

Жесткость, упругость, эластичность, плотность – клиническая интерпретация физических свойств тканей печени для врача ультразвуковой диагностики

А. В. Борсуков¹, Д. Ю. Венидиктова¹, А. Д. Смирнова², М. А. Якушева²

¹ФГБОУ ВО «Смоленский государственный медицинский университет»
Минздрава России, г. Смоленск

²ФГБОУ ВО «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана»
(Национальный исследовательский университет)), Москва

РЕЗЮМЕ

Цель. Оценка единого вектора ультразвуковой оценки изменений паренхимы печени с учетом корректного использования таких физических понятий, как жесткость, упругость, эластичность, плотность.

Материалы и методы. На базе проблемной научно-исследовательской лаборатории «Диагностические исследования и малоинвазивные технологии» ФГБОУ ВО «СГМУ» Минздрава России проведено исследование с участием 112 пациентов многопрофильного стационара. Мультипараметрическое ультразвуковое исследование (В-режим, количественная стеатометрия печени, двухмерная эластография сдвиговых волн, комплексный формат «печеночный протокол») проводили врачи ультразвуковой диагностики (n = 24) следующих групп: ординаторы полугода по специальности «ультразвуковая диагностика» (n = 9; 37,6%), врачи, работающие в многопрофильном стационаре медицинской организации областного центра со стажем работы до 5 лет (n = 4; 16,6%), 6–10 лет (n = 4; 16,6%), 11–20 лет (n = 3; 12,6%), 21 год и более (n = 4; 16,6%), из них профессоров – 1 (4,2%), докторов медицинских наук – 1 (4,2%), кандидатов медицинских наук – 3 (12,5%). Далее был проведен анализ протоколов ультразвукового исследования.

Результаты. Корректное описание изменений в печени по данным В-режима, количественной стеатометрии, двухмерной эластографии сдвиговых волн, «печеночного протокола» физически верные формулировки дали 9 (37,5%) специалистов. Во всех случаях большинство корректных протоколов были предоставлены врачами из групп 6–10 лет стажа и 21 год стажа и более.

Заключение. В сообществе специалистов ультразвуковой диагностики отсутствует договоренность о корректном и унифицированном подходе к описанию диффузных изменений печени, в том числе при использовании мультипараметрического ультразвукового исследования. Для повышения уровня знаний необходимо комплексное multidisciplinary взаимодействие в формате научно-образовательных программ, организованных совместно со специалистами в области медицинской физики.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: ультразвуковая эластография, стеатометрия, печень, жесткость, эластичность, упругость, плотность.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ. Авторы заявляют об отсутствии конфликтов интересов.

Stiffness, elasticity, resilience, density as clinical interpretation of physical properties of liver tissue

A. V. Borsukov¹, D. Yu. Venidiktova¹, A. D. Smirnova², M. A. Yakusheva²

¹Smolensk State Medical University, Smolensk, Russia

²Moscow State Technical University n.a. N. E. Bauman (National Research University), Moscow, Russia

SUMMARY

Objective. Evaluation of a single vector of ultrasound assessment of changes in the liver parenchyma, taking into account the correct use of such physical concepts as stiffness, elasticity, resilience, density.

Material and methods. On the basis of the Problem Research Laboratory 'Diagnostic Research and Minimally Invasive Technologies' a study was conducted with the participation of 112 patients of a multidisciplinary hospital. Multiparametric ultrasound examination (B-mode, quantitative liver steatometry, 2D shear wave elastography, complex format 'liver protocol') was performed by ultrasound doctors (n = 24) of the following groups: half-a-year residents in the specialty 'ultrasound diagnostics' (n = 9; 37.6%), doctors working in a multidisciplinary hospital of a medical organization of the regional center with work experience up to 5 years (n = 4; 16.6%), 6–10 years (n = 4; 16.6%), 11–20 years old (n = 3; 12.6%), 21 years or more (n = 4; 16.6%), of which 1 (4.2%) professor, 1 (4.2%) doctor of medical sciences, 3 (12.5%) candidates of medical sciences. An analysis of the protocols of ultrasound examination was carried out.

Results. The correct description of changes in the liver according to B-mode data, quantitative steatometry, 2D shear wave elastography and 'liver protocol' correct formulations were given by 9 (37.5%) specialists. In all cases, most of the correct protocols were provided by doctors from groups of 6–10 years of experience and 21 years of experience or more.

Conclusions. In the community of specialists in ultrasound diagnostics there is no agreement on a correct and unified approach to the description of diffuse liver changes using multiparametric ultrasound. To increase the level of knowledge, complex multidisciplinary interaction is necessary in the format of scientific and educational programs organized jointly with specialists in the field of medical physics.

KEYWORDS: ultrasound elastography, steatometry, liver, stiffness, elasticity, resilience, density.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

CONFLICT OF INTEREST. The authors declare no conflicts of interest.

Введение

Определение свойств тканей органов для создания более информативных изображений представляет собой исследовательский и практический интерес. Многие ткани могут иметь сходную эхогенность при ультразвуковом исследовании, но при этом имеют разные механические свойства, которые также можно использовать для четкой визуализации нормальной анатомии и определения границ пораженных тканей и новообразований [1–4]. Так возникло несколько методов в зависимости от выбранного типа механического возбуждения (статическое сжатие, монохроматическая или переходная вибрация) и способа создания этих возбуждений (внешнего или внутреннего) [5].

