

УДК 616.36-002

**В. А. Изранов, Н. В. Казанцева, М. В. Мартинович
В. И. Бут-Гусаим, И. А. Степанян**

МЕТОДЫ ЭЛАСТОГРАФИИ ПЕЧЕНИ И ПРОБЛЕМЫ РУССКОЯЗЫЧНОЙ ТЕРМИНОЛОГИИ

63

Целью данной обзорной работы является поднять вопросы русскоязычной терминологии в области эластографии путем обсуждения классификации методов и техник эластографии с использованием терминов, учитывающих смысл физических закономерностей, лежащих в основе различных техник эластографии.

Было установлено, что методы эластографии, которые интегрированы в клиническую практику, могут быть разделены на четыре группы: компрессионная эластография, транзистентная эластография, точечная эластография сдвиговой волной и двухмерная эластография сдвиговой волной; по физическим основам – на два типа: компрессионная эластография и эластография сдвиговой волной. Учитывая различные физические основы методов эластографии, рекомендуется их совместное применение для повышения точности диагностики. Предложен русскоязычный глоссарий терминов, используемых в эластографии. Для эффективного использования глоссария необходимо рекомендательное закрепление эластографической терминологии в России на уровне РАСУДМ по примеру рекомендаций EFSUMB.

In this review, we approach Russian terminology in elastography by discussing elastography technique classifications using terms that take into account the essence of physical patterns underlying various elastography techniques.

Elastography techniques used in clinical practice are divided into four groups: strain elastography, transient elastography, point shear wave elastography, and 2D shear wave elastography. Based on physical principles, two types are identified: strain elastography and shear wave elastography. Since the techniques are founded on different physical principles, we recommend combining these techniques to improve to improve diagnostic accuracy. We propose a Russian glossary of term used in elastography. An effective use of the glossary requires Russian terminology in elastogrgraphy to be included in the guidelines of the Russian Association of Experts of Ultrasonic Diagnostics in Medicine, similar to those provided by the EFSUMB.

Ключевые слова: терминология, глоссарий, физические основы, ультразвук, радиология.

Keywords: terms, glossary, physical principles, ultrasound, radiology.



Введение

Эластография — современный метод оценки жесткости органов и тканей, который на протяжении последнего десятилетия эффективно используется для оценки жесткости и определения степени фиброза печени.

В настоящее время появляется огромное количество публикаций, посвященных эластографии, в том числе эластографии печени. Сегодня большинство компаний — производителей ультразвуковой диагностической аппаратуры интегрируют современные технологии эластографического исследования в ультразвуковые диагностические системы. Естественная конкуренция между производителями инициирует совершенствование эластографических методов и разработку новых технологических подходов. Безусловно, это положительный аспект. В то же время факт поиска и разработки новых технологий в эластографии сопровождается использованием собственной терминологии, основанной на технологических особенностях аппаратуры. Так, затрудняется сопоставление результатов и адекватная интерпретация данных, полученных на диагностической аппаратуре разных производителей. Дополнительной проблемой для русскоязычных пользователей является не всегда однозначный перевод англоязычных терминов на русский язык.

Цель работы — представить классификацию методов эластографии по признакам физических основ и клинического применения, обосновать русскоязычные термины эластографии.

Задачи: 1) представить современные классификации методов эластографии печени и примеры ультразвуковых диагностических систем, реализующих эти методы; 2) проанализировать преимущества и недостатки различных методов эластографии; 3) обсудить и обосновать терминологическую базу с точки зрения физических основ эластографии и создать русскоязычный глоссарий терминов, используемых в эластографии.

Методы исследования

Поиск научно-медицинской литературы проводился в реферативных и наукометрических базах данных с платформы Web of Science, Scopus, в базе данных US National Library of Medicine (PubMed), в электронно-библиотечных системах: Национальной электронной библиотеке, объединяющей фонды публичных библиотек России федерального, регионального, муниципального уровней, библиотек научных и образовательных учреждений, в Российской научной электронной библиотеке (eLIBRARY.ru), интегрированной с Российским индексом научного цитирования (РИНЦ). Глубина поиска — с 2006 по 2018 г. Для поиска литературы использовались ключевые слова и термины MeSH: эластография печени, транзистентная эластография, эластография сдвиговой волной, ARFI-эластография, Shear Wave Elastography, Transient Elastography. Проведен критический анализ найденной литературы в соответствии с разделами, указанными в задачах исследования.



