvaraki M. A., Shapiro S. E., Fornage B. D. et al. Role of preoperative ultra-sonography in the surgical management of patients with thyroid cancer. //Surgery. 2003, December. V. 134. Issue 6. P. 946-954.

Krouskop T. et al. Elastic moduli at breast and prostate tissue under compression. Ultrason . Imag. 1998,16.

Lazebnik R.S., Tissue strain analytics, virtual touch tissue imaging and quantification Siemens, oct. 2008.

Lyshchik A., Higashi T., Asato R., et al. Cervical lymph node metastases: diagnosis at sonoelastography-initial experience // Radiology. 2007. V. 243. P. 258-267.

Mahdavi S.S., Moradi M., Wen Xu, Morris W.J., Salcudean S.E., McKenna S.J. et al. Sonoelastography using Compensated Power Doppler, University of Dundee, Scotland, 2002.

Nightingale K., Soo M.S., Nightingale R., Trahey G. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. Ultrasound Med Biol 2002; 28:227–235. of the breast. IEICE Trans Inf Syst 2002; 85: 5–14.

Ophir J., Garra B., Kallel F., Konofagou E., Krouskop T., Righetti R., Varghese T. Elastographic imaging. Ultrasound in Medicine and Biology. 2000; 26 (suppl): S23–9.

Ophir J. et al. Elastography: Imaging the Elastic Properties of Soft Tissues with Ultrasound. J Med Ultrasonics 2002, pp. 155-171.

Ophir J., Cespedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y., Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues //Ultrason Imaging. 1991. V. 13. P. 111-134.

Parker K.J. The evolution of vibration sonoelastography. Current Medical Imaging Reviews, 2011, 7, 283-291.

Patil A.V., Garson C.D., Hossack J.A. 3D prostate elastography: algorithm, simulations and experiments. Phys Med Biol. 2007;52:3643–3663.

Pellot-Barakat C., Frouin F., Insana M.F., Herment A. Ultrasound elastography based on multiscale estimations of regularized displacement fields. *IEEE Trans Med Imaging*. 2004;23:153–163.

Pesavento A., Lorenz A., Siebers S., Ermert H. New real-time strain imaging concepts using diagnostic ultrasound. *Phys Med Biol*. 2000; 45:1423–35.

Pesavento A., Perrey C., Krueger M., Ermert H. A time-efficient and accurate strain estimation concept for ultrasonic elastography using iterative phase zero estimation. *IEEE Trans Ultrason Ferroel Freq Cont*. 1999;46:1057–67.

Rao M., Varghese T. Correlation analysis of three-dimensional strain imaging using ultrasound two-dimensional array transducers. *J Acoust Soc Am*. 2008;124:1858–65.

Ricketts I. W., McKenna S. J., Iqbal A., Frank T., Dickson S., Cuschieri A., Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph JM, et al. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound Med Biol* 2003;29:1705–1713.

Shi H., Varghese T. Two-Dimensional Multi-level Strain Estimation for Discontinuous Tissue. *Phys Med Biol*. 2007;52:389–401.

Treece G., Lindop J., Chen L., Housden J., Prager R. and Gee A. Real-time quasi-static ultrasound elastography, *Interface Focus*, pp.540-552, April 2011.

Turgay E, Salcudean S, Rohling R. Identifying the mechanical properties of tissue by ultrasound strain imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2006; 32:221–35.

Urban M.W., Alizad A., Aquino W., W.Greenleaf W., FatemiCurr M. A Review of Vibro-acoustography and its Applications in Medicine. *Med Imaging Rev*. Author manuscript, 2012.

Varghese T. Quasi-Static Ultrasound Elastography *Ultrasound Clin*. 2009 July; 4(3): 323–338].

Vibroelastography for Visualization of the Prostate region: Metod Evaluation. *Proceedings (part 2) Image Computing and Computer- Assisted Intervention*, 2009, pp. 339-347

Wu Z., Taylor L. S., Rubens D. J., Parker K. J. Sonoelastographic imaging of interference patterns for estimation of the shear velocity of homogeneous biomaterials *Phys. Med. Biol*. 49, pp. 911–922, 2004.

Zhu Y, Hall T. A modified block matching method for real-time freehand strain imaging. *Ultrason Imaging*. 2002;24:161–176.

Зубарев А.Р., Федорова В.Н., Демидова А.К. и соавт. Ультразвуковая эластография как новая ступень в дифференциальной диагностике узловых образований щитовидной железы: обзор литературы и предварительные клинические данные. //Медицинская визуализация. 2010. №1. С. 11-16.

Зыкин Б.И., Постнова Н.А., Медведев М.Е., Эластография: анатомия метода. *Променева диагностика, променева терапия*, 2-3/2012.

Митина Л.А., Казакевич В.И., Степанов С.О. Ультразвуковая диагностика опухолей пищеварительного тракта. М. 2011 Изд. Триумф

Митина Л.А., Казакевич В.И., Степанов С.О. Ультразвуковая онкоурология; под ред. Чиссова В.И., Русакова И.Г.-М. Изд. Триумф, 2009.

Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. — М.: Видар, 1999. — 256 с.

Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Режимы, методы и технологии — М.: Изомед, 2011. — 312 с.

Рожкова Н.И., Зубарев А.В., Запирова С.Б., Хохлова Е.А. Соноэластография в диагностике злокачественных и доброкачественных заболеваний молочных желез. //Вестник Российской ассоциации радиологов. №1. 2009г. С. 19-23.

Сенча А.Н., Могутов М.С., Сергеева Е.Д., Шмелев Д.М. Соноэластография и новейшие технологии ультразвукового исследования в диагностике рака щитовидной железы / «Издательский Дом «Видар-М», 2010.

Ультразвук в медицине. Физические основы применения/ Под ред. Хилла К. и др. Пер. с англ. — М. ФИЗМАТЛИТ, 2008. — 544с.

* EFSUMB - European Federation for Ultrasound in Medicine and Biology.