На протяжении длительного времени пальпация тканей была ценным и самым распространенным инструментом для диагностики различных заболеваний. Рост злокачественных опухолей, рубцевание тканей предполагает замещение здоровых тканей более жесткой фиброзной тканью [1]. Чтобы численно, а не субъективно оценивать состояние тканей, были использованы понятия, такие как вязкость, жесткость и упругость – это физические свойства материалов, которые связаны с их способностью изменять форму и размеры под воздействием внешних сил.

Использовать понятие эластичности как параметра, который определяется при эластометрии, не совсем корректно. При проведении такого исследования определяется упругость или жесткость тканей, которые и используются для диагностики различных заболеваний. Это достигается измерением сдвиговых характеристик тканей и оценкой их механических свойств, таких как модуль сдвига и модуль Юнга (рис. 1).

Понятие эластичности связано с понятием упругости, но они не являются синонимами. Эластичность обычно относится к возможности материала вернуться в свое исходное состояние после того, как силы, вызывающие деформацию, были удалены. Упругость, с другой стороны, относится к тому, как материал реагирует на деформацию. Она характеризуется тем, как легко или трудно материал деформируется под воздействием нагрузки.

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 [6].

Существует несколько видов упругости: упругость объема, упругость деформации, упругость изгиба, упругость сдвига, упругость торсии, упругость сжатия. Ультразвуковой В-режим показывает разницу в импедансе соседних тканей, которая зависит от их плотности и скорости распространения ультразвука. Однако различия в плотности и скорости звука в мягких тканях незначительны, поэтому сдвиговая упругость является более информативным параметром. Сдвиговые свойства тканей отличаются значительно больше, чем другие упругие свойства, так как они зависят от клеточной и надклеточной структуры ткани.

Необходимо также понимать, что вязкость, жесткость и упругость характеризуют материалы по-разному и их определения не взаимозаменяемы. Материалы могут обладать высокой жесткостью и упругостью при низкой вязкости, но могут также иметь высокую вязкость, при низкой жесткости и упругости. Поэтому необходимо учитывать все три свойства при анализе внутренних органов, тканей и их характеристик.



Рисунок 1. Особенности формирования ультразвукового изображения – модули упругости.

Жесткость – это свойство материала сопротивляться деформации под воздействием силы. Материалы с высокой жесткостью не изменяют своей формы и размеров при действии сил, а материалы с низкой жесткостью легко деформируются. Единица измерения жесткости – Н/м² (Ньютон на метр квадратный). Жесткость тканей можно описать их модулем Юнга (E), который является мерой сопротивления материала деформации сжатия [7]. Например, жир, у которого модуль Юнга ниже, чем у менее податливых тканей, таких как мышечная и фиброзная, менее устойчив к деформациям [8]. Следует отметить, что вместо термина «сжатие» в медицинской литературе чаще используется термин «компрессия», поскольку при компрессионной эластографии необходимо надавить на поверхность тела – ощутить компрессию [9].

Деформация тканей возникает в ответ на напряжение, которое прикладывается к тканям. Далее, сделав некоторые допущения, будем считать, что ткань является линейной (величина деформации в результате приложенного дополнительного напряжения не является функцией приложенного абсолютного напряжения), эластичной (напряжение снимается, а деформированное состояние не зависит от скорости приложения напряжения), изотропной (свойства материала ткани не зависят от ориентации) и несжимаемой (объем ткани остается неизменным при растяжении из-за высокого содержания в ней воды). При этих предположениях напряжение и деформация могут быть связаны друг с другом модулем Юнга [7]:

$$\sigma = E\varepsilon, \quad (1)$$

где σ – напряжение, прикладываемое к тканям, ε – деформация тканей, E – модуль Юнга.

Значение ε представляет собой отношение изменения участка тканей после деформации к длине первоначального участка:

$$\varepsilon = \frac{l_0 - l}{l_0}, \quad (2)$$

где l_0 – длина участка до деформации, l – длина участка после деформации.

Вязкость – это свойство материала сопротивляться деформации при плавном движении соседних слоев. Это связано с трением между молекулами материала и является причиной, почему жидкости и газы сопротивляются сдвиговым деформациям. Единица измерения вязкости – Па × с (паскаль – секунда). Введение вязкости в описание ткани позволяет сделать жесткость ткани функцией частоты возбуждения (то есть $E[f]$). Эти вязкие механизмы приводят к потерям энергии в тканях. Нелинейность ткани подразумевает, что деформация в ответ на приложенное напряжение зависит от абсолютного напряжения, приложенного к ткани (модуль Юнга является также функцией деформации) [10].

Упругость – это способность материала возвращаться к своей исходной форме и размеру после деформации под воздействием силы. Если материал обладает высокой упругостью, то он может легко вернуться в свою исходную форму и размер при малых деформациях, а если упругость низкая, то материал может оставаться деформированным даже после прекращения действия силы. Единица измерения упругости – Н/м² (Ньютон на метр квадратный) [11–13].