Результаты и обсуждение

Современные классификации методов эластографии печени и терминология, основанная на понимании физических основ методов

В статье Кристофа Дитриха (C.F. Dietrich) и соавторов [1] дается представление о двух основных типах эластографии по признаку физических основ – стрейновой, деформирующей ткани (от англ. strain – деформация), и эластографии сдвиговой волной (от англ. shear wave – сдвиговая волна). Стрейновая эластография (strain elastography) – техника исследования, дающая качественную информацию, характеризующую жесткость одной ткани по сравнению с другой. Эластография сдвиговой волной (shear wave elastography) – это количественный метод, позволяющий измерить уровень жесткости ткани, что может быть оценено с помощью скорости сдвиговой волны (ССВ) в м/с или конвертировано в модуль Юнга и выраженного в кПа. Каждая техника имеет свои преимущества и недостатки, часто они дополняют друг друга в клинической практике. Оба метода используют применение силы (давления, стресса) и измерения степени смещения, обусловленную жесткостью подлежащих тканей, но имеют различные физические свойства, артефакты, ограничения и клиническое применение. Использование эластографии сдвиговой волной (ЭСВ) предпочитают при оценке фиброза печени, скрининге портальной гипертензии, злокачественных осложнений заболеваний печени [2].

По классификации Тсуёши Шиины (T. Shiina) и соавторов [3] методы эластографии, интегрированные в клиническую практику, могут быть разделены на четыре группы. Для удобства обсуждения точности перевода терминов на русский язык в перечне методов эластографии, а также в глоссарии мы будем использовать сначала английские термины.

1. Strain elastography – стрейновая эластография (СЭ). Уже устоявшийся и более предпочтительный термин в русском языке – **компрессионная эластография (КЭ).**

Этот метод оценивает деформацию тканей, вызываемую квазистатическими воздействиями, такими как ручная компрессия датчиком, пульсация сердца, сосудистой стенки и дыхательные движения. В связи с этим данную технологию обозначают также как *статическую или квазистатическую эластографию*. Стрейновые изображения генерируются повторными минимальными давлениями датчика на подлежащие ткани. Отображается распределение деформации тканей в зоне интереса. Повышение жесткости тканей приводит к повышению модуля эластичности. Иными словами, КЭ основывается на отслеживании деформации ткани, подвергнутой медленно изменяющейся компрессии посредством записи отраженных эхосигналов. Таким образом, в КЭ используется расчет степени подобности отраженных ультразвуковых сигналов до и после компрессии ткани [1]. Для выполнения стрейновой / компрессионной эластографии используются УЗ аппараты производителей Hitachi, Siemens, GE, Toshiba, Mindray, Sonoscape [4].



2. Transient elastography – транзистентная эластография (ТЭ).

Деформация тканей при ТЭ оценивается только в виде распространения сдвиговой волны и вычислении ее скорости (без изображения). ССВ отражает жесткость тканей и используется в качестве ее показателя. ТЭ осуществляется за счет внешней контролируемой вибрации тканей механическим ударным стержнем, который встроен в датчик прибора и генерирует сдвиговые волны. Измеряется средняя ССВ и конвертируется в модуль Юнга. В настоящее время коммерческие модели аппаратуры для ТЭ специализированы только для измерения жесткости ткани печени и не обеспечивают визуализацию. В связи с этим метод иногда называют «слепым» [5–10]. Транзистентную эластографию также обозначают как одномерную эластографию (1D эластография) по причине того, что метод не позволяет обеспечить визуализацию той части органа, где осуществляется измерение жесткости, то есть получить двухмерное изображение [11; 12]. Для транзистентной эластографии используется аппарат Fibroscan, производитель аппаратуры Echosens (Франция).

3. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) – ARFI-эластография.

Технология создания сдвиговой волны, использующая акустическое давление (силу) сфокусированного ультразвукового излучения. Деформация тканей происходит в результате коротких «толчковых» импульсов сфокусированного акустического излучения. Следует отметить, что в оригинальном английском названии метода слово «сфокусированный» отсутствует, используется слово «импульс». Дословный перевод словосочетания «*Acoustic radiation force impulse (ARFI)*» – акустическое излучение силового импульса, то есть импульсное воздействие на мягкие ткани силы акустического излучения. Для генерации сдвиговой волны в этом методе эластографии акустическое излучение является сфокусированным в определенной точке, выбираемой оператором. Это обуславливает другое название метода – *point Shear Wave Elastography (pSWE)* – *точечная эластография сдвиговой волны (тЭСВ)*. Измеряется смещение тканей, вызванное этими короткими (1 мс) «толчковыми» импульсами в локальной зоне интереса (Region of Interest – ROI). Отображается распределение смещения тканей в зоне интереса. Таким образом, используется локальная удаленная компрессия тканей за счет применения усиленного акустического излучения, генерируемого УЗ датчиком в виде специального луча, «зондирующего» ткань. Сила сфокусированного акустического излучения вызывает легкую деформацию ткани и тем самым формирует сдвиговую или поперечную, как круги на воде от брошенного камня, волну. Сдвиговая волна распространяется в тканях с различной скоростью в зависимости от жесткости ткани. Метод визуализации обеспечивает информацию, подобную стрейновой эластографии, так как и деформация, и смещение (сдвиг) тканей обратно связаны с жесткостью ткани [13]. Производители УЗ аппаратуры: Siemens, Philips.

Данная разновидность эластографии подробно анализируется в многочисленных статьях и обзорах [1–18].



4. 2D-Shear Wave Elastography (SWE) – двухмерная эластография сдвиговой волной (ЭСВ).

Метод визуализации упругости, который использует силу звукового излучения для генерации множественных сдвиговых волн на различной глубине и формирует количественное отображение показателя жесткости в виде цветового изображения, «накладывающегося» на изображение в В-режиме. Это цветовое отображение жесткости ткани сопровождается использованием цветовой шкалы, которая демонстрирует либо значения модуля Юнга, либо скорость сдвиговой волны [1; 2; 11; 14; 16; 19]. Для эластографии сдвиговой волной используются УЗ аппараты производства Supersonic Imagine, Toshiba (Canon).

Все перечисленные УЗ аппараты представлены на рисунке 1.

67

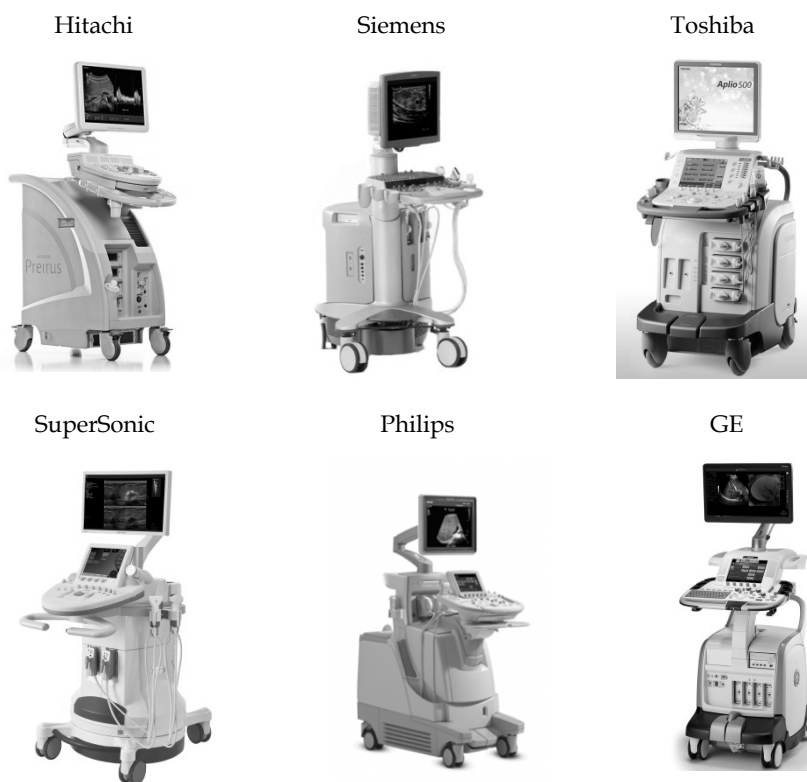


Рис. 1. Наиболее распространенное ультразвуковое диагностическое оборудование с интегрированной функцией эластографии [20]

Преимущества и недостатки различных методов эластографии

Сопоставление результатов эластографии, осуществляемых различными технологиями ЭСВ представлены в многочисленных работах [6; 21–28].

В таблице приведены сравнительные характеристики методов эластографии, использующих технику сдвиговой волны – ТЭ, тЭСВ и двухмерной ЭСВ [11; 29–33].



Преимущества и недостатки различных методов измерения жесткости печени

ТЭ	тЭСВ	2D ЭСВ
<i>Преимущества</i>		
Хорошая воспроизводимость	Высокая производительность (средняя продолжительность процедуры 2–5 мин)	–
Легко исполнима (быстрота, легкость обучения методу)	Может проводиться на обычном УЗ-аппарате наряду с исследованием в В-режиме и доплерографией	Может проводиться на обычном УЗ-аппарате наряду с исследованием в В-режиме и доплерографией
–	Зона интереса меньше, чем при ТЭ, но может выбираться врачом (навигация в серой шкале)	Область интереса выбирается оператором, оценка большой площади паренхимы печени (навигация в серой шкале)
Проверенные критерии качества	Более широко применима при асците и ожирении, чем ТЭ	Жесткость печени оценивается в режиме реального времени
Широкий диапазон измеряемых значений (от 3,5 до 75 кПа)	При выраженном фиброзе значения сопоставимы с ТЭ	Широкий диапазон значений
Высоко эффективна при диагностике цирроза печени	–	Высоко эффективна в диагностике цирроза печени
Обладает прогностической ценностью при циррозе печени	–	Наличие цветовой карты жесткости паренхимы
–	–	Возможность визуального картирования жесткости ткани печени
<i>Ограничения</i>		
Слепой метод: область интереса не может быть выбрана визуально	Узкий диапазон измеряемых значений ССВ (от 0,5 до 4,4 м/с)	Сложности качественного заполнения зоны интереса при диффузных заболеваниях печени
Недостаточная дифференцировка между промежуточными стадиями фиброза	Невозможность дифференцированного отображения высоких скоростей сдвиговой волны (свыше 4,4 м/с). Более высокие значения ССВ маркируются на экране прибора как «X.XX m/s»	–



Окончание табл.