Плотность ткани – это физическая величина, которая определяет массу ткани в единицу объема. Плотность тканей может изменяться в зависимости от типа ткани и ее состава. Например, плотность костной ткани выше, чем у мягких тканей, таких как мышцы или жировая ткань. В рамках эластографии плотность ткани не является непосредственным измеряемым параметром. Однако для определения упругих свойств ткани (которые, в свою очередь, могут зависеть от плотности) может использоваться информация о скорости распространения упругих волн в ткани [14–18].

Так, в режиме количественной стеатометрии печени измеряемая в дБ/см/МГц или в дБ/см величина называется коэффициентом ослабления или затухания (attenuation coefficient) и определяет, насколько быстро звуковые волны, распространяющиеся в среде (например, в тканях), ослабляются с увеличением расстояния и частоты. Более высокие значения коэффициента ослабления / затухания

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

E – модуль Юнга (модуль упругости) [Па]
 σ – величина компрессии (силы внешнего давления или напряжения (Stress), [кПа])
 ε – относительная деформация (Strain), [%]

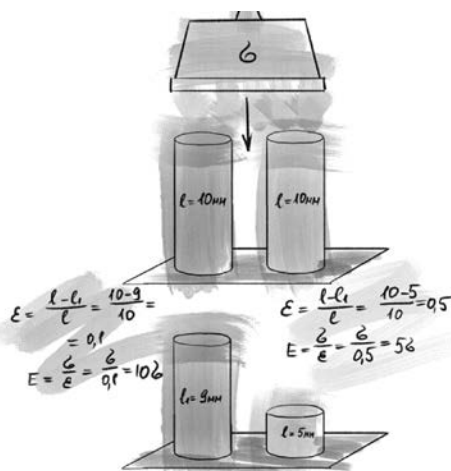


Рисунок 2. Особенности формирования ультразвукового изображения при проведении компрессионной (стрейновой, статической, квазистатической) эластографии.

указывают на более быстрое затухание звуковых волн в среде. Коэффициент ослабления / затухания ультразвука в тканях зависит от их плотности и упругости. При наличии жировой инфильтрации печени плотность тканей печени снижается, что приводит к уменьшению скорости распространения ультразвука и увеличению коэффициента затухания.

У компрессионной эластографии (рис. 2), принцип работы которой основывается на уравнении (1), есть ряд недостатков, связанных со сложностью стандартизации метода [6]. Физическая основа компрессионной эластографии – сравнение модулей Юнга. Отношение $E = \sigma/\varepsilon$ выполняется не везде, а только в малом диапазоне сдавливания, что делает сложным для врача выбор оптимальной компрессии. Таким образом, информативность и объективность метода снижается [19].

Для устранения недостатков компрессионной эластографии советским биофизиком А. П. Сарвезяном был предложен метод, получивший название Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI), или эластография на сдвиговых волнах, которая не требует компрессии тканей датчиком [20]. Упругая реакция среды на объемную и сдвиговую деформацию приводит к появлению «возвращающих» сил, которые стремятся вернуть тело в исходное состояние. По инерции тело проходит положение равновесия и деформируется в другую сторону. Подобным образом возникают и колебания объема, и колебания формы, которые распространяются в среде в виде волн [6].

Получившаяся волна колебаний объема – продольная ультразвуковая волна. В ней частицы колеблются в том же направлении, что и распространение волны. В свою очередь, волна колебаний формы при постоянном объеме (сдвиговая волна) – поперечная волна, где частицы колеблются в плоскости, поперечной к направлению распространения волны.

Скорости распространения всех этих волн различны. Скорость сдвиговой волны зависит от модуля сдвиговой упругости и плотности среды. Диапазон скоростей сдвиговых волн лежит в пределах 1–10 м/с [21]. Таким образом, измеряя скорость распространения медленной сдвиговой волны в заданной области ткани, можно измерить модуль сдвиговой упругости и модуль Юнга. Физические параметры, которые определяются с помощью данного метода, связаны уравнением $E = 3\rho c^2$, где E – модуль упругости (модуль Юнга), – скорость распространения сдвиговой волны в ткани, – плотность ткани.

Модуль сдвига, также известный как модуль упругости поперечной деформации, представляет собой отношение сдвигового напряжения к поперечной деформации материала. Он описывает, как материал будет деформироваться под действием сдвиговой силы. Коэффициент Пуассона – это отношение относительной поперечной деформации к относительной продольной деформации материала при одновременном наложении продольной и поперечной сил. Он описывает связь между продольной и поперечной деформациями материала.

В рамках эластографии модуль Юнга и модуль сдвига используются для оценки упругих свойств тканей. Коэффициент Пуассона используется для определения параметров деформации тканей в ответ на механическое воздействие, например, при ультразвуковой эластографии.

Метод ультразвуковой эластометрии все чаще используется в практике врача ультразвуковой диагностики как на уровне областных многопрофильных медицинских организаций, так и в специализированных лечебных учреждениях, однако при этом среди врачей имеется несогласованность в понимании таких физических параметров, как вязкость, жесткость, упругость и эластичность. Это происходит по ряду причин: в связи с обилием разнообразных режимов в современном ультразвуковом оборудовании высокого и экспертного класса, например с отсутствием коррелирующих между собой данных между методами комбинированной эластографии (Fujifilm) и печеночным протоколом (Canon), ошибками перевода европейских и мировых клинических рекомендаций, личной необоснованной интерпретацией определенными экспертами физических понятий с точки зрения клинической медицины и т.д. В статье будут рассмотрены и проанализированы основные физические понятия, связанные с эластометрией, такие как модуль Юнга, модуль сдвига, коэффициент Пуассона, будут определены их значение и влияние на диагностику различных заболеваний.