ТЭ	тЭСВ	2D ЭСВ
Ограничения в применении: ожирение, асцит	Нет четко определенных критериев качества измерения	—
Ложноположительный результат при остром гепатите, внепеченочном холестазае	Измерение жесткости не может быть выполнено ретроспективно	—
—	Низкая прогностическая значимость при циррозе	—
—	При измерении эластичности подсчитывается только среднее значение в зоне интереса без данных о стандартном отклонении	—
—	Оператор-зависимость. Необходимость экспертного обучения специалиста	—

69

Анализ таблицы позволяет сделать вывод, что наибольшее количество преимуществ и минимум ограничений характерно для двухмерной эластографии. В связи с этим наиболее распространенным мнением на сегодняшний день является предпочтительное использование 2D ЭСВ для измерения жесткости печени (ИЖП) [26].

Следует отметить, что среди четырех вышеперечисленных методов эластографии три основаны на принципе формирования сдвиговой (поперечной) волны. Таким образом, четыре основных метода эластографии могут быть сгруппированы в две более крупные технологии по признаку физической основы: компрессионная (стрейновая) эластография и ЭСВ.

Сравнивая две основные технологии эластографии, важно уточнить, что компрессионная эластография не анализирует и не визуализирует каких-либо вибраций или волн в тканях. Именно поэтому она называется «статической» или «квазистатической» техникой в отличие от ЭСВ, которая формирует изображение на основе движущихся сдвиговых волн и поэтому называется «динамической» эластографией [2; 34; 35].

Таким образом, классификационная схема эластографических методов может быть представлена схемой (рис. 2) по Ву Джеонг (W. K. Jeong) с изменениями [19].

Заключение

Эластография печени широко и успешно используется для заместительной неинвазивной оценки фиброза печени. Различные методы эластографии эффективно дополняют друг друга в оценке жесткости тканей



печени. Наиболее широкий спектр возможностей для оценки жесткости печени при изолированном использовании метода предоставляет двумерная ЭСВ. В диагностически неоднозначных ситуациях рекомендуется комплексное использование различных эластографических методов (тЭСВ + ТЭ, 2D ЭСВ + КЭГ).

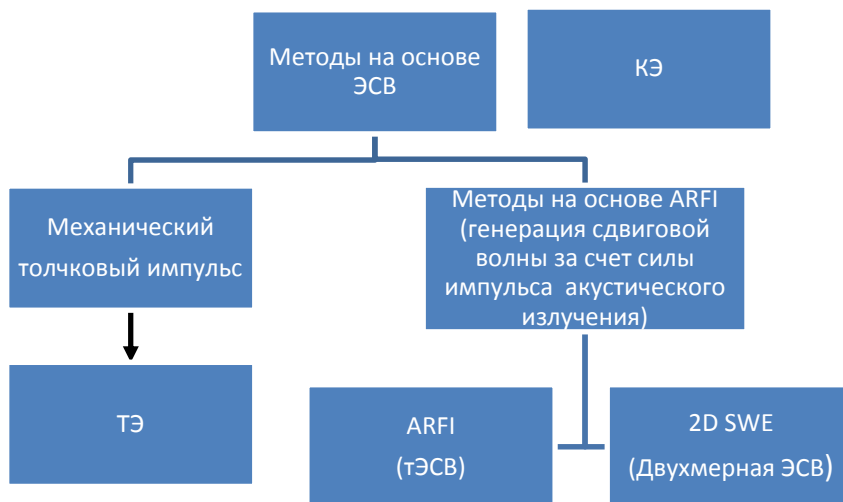


Рис. 2. Классификационная схема эластографических методов:

ЭСВ – эластография сдвиговой волной; КЭ – компрессионная эластография;
ARFI – акустическое излучение силового импульса; ТЭ – транзитная эластография;
тЭСВ – точечная эластография сдвиговой волной; 2D SWE – two dimensional shear wave elastography (двухмерная эластография сдвиговой волной)

Выводы

1. Методы эластографии, которые интегрированы в клиническую практику, могут быть разделены на четыре группы: КЭ, ТЭ, тЭСВ и 2D ЭСВ, а по физическим основам – на два типа: КЭ и ЭСВ.

2. В статье проанализированы и систематизированы преимущества и недостатки различных методов эластографии, использующих технику сдвиговой волны – ТЭ, тЭСВ и двумерной ЭСВ.

3. В классификационной схеме методов эластографий приведены русскоязычные термины методов и техник эластографии с учетом смысла их физических основ.

Глоссарий терминов по эластографии

В основу создания глоссария положены Рекомендации Всемирной федерации ультразвука в медицине и биологии (World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology – WFUMB) [14], Руководства и Рекомендации Европейской федерации обществ ультразвука в медицине



и биологии (European Federation for Ultrasound in Medicine and Biology – EFSUMB) [3; 36], отечественное руководство С. Н. Гурбатова и соавторов [37], а также термины оригинальных статей по исследованиям методов эластографии с помощью различной аппаратуры [1–4; 10; 26–29; 30–35; 38–41].

Acoustic radiation force (сила акустического излучения) – физический феномен, являющийся результатом взаимодействия акустической волны со средой, через которую проходит волна. Сила акустического излучения генерируется передачей импульса от волны к среде и возникает вследствие поглощения и/или рассеивания/отражения акустической энергии. Термин «акустическое излучение» относится к распространению акустической энергии, которая выступает формой неионизирующего излучения.

Acoustic radiation pressure (давление акустического излучения) – сила акустического излучения, воздействующая на поверхность объекта, помещенного на пути распространения акустической волны.

Acoustic radiation force impulse (ARFI) (акустическое излучение силового импульса) – обычно генерируемый сфокусированным акустическим лучом в течение очень короткого отрезка времени (около 1 мс). В технической литературе этот термин является взаимозаменяемым с термином «ARFI imaging» (ARFI-изображение, ARFI-визуализация – метод получения диагностических изображений с использованием технологии импульсной акустической силы излучения). Однако в клинической литературе этот термин используется как для обозначения изображений ARFI, так и для количественной оценки жесткости ткани с применением ARFI-технологии.

ARFI imaging – форма отображения эластичности тканей, использующая возбуждение импульсов акустического излучения (ARFI) и генерирующая изображения, связанные с соответствующим смещением ткани в пучке акустического излучения (ARFI). Возбуждения импульсов ARFI используются для последовательного опроса (анализа) латерально прилежащих участков тканей в определенном поле зрения с последующим отображением относительного смещения ткани. Информация на этих изображениях аналогична информации, полученной при отображении деформаций, генерируемых с помощью внешнего сжатия.

ARFI quantification – термин, широко используемый в клинической литературе для описания метода точечной эластографии сдвиговой волной с помощью функции Siemens VTQ™ (Virtual touch quantification – количественная оценка (эластичности) виртуальным прикосновением).

Elastogram – отображение вязко-эластических свойств ткани.

Эластограмма – изображение, отражающее эластические свойства тканей [36].

Эластометрия – измерение эластических характеристик ткани, осуществляемое визуализационными или не визуализационными методами [36].



Elastography – любой визуализационный метод, обеспечивающий информацию, связанную с жесткостью (или другими эластическими свойствами) ткани.

Liver fibrosis index (LFI) (индекс фиброза печени) – показатель, предложенный производителем Hitachi и интегрированный в УЗ систему Hitachi Preirus. Индекс рассчитывается на основе большого количества параметров, заложенных производителем в программу измерений и определяемых автоматически при выделении области интереса. Может быть эффективно использован для оценки стадий фиброза печени по METAVIR.

72

Point shear wave elastography (pSWE) – метод оценки эластичности, генерирующий сдвиговую волну силой ультразвукового излучения и сообщающий количественный показатель жесткости (либо скорость сдвиговой волны, либо модуль Юнга), которая представляет среднее значение этого показателя в пределах зоны интереса, считающейся однородной.

RTE (real time elastography) – эластография в реальном времени. Термин, первоначально разработанный и предложенный производителем Hitachi для обозначения компрессионной эластографии. При RTE относительная деформация тканей отображается на обычном ультразвуковом изображении в В-режиме в реальном времени. Области с низкой деформацией (относительно жесткая ткань) и области с высокой деформацией (относительно мягкая ткань) в области интереса отображаются соответственно синим и красным цветом в цветовой шкале с 256 оттенками цвета.

Shear wave (сдвиговая волна) – механическая волна, распространяющаяся в направлении, перпендикулярном к смещению частиц в веществе. Это особый тип поперечных волн, известный также как s-волны.

Shear wave elastography (эластография сдвиговой волной) – метод визуализации упругости, который использует силу звукового излучения для генерации сдвиговых волн и формирует количественное отображение показателя жесткости (где цветовая полоса представляет собой модуль Юнга или скорость сдвиговой волны).

Shear wave imaging – метод эластографии, который вызывает и отслеживает распространение поперечной волны в ткани и сообщает количественное значение, связанное с жесткостью (то есть скорость сдвиговой волны, или модуль Юнга).