Цель работы

Оценка единого вектора ультразвуковой оценки изменений паренхимы печени с учетом корректного использования таких физических понятий, как жесткость, вязкость, упругость, эластичность, плотность.

Материалы и методы

Нами был проведен анонимный опрос врачей ультразвуковой диагностики Центрального федерального округа ($n = 186$) об основах понимания таких показателей, как жесткость, упругость, эластичность, плотность, вязкость. Результаты представлены в *таблице 1*.

Как следует из таблицы, понятия «жесткость», «упругость», «эластичность» относительно известны специалистам ультразвуковой диагностики – удовлетворительный и хороший уровень знаний показывают большинство опрошенных. Однако знания специалистов понятий «плотность» и «вязкость» неудовлетворительные. В связи с этим нами была начата работа по выработке правильной парадигмы применения мультипараметрического ультразвукового исследования в направлении оценки жесткости, упругости органа и затухания ультразвуковых волн. В данном случае отправной точкой являлся опыт врача.

На базе проблемной научно-исследовательской лаборатории «Диагностические исследования и малоинвазивные технологии» г. Смоленска в 2020–2023 годах нами проведено исследование с участием 112 пациентов многопрофильного стационара, из них – 59 (52,6%) мужчин, 53 (47,3%) женщины в возрасте от 18 до 78 лет европеоидной расы.

Критерии включения: техническая возможность проведения ультразвуковой эластометрии и количественной стеатометрии печени (достаточная ширина межреберных промежутков, отсутствие асцита, выраженной подкожно-жировой клетчатки, других препятствующих исследованию факторов), высокая комплаентность пациента (моральная готовность и физическая способность выполнять команды врача).

Исследование проводили врачи ультразвуковой диагностики ($n = 24$) следующих групп: ординаторы полугода по специальности «ультразвуковая диагностика» ($n = 9$; 37,6%), врачи, работающие в многопрофильном стационаре медицинской организации областного центра со стажем работы до 5 лет ($n = 4$; 16,6%), 6–10 лет ($n = 4$; 16,6%), 11–20 лет ($n = 3$; 12,6%), 21 год и более ($n = 4$; 16,6%), из них профессоров – 1 (4,2%), докторов медицинских наук – 1 (4,2%), кандидатов медицинских наук – 3 (12,5%).

Всем пациентам было проведено мультипараметрическое ультразвуковое исследование печени на одном и том же оборудовании экспертного класса с включением:

- 1) УЗ-оценка размеров печени, контуров, эхогенности, звукопроводимости в В-режиме;
- 2) УЗ-оценка коэффициента затухания УЗ волны (дБ/см) в печени (количественная УЗ-стеатометрия) с последующим определением выраженности стеатоза печени (S0 – стеатоз отсутствует; S1 – минимально выраженный стеатоз; S2 – умеренно выраженный стеатоз; S3 – максимально выраженный стеатоз);
- 3) двухмерная УЗ-эластография сдвиговых волн (2D-SWE) печени с определением модуля Юнга (кПа) и последующим соотношением со стадией фиброза печени по шкале METAVIR (F0–F4, где F0 оценивался как отсутствие фиброза, F1 – клинически незначимый фиброз, F2 – клинически значимый фиброз печени, F3 – выраженный фиброз печени, F4 – цирроз печени) с учетом данных европейских рекомендаций по эластографии печени 2017 года;
- 4) комплексный ультразвуковой «Печеночный протокол» (оборудование Canon Aplio i800): двухмерная УЗ-эластография сдвиговых волн (2D-SWE) печени с определением модуля Юнга (кПа) и последующим соотношением со стадией фиброза печени по шкале METAVIR; дисперсия ткани с количественной оценкой воспалительных изменений в печени; оценка коэффициента затухания ультразвуковой волны в тканях с количественной оценкой стеатоза печени.

Таблица 1
Анонимный опрос врачей ультразвуковой диагностики об основах понимания физических величин

Величина	Определение (что это)		Единицы физических величин (в чем измеряется)		Клиническое применение (как можно использовать в медицине)	
	Верный ответ, %	Неверный ответ, %	Верный ответ, %	Неверный ответ, %	Верный ответ, %	Неверный ответ, %
Жесткость	65,6	34,4	91,4	8,6	90,3	9,7
Упругость	64,5	35,5	8	92	19,3	80,7
Эластичность	59,1	40,9	88,7	11,3	82,8	17,2
Плотность	49,5	50,5	37,1	62,9	10,2	89,8
Вязкость	6,5	93,5	0	100	1,1	98,9

Таблица 2

Распределение пациентов с учетом выраженности стеатоза и фиброза печени по данным ультразвукового исследования

Пациенты	Выраженность стеатоза печени				Выраженность фиброза печени			
	S0	S1	S2	S3	F0-F1	F2	F3	F4
Абсолютное число, n	37	41	25	9	68	41	2	1
Относительное число, %	33,1	36,6	22,3	8,0	60,7	36,6	1,8	0,9
Итого	112 (100%)				112 (100%)			

Всем врачам ультразвуковой диагностики была поставлена задача описать визуализируемые изменения печени без стандартного протокола (шаблона).