Stiffness (жесткость) – степень сопротивления объекта деформации в ответ на приложенную силу.

Strain (обозначение – ϵ) – мера относительной деформации, вызванной напряжением (компрессией). Является отношением общей деформации (ΔL), деленной на начальный размер материала (L).

Strain imaging – метод эластографии, отображающий деформацию тканей, который связан как со структурной жесткостью объекта, так и с модулем сдвига ткани.

Strain ratio (SR) – отношение деформации ткани (strain – ϵ) в различных участках исследуемой области, обычно нормальной зоны к зо-



не повреждения. Безразмерная величина, позволяющая относительно (полуколичественно) оценивать жесткость ткани при проведении компрессионной ЭГ.

Stress (давление, напряжение, обозначение – σ) – величина компрессии, приложенной к ткани. Представляет отношение силы, действующей на тело, к единице площади. Давление может возникать из-за внешних сил, действующих на поверхность тела, или может быть вызвано действием одной внутренней частицы (элемента объема) на соседнюю частицу (элемент объема). Измеряется в килопаскалях (кПа).

Transient elastography (транзиентная эластография, ТЭ) – метод оценки эластичности, который генерирует сдвиговую волну за счет внешней вибрации и сообщает количественный показатель жесткости (модуль Юнга), как среднее значение этой величины в локальной области, считающейся однородной.

Transverse wave (поперечная волна) – волна, распространяющаяся в перпендикулярном смещению частиц направлении.

Radiation force (сила излучения) – универсальная характеристика любого волнового движения, в том числе электромагнитных и звуковых волн. Электромагнитные волны оказывают давление как на отражающие, так и на поглощающие их тела и частицы, отдельные атомы и молекулы. Подобно давлению электромагнитных волн, сила (давление) звукового излучения обусловлена изменением плотности энергии и импульсами распространения волн в результате абсорбции, рассеивания или отражения от различных внутритканевых включений и/или изменений скорости распространения волны в пространстве (или ткани). Впервые идея силы излучения была предложена Иоганном Кеплером в XVII в. Исследователь предположил, что давление солнечных лучей является причиной астрономического феномена отклонения хвоста кометы. Эта гипотеза сыграла важную роль в понимании эффекта силы излучения и давления электромагнитных волн во вселенной [37].

Siemens VTQTM (*Virtual touch quantification – количественная оценка (эластичности) виртуальным прикосновением*) – метод точечной эластографии сдвиговой волной, позволяющий осуществлять измерение скорости сдвиговой волны в м/с.

Virtual touch tissue quantification (VTQTM – количественная оценка (эластичности) ткани виртуальным прикосновением) – функция ARFI-эластометрии на УЗ системах *Siemens Acuson S2000, S3000*, позволяющая количественно оценить упруго-эластические свойства ткани измерением скорости сдвиговой волны (в м/с).

Q-Box – произвольно выбираемый оператором участок ткани, внутри которого осуществляются измерения ССВ и (по желанию пользователя) автоматический перевод значений скорости в модуль Юнга в УЗ-системе *Aixplorer*.

Волна – колебание, которое проходит через среду.

Закон Гука – основной закон теории упругости, выражающий линейную зависимость между напряжениями и малыми деформациями в



упругой среде. Установлен Р. Гуком (1635–1703) в 1660 г. При растяжении стержня длиной l его удлинение пропорционально растягивающей силе F [42].

Индекс фиброза печени (liver fibrosis index – LFI) – показатель, предложенный производителем Hitachi и интегрированный в УЗ систему Hitachi Preirus. Индекс рассчитывается на основе большого количества параметров, заложенных производителем в программу измерений и определяемых автоматически при выделении области интереса. Может быть эффективно использован для оценки стадий фиброза печени по METAVIR.

Напряжение (обозначается σ) – это мера внутренних сил, возникающих в деформируемом теле под влиянием различных факторов. Механическое напряжение в точке тела определяется как отношение внутренней силы к единице площади в данной точке рассматриваемого сечения. Напряжения являются результатом взаимодействия частиц тела при его нагружении. Внешние силы стремятся изменить взаимное расположение частиц, а возникающие при этом напряжения препятствуют смещению частиц, ограничивая его в большинстве случаев некоторой малой величиной. В Международной системе единиц (СИ) механическое напряжение измеряется в паскалях (Па) [43].

Жесткость – мера податливости тела деформации при заданном типе нагрузки: чем больше жесткость, тем меньше деформация. Если материал подчиняется закону Гука, то характеристикой жесткости являются модуль упругости E – при растяжении, сжатии, изгибе и G – при сдвиге.

Упругость – свойство тел изменять форму и размеры под действием нагрузок и самопроизвольно восстанавливать исходную конфигурацию при прекращении внешних воздействий [44].

Эластичность – свойство материала восстанавливать исходный размер и форму после деформации, вызванной приложением нагрузки. При приложении внешней силы (нагрузки) в материале возникают деформации (изменение размеров). Если предел эластичности материала превышает, он не возвращается обратно.

Модуль Юнга (модуль продольной упругости, обозначается E) – физическая величина, характеризующая свойства материала сопротивляться растяжению, сжатию при упругой деформации. Показывает, насколько трудно деформировать материал растяжением или сжатием. Представляет собой отношение одноосного напряжения к одноосной деформации (стрейну): $E = \sigma / \varepsilon$.

Список литературы

1. Dietrich C.F., Barr R.G., Farrokh A. et al. Strain Elastography – How To Do It? // Ultrasound Int Open. 2017. Vol. 3 (4). P. 137–149. doi: 10.1055/s-0043-119412.
2. Dietrich C.F., Sirlı R., Ferraioli G. et al. Current Knowledge in Ultrasound-Based Liver Elastography of Pediatric Patients // Appl. Sci. 2018. №8. P. 944–965. doi: 10.3390/app8060944.



3. Shiina T. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology // J Med Ultrasound. 2013. Vol. 40 (4). P. 325–357. doi: 10.1007/s10396-013-0490-z.

4. Kudo M., Shiina T., Moriyasu F. et al. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: liver // J Med Ultrasound. 2013. Vol. 40 (4). P. 325–357. doi: 10.1007/s10396-013-0460-5.

5. Bamber J., Cosgrove D., Dietrich C.F. et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology // Ultraschall Med. 2013. Vol. 34 (2). P. 169–184. doi: 10.1055/s-0033-1335205.

6. Barr R.G., Ferraioli G., Palmeri M.L. et al. Elastography assessment of liver fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound consensus conference statement // Radiology. 2015. Vol. 276 (3). P. 845–861. doi: 10.1148/radiol.2015150619.

7. Franchi-Abella S., Corno L., Gonzales E. et al. Feasibility and diagnostic accuracy of supersonic shear-wave elastography for the assessment of liver stiffness and liver fibrosis in children: a pilot study of 96 patients // Radiology. 2016. №278. P. 554–562. doi: 10.1148/radiol.2015142815

8. Huang Z., Zheng J., Zeng J. et al. Normal liver stiffness in healthy adults assessed by real-time shear wave elastography and factors that influence this method // Ultrasound Med Biol. 2014. Vol. 40 (11). P. 2549–2555. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.05.008.

9. Leung V. Y., Shen J., Wong V.W. et al. Quantitative elastography of liver fibrosis and spleen stiffness in chronic hepatitis B carriers: comparison of shear-wave elastography and transient elastography with liver biopsy correlation // Radiology. 2013. №269. P. 910–918. doi: 10.1148/radiol.13130128.

10. Кляритская И.Л., Шелихова Е.О., Мошко Ю.А. Транзистентная эластография в оценке фиброза печени // Крымский терапевтический журнал. 2015. №3 (26). С. 18–30.

11. Lee J. Y. ShearWave™ Elastography: a reliable and outperforming diagnostic tool for liver fibrosis assessment in chronic hepatitis. URL: <https://sonoworld.com/Common/DownloadFile.aspx?ModuleDocumentsId=72> (дата обращения: 01.10.2018).

12. Xie H., Shamdasani V., Zhao H. et al. A phantom study to cross-validate multimodality shear wave elastography techniques // IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS). Dresden, 2012. P. 1858–1861. doi: 10.1109/ULTSYM.2012.0466.

13. Dumont D., Dahl J., Miller E. et al. Lower limb vascular imaging with Acoustic Radiation Force Elastography: Demonstration of in vivo feasibility // IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2009. Vol. 56 (5). P. 931–944.

14. Shiina T., Nightingale K.R., Palmeri M.L. et al. WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography. Part 1 : basic principles and terminology // Ultrasound Med Biol. 2015. Vol. 41 (5). P. 1126–1147. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2015.03.009.

15. Nowicki A., Dobruch-Sobczak K. Introduction to ultrasound elastography // J Med Ultrasound. 2016. Vol. 16 (65). P. 113–124. doi: 10.15557/JoU.2016.0013.

16. Dietrich C.F., Dong Y. Shear wave elastography with a new reliability indicator // J Med Ultrasound. 2016. Vol. 16 (66). P. 281–287.

17. Bruno C., Minniti S., Bucci A., Mucelli R.P. ARFI: from basic principles to clinical applications in diffuse chronic disease – a review // Insights Imaging. 2016. Vol. 7 (5). P. 735–746. doi: 10.1007/s13244-016-0514-5.

18. D'Onofrio M., Crosara S., De Robertis R. et al. Acoustic radiation force impulse of the liver // World J Gastroenterol. 2013. Vol. 19(30). P. 4841–4849. doi: 10.3748/wjg.v19.i30.4841.