Результаты и их обсуждение

По данным комплексного мультипараметрического ультразвукового исследования печени (специалистами научной команды), все пациенты были разделены на группы с учетом наличия и выраженности фиброза и (или) стеатоза печени, по данным количественной ультразвуковой стеатометрии и двумерной эластографии сдвиговых волн (табл. 2).

Распределение данных из протоколов специалистов ультразвуковой диагностики ($n = 24$), принимающих участие в исследовании, по данным В-режима у пациентов с предварительно определенным стеатозом печени, по данным количественной стеатометрии ($n = 75$), представлено на рисунке 3.

Распределение данных из протоколов специалистов ультразвуковой диагностики ($n = 24$), принимающих участие в исследовании, по данным В-режима у пациентов ($n = 44$) с предварительно определенным клинически значимым фиброзом печени (F2–F4), по данным эластографии сдвиговых волн ($n = 75$), представлено на рисунке 4.

Распределение данных из протоколов специалистов ультразвуковой диагностики ($n = 24$), принимающих участие в исследовании, по данным количественной стеатометрии у пациентов с предварительно определенным стеатозом печени ($n = 75$), представлено на рисунке 5.

Распределение данных из протоколов специалистов ультразвуковой диагностики ($n = 24$), принимающих участие в исследовании, по данным В-режима у пациентов ($n = 44$) с предварительно определенным клинически значимым фиброзом печени (F2–F4), по данным эластографии сдвиговых волн ($n = 75$), представлено на рисунке 6.

Так, корректное описание изменений в печени, по данным В-режима, предоставили 11 (45,8%) специалистов ультразвуковой диагностики (за корректную форму принимались «Диффузные изменения паренхимы



Рисунок 3. Варианты описания изменений в паренхиме печени, по данным В-режима, у пациентов со стеатозом печени.

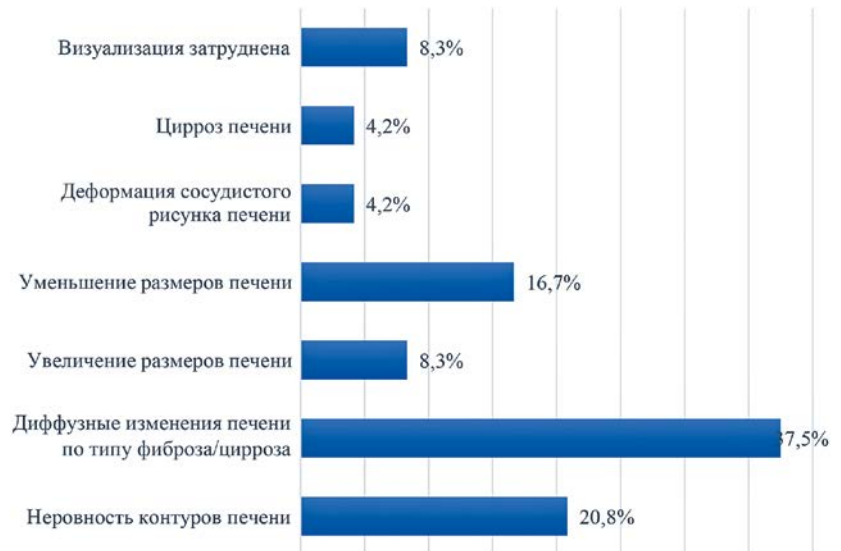


Рисунок 4. Варианты описания изменений в паренхиме печени, по данным В-режима, у пациентов с фиброзом печени.

печени» и «Стеатоз печени» с и без указания степени выраженности, по данным качественной оценки) и 9 (37,5%) специалистов (за корректную форму принималась формулировка «Диффузные изменения печени по типу фиброза / цирроза»). По данным количественной стеатометрии, физически верную и наиболее полную формулировку «Стеатоз печени (коэффициент затухания... дБ/см)» дали 7 (29,1%) специалистов; по данным двумерной эластографии сдвиговых волн, физически верные формулировки «Фиброз печени F... (жесткость... кПа)» и «Фиброз печени F... (модуль Юнга... кПа)» дали 9 (37,5%) специалистов. Во всех случаях большинство корректных протоколов были предоставлены врачами из групп 6–10 лет и 21 года стажа и более.

Таким образом, в сообществе специалистов ультразвуковой диагностики отсутствует договоренность о корректном и унифицированном подходе к описанию диффузных изменений печени, в том числе при использовании



Рисунок 5. Варианты описания стеатоза печени специалистами ультразвуковой диагностики по данным количественной стеатометрии.



Рисунок 6. Варианты описания фиброза печени специалистами ультразвуковой диагностики, по данным двумерной эластографии сдвиговых волн.

мультипараметрического исследования. Предполагается, что данный феномен возможно устранить при детальном знакомстве врачей с физическими основами разных методов.

Вероятно, изначальные противоречия в использовании терминологии появились по ходу публикации клинических рекомендаций и мнений мировых и европейских экспертов по диагностике диффузных заболеваний печени. Так, в 2015 году Европейской и Латиноамериканской ассоциациями по изучению печени (EASL-ALEN) в практических рекомендациях по неинвазивным методам оценки изменений в паренхиме печени используются два термина: *stiffness* и *elasticity*, что в дословном переводе на русский язык означает «жесткость» и «эластичность» [22]. Данные термины используются в тексте как синонимы. В 2015 году такая же ситуация наблюдается и в мировых рекомендациях (WFUMB) по клиническому применению ультразвуковой эластографии печени [23]. В 2017 году в этой области выходят европейские рекомендации (EFSUMB), где мы видим аналогичную ситуацию – равноправное использование обоих терминов в контексте их синонимичности [24]. Однако в дополнении к мировым рекомендациям 2018 года термин *elasticity* встречается лишь единожды в разделе, посвященном педиатрии, при использовании компрессионной эластографии [25]. Отличительной особенностью становится смена парадигмы понятий в 2020 году, когда при выходе консенсусного утверждения сообщества радиологов в ультразвуке (SRU) авторами впервые используется только термин *stiffness* («жесткость») [26]. В 2022 же году сообщество экспертов в статье, посвященной аспектам корректного проведения ультразвуковой эластографии сдвиговых волн, снова использует оба термина, с поправкой: в разделе про оценку ткани печени встречается только термин *stiffness* [27].

Если мы обратимся к разнообразным научным трудам специалистов ультразвуковой диагностики, углубленно занимающихся изучением метода эластографии у пациентов с диффузной патологией печени, также обратит на себя внимание отсутствие единой терминологии – «упругость» [28], «жесткость» [29], «эластичность» [30] даже в рамках одной страны и временного отрезка изучения научного подхода в данной теме.

В клинических рекомендациях Российского общества по изучению печени, Российской гастроэнтерологической ассоциации, Российской ассоциации эндокринологов, Российской ассоциации геронтологов и гериатров и Национального общества профилактической кардиологии по диагностике и лечению неалкогольной жировой болезни печени 2022 года при описании необходимости использования метода транзитной эластографии у пациентов с фиброзом и циррозом печени вместо термина «жесткость» используется термин «плотность», а в разделе, посвященном лечению неалкогольной жировой болезни печени в этом же контексте используется термин «жесткость», что повторно создает разрозненность в понимании и подходе к одним и тем же физическим величинам [31].

Заключение

Для повышения уровня знаний врачей ультразвуковой диагностики в области медицинской физики в целом и физических величин, отражающих изменения в паренхиме печени, в частности, необходимо комплексное мультидисциплинарное взаимодействие в формате научно-образовательных программ, организованных совместно со специалистами в области медицинской физики. Данный формат взаимного обучения позволит повысить качество проводимых инструментальных исследований, в том числе на фоне развития преемственности практических и теоретических знаний.

Определена оптимальная форма мультипараметрического ультразвукового исследования печени в формате «печеночного протокола» ввиду возможности обеспечения максимального взаимопонимания между специалистами, соответственно возникает необходимость широкого внедрения этой методики в клиническую практику.

Список литературы / References

- Palmeri M. L., Nightingale K. R. What challenges must be overcome before ultrasound elasticity imaging is ready for the clinic? *Imaging in medicine*. 2011. Vol. 3. No. 4. P. 433.
- Ophir J. et al. Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues *Ultrasonic imaging*. 1991. Vol. 13. No. 2. P. 111–134.
- Doyley M. M., Parker K. J. Elastography: General principles and clinical applications *Ultrasonic clinics*. 2014. Vol. 9. No. 1. P. 1.
- Bamber J. et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound*. 2013. Vol. 34. No. 02. P. 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*. 2004. T Vol. 51. No. 4. P. 396–409.
- Гурбатов С. Н., Демин И. Ю., Прончатов-Рубцов Н. В. Ультразвуковая эластография: аналитическое описание различных режимов и технологий, физическое и численное моделирование сдвиговых характеристик мягких биологических тканей Н. Новгород. 2015.
- Gurbatov S. N., Demin I. Yu., Pronchatov-Rubtsov N. V. *Ultrasound elastography: Analytical description of various modes and technologies, physical and numerical modeling of shear characteristics of soft biological tissues* N. Novgorod. 2015.
- Lai R. *Introduction to Continuum Mechanics*. Butterworth-Heinemann, Woburn, MA, USA (1999).
- Sarvazyan A. Elastic properties of soft tissue. In: *Handbook of Elastic Properties of Solids, Liquids and Gases*. 107–127 (2001).
- Руденко О. В. и др. Физические основы эластографии. Часть 1. Компрессионная эластография (лекция) *Радиология-практика*. 2014. № 3. С. 41–50.
- Rudenko O. V. and others. Physical foundations of elastography. Part 1. Compression elastography (lecture) *Radiology practice*. 2014. No. 3. P. 41–50.
- Лагута М. В., Чернов Н. Н. Математическое моделирование прохождения ультразвуковой волны через биологические ткани *Вестник молодежной науки России*. 2019. № 6. С. 25–25.
- Laguta M. V., Chernov N. N. Mathematical modeling of the passage of ultrasonic waves through biological tissues *Bulletin of Youth Science of Russia*. 2019. No. 6. P. 25–25.
- Жирков И. И. и др. Эластография в диагностике фиброза при хронических диффузных заболеваниях печени *Вестник Российской Военно-медицинской академии*. 2020. № 4. С. 192–195.
- Zhirkov I. I. and others. Elastography in the diagnosis of fibrosis in chronic diffuse liver diseases. *Bulletin of the Russian Military Medical Academy*. 2020. No. 4. P. 192–195.
- Козырев И. С. История развития теории упругости *ББК 2, 3 Н 76*. 2023. С. 79.
- Kozyrev I. S. History of the development of the theory of elasticity *BBK 2, 3 No. 76*. 2023. P. 79.
- Морина Н. Л. и др. Восприятие упругости и медицинская диагностика Психологическая наука и образование. 2002. Т. 7. № 4. С. 70–87.
- Morina N. L. and others. Perception of elasticity and medical diagnostics. *Psychological Science and Education*. 2002. Vol. 7. No. 4. P. 70–87.
- Михралиева А. И. и др. Исследование распространения поперечных упругих волн в биологических тканях. Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2018. Т. 6. № 4. С. 53–60.
- Mihralieva A. I. and others. Study of the propagation of transverse elastic waves in biological tissues. Modeling, optimization and information technology. 2018. Vol. 6. No. 4. P. 53–60.
- Клочков Б. Н., Елисеева Ю. Ю., Шиялин П. А. Распространение низкочастотных волн в биологических тканях и сосудах *Акустический журнал*. 2009. Т. 55. № 4–5. С. 506–515.
- Klochkov B. N., Eliseeva Yu. Yu., Shilyagin P. A. Propagation of low-frequency waves in biological tissues and vessels *Acoustic Journal*. 2009. Vol. 55. No. 4–5. P. 506–515.
- Фаустова Е. Е., Федорова В. Н., Куликов В. А. Способ неинвазивного измерения скорости распространения акустических колебаний в эластичной ткани. 2009.
- Faustova E. E., Fedorova V. N., Kulikov V. A. A method for non-invasive measurement of the speed of propagation of acoustic vibrations in elastic tissue. 2009.
- Миронов М. А. и др. Параметрическое возбуждение сдвиговых волн в мягких упругих средах *Акустический журнал*. 2009. Т. 55. № 4–5. С. 557–564.
- Mironov M. A. and others. Parametric excitation of shear waves in soft elastic media. *Acoustic Journal*. 2009. Vol. 55. No. 4–5. P. 557–564.
- Осипов А. В. Технологии эластографии в ультразвуковой диагностике. Медицинский алфавит. 2013. Т. 3. № 23. С. 5–21.
- Osipov A. V. Elastography technologies in ultrasound diagnostics. *Medical Alphabet*. 2013. Vol. 3. No. 23. P. 5–21.
- Зыкин Б. И., Постнова Н. А., Медведев М. Е. Эластография: анатомия метода Променова диагностика, променева терапия. 2012. № 2–3. С. 107–113.
- Zykin B. I., Postnova N. A., Medvedev M. E. Elastography: Anatomy of the Promenev diagnostic method, Promenev Therapy. 2012. No. 2–3. Pp. 107–113.
- Sarvazyan A. P., Rudenko O. V. Method and apparatus for elasticity imaging using remotely induced shear wave: Pat. 5810731 USA. 1998.
- Жирков И. И., Гордиенко А. В., Павлович И. М., Чумак Б. А., Яковлев В. В. Диагностика фиброза печени: акцент на эластографию. Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. 2021 (10): 72–81.
- Zhirkov I. I., Gordienko A. V., Pavlovich I. M., Chumak B. A., Yakovlev V. V. Diagnosis of liver fibrosis: emphasis on elastography. *Experimental and clinical gastroenterology*. 2021 (10): 72–81.
- European Association for Study of Liver; Asociacion Latinoamericana para el Estudio del Hgado. EASL-ALEH Clinical Practice Guidelines: Non-invasive tests for evaluation of liver disease severity and prognosis. *J Hepatol* 2015; 63 (1): 237–264.
- Ferraioli G., Filice C., Castera L. et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: liver. *Ultrasound Med Biol* 2015; 41 (5): 1161–1179.
- Dietrich CF, Bamber J, Berzigotti A. et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Long Version). *Ultraschall Med* 2017; 38 (4): e16–e47.
- Ferraioli G, Wong VW, Castera L. et al. Liver Ultrasound Elastography: An Update to the World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology Guidelines and Recommendations. *Ultrasound Med Biol* 2018; 44 (12): 2419–2440.
- Barr RG, Ferraioli G, Palmeri ML. et al. Elastography Assessment of Liver Fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference Statement. *Ultrasound Q* 2016; 32(2): 94–107. Crossref, Medline, Google Scholar.
- Ferraioli G. et al. How to perform shear wave elastography. Part I *Medical Ultrasonography*. 2022. Vol. 24. No. 1. P. 95–106.
- Зыкин Б. И. Ультразвуковая сдвиговая эластография печени. Научно-практическое руководство для врачей. 2022. С. 224.
- Zykin B. I. Ultrasound shear elastography of the liver. Scientific and practical guide for doctors. 2022. P. 224.
- Миннемуллин И. М., Мухаметова Д. Д., Кормилина А. Р., Тухбатуллин М. Г., Одинцова А. Х., Черемина Н. А., Садыкова Л. Р., Хасаншина А. Ю. Ультразвуковая эластометрия в оценке тяжести фиброза при хронических заболеваниях печени. Практическая медицина. 2022. Т. 20. № 6. С. 64–70.
- Minnemullin I. M., Mukhametova D. D., Kormilina A. R., Tukhbatullin M. G., Odintsova A. Kh., Cheremina N. A., Sadykova L. R., Khasanshina A. Yu. Ultrasound elastometry in assessing the severity of fibrosis in chronic liver diseases. *Practical medicine*. 2022. T. 20. No. 6, pp. 64–70.
- Хамзина Ф. Т., Мангушева Я. Р., Абдулхакков С. Р., Асатуллина З. Р., Синеглазова А. В. Оценка стеатоза печени по данным эластометрии у лиц с факторами кардиометаболического риска *ПКЖ*. 2023. № 5.
- Khamzina F. T., Mangusheva Y. R., Abdulkhakov S. R., Asatullina Z. R., Sineglazova A. V. Assessment of liver steatosis according to elastometry data in individuals with cardiometabolic risk factors for LC. 2023. No. 5.
- Ивашкин В. Т., Маевская М. В., Жаркова М. С. и др. Клинические рекомендации Российского общества по изучению печени, Российской гастроэнтерологической ассоциации, Российской ассоциации эндокринологов, Российской ассоциации геронтологов и гериатров и Национального общества профилактической кардиологии по диагностике и лечению неалкогольной жировой болезни печени. Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. 2022; 32 (4): 104–140. <https://doi.org/10.22416/1382-4376-2022-32-4-104-140>
- Ivashkin V. T., Mayevskaya M. V., Zharkova M. S. and others. Clinical recommendations of the Russian Society for the Study of the Liver, the Russian Gastroenterological Association, the Russian Association of Endocrinologists, the Russian Association of Gerontologists and Geriatricians and the National Society of Preventive Cardiology for the diagnosis and treatment of non-alcoholic fatty liver disease. *Russian Journal of Gastroenterology, Hepatology, Coloproctology*. 2022; 32 (4): 104–140. <https://doi.org/10.22416/1382-4376-2022-32-4-104-140>

Статья поступила / Received 16.10.23

Получена после рецензирования / Revised 20.10.23

Принята в печать / Accepted 20.10.23

Сведения об авторах

Борсуков А. В., д.м.н., проф., дир. проблемной научно-исследовательской лаборатории «Диагностические исследования и малоинвазивные технологии»¹. E-mail: bor55@yandex.ru. ORCID: 0000-0003-4047-7252

Венидиктова Д. Ю., к.м.н., с.н.с. проблемной научно-исследовательской лаборатории «Диагностические исследования и малоинвазивные технологии»¹. E-mail: daria@venidiktova.ru. ORCID: 0000-0001-5497-1476

Смирнова А. Д., студент факультета биомедицинской техники². E-mail: sad191290@student.bmsfu.ru. ORCID: 0000-0002-8913-8721

Якушева М. А., студент факультета биомедицинской техники². E-mail: yama191296@student.bmsfu.ru. ORCID: 0009-0009-2622-6327

¹ФГБОУ ВО «Смоленский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Смоленск

²ФГБОУ ВО «Московский государственный технический университет имени Н. Э. Баумана» (Национальный исследовательский университет)), Москва

Автор для переписки: Борсуков А. В. E-mail: bor55@yandex.ru

About authors

Borsukov A. V., DM Sci (habil.), professor, head of Fundamental Research Laboratory 'Diagnostic researches and minimally invasive technologies'¹. E-mail: bor55@yandex.ru. ORCID: 0000-0003-4047-7252

Venidiktova D. Yu., PhD Med, senior researcher at Fundamental Research Laboratory 'Diagnostic researches and minimally invasive technologies'¹. E-mail: daria@venidiktova.ru. ORCID: 0000-0001-5497-1476

Smirnova A. D., student of Faculty of Biomedical Engineering². E-mail: sad191290@student.bmsfu.ru. ORCID: 0000-0002-8913-8721

Yakusheva M. A., student of the Faculty of Biomedical Engineering. E-mail: yama191296@student.bmsfu.ru. ORCID: 0009-0009-2622-6327

¹Smolensk State Medical University, Smolensk, Russia

²Moscow State Technical University n.a. N. E. Bauman (National Research University), Moscow, Russia

Corresponding author: Borsukov A. V. E-mail: bor55@yandex.ru

Для цитирования: Борсуков А. В., Венидиктова Д. Ю., Смирнова А. Д., Якушева М. А. Жесткость, упругость, эластичность, плотность – клиническая интерпретация физических свойств тканей печени для врача ультразвуковой диагностики. Медицинский алфавит. 2023; [28]: 37–43. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2023-28-37-43>.

For citation: Borsukov A. V., Venidiktova D. Yu., Smirnova A. D., Yakusheva M. A. Stiffness, elasticity, resilience, density as clinical interpretation. *Medical alphabet*. 2023; [28]: 37–43. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2023-28-37-43>.