19. Jeong W.K., Lim H.K., Lee H.-K. et al. Principles and clinical application of ultrasound elastography for diffuse liver disease // *Ultrasonography*. 2014. Vol. 33(3). P. 149–160.
20. Nakashima K., Shiina T., Sakurai M. et al. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: breast // *J Med Ultrasound*. 2013. Vol. 40 (4). P. 359–391. doi: 10.1007/s10396-013-0457-0.
21. Sporea I., Şirli R. Hepatic Elastography Using Ultrasound Waves. Timisoara, 2012. doi: 10.2174/97816080546331120101.
22. Sporea I., Gilja O.H., Bota S. et al. Liver Elastography – an update // *J Med Ultrasound*. 2013. Vol. 15 (4). P. 304–314.
23. Mulazzani L., Salvatore V., Ravaoli F. et al. Point shear wave ultrasound elastography with Esaote compared to real-time 2D shear wave elastography with super-sonic imagine for the quantification of liver stiffness // *J Med Ultrasound*. 2017. Vol. 20 (3). P. 213–225. doi: 10.1007/s40477-017-0260-7.
24. Cassinotto C., Lapuyade B., Mouries A. et al. Non-invasive assessment of liver fibrosis with impulse elastography: comparison of Supersonic Shear Imaging with ARFI and FibroScan // *J Hepatol*. 2014. Vol. 61 (3). P. 550–557. doi: 10.1016/j.jhep.2014.04.044.
25. Ragazzo T.G., Paranagua-Vezozzo D., Lima F.R. et al. Accuracy of transient elastography-FibroScan®, acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging, the enhanced liver fibrosis (ELF) test, APRI, and the FIB-4 index compared with liver biopsy in patients with chronic hepatitis C // *Clinics (Sao Paulo)*. 2017. Vol. 72 (9). P. 516–525.
26. Борсуков А.В., Морозова Т.Г. Эластография сдвиговой волны в диагностике метастатического поражения печени при проведении мультипараметрического ультразвукового исследования // *Колопроктология*. 2017. №2 (60). P. 26–31.
27. Борсуков А.В., Андреев В.Г., Гельт Т.Д. и др. Эластография сдвиговой волны: анализ клинических примеров. Смоленск, 2017.
28. Скуратов А.Г., Лызинов А.Н., Свистунов С.В. Ультразвуковая эластография для неинвазивной оценки цирроза печени и портальной гипертензии // *Проблемы здоровья и экологии*. 2017. №3 (53). С. 105–110.
29. Cui X.W., Friedrich-Rust M., De Molo C. et al. Liver elastography, comments on EFSUMB elastography guidelines 2013 // *World J Gastroenterol*. 2013. Vol. 19 (38). P. 6329–6347. doi: 10.3748/wjg.v19.i38.6329.
30. Castera L. Noninvasive methods to assess liver disease in patients with hepatitis B or C // *Gastroenterology*. 2012. Vol. 142 (6). P. 1293–1302. doi: 10.1053/j.gastro.2012.02.017.
31. Диомидова В.Н., Петрова О.В. Сравнительный анализ результатов эластографии сдвиговой волной и транзиентной эластографии в диагностике диффузных заболеваний печени // *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2013. №5. С. 17–23.
32. Катрич А.Н., Охотина А.В., Шамахян К.А., Рябин Н.С. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной в диагностике стадии фиброза печени // *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2017. №3. С. 10–21.
33. Castera L., Chan H.L., Arrese M. et al. EASL-ALEH Clinical Practice Guidelines: Non-invasive tests for evaluation of liver disease severity and prognosis // *J Hepatol*. 2015. Vol. 63 (1). P. 237–64. doi: org/10.1016/j.jhep.2015.04.006.
34. Dietrich C.F., 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. Vol. 38 (4). P. 16–47. doi: 10.1055/s0043-103952.
35. Garra B.S. Elastography: history, principles, and technique comparison // *Abdominal Imaging*. 2015. Vol. 40 (4). P. 680–690. doi: 10.1007/s00261-014-0305-8.



36. Dietrich C.F., 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. Vol. 38 (4). P. 16–47. doi: 10.1055/s-0043-103952.

37. 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 : учеб.-метод. пособие. Н. Новгород, 2015.

38. Митьков В.В., Митькова М.Д. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной // *Ультразвуковая и функциональная диагностика.* 2015. №2. С. 98–108.

39. Зыкин Б.И., Постнова Н.А., Медведев М.С. Эластография: анатомия метода // *Променева диагностика, променева терапия.* 2012. №2–3. С. 107–113

40. Постнова Н.А., Барсуков А.В., Морозова Т.Г. и др. Компрессионная эластография печени: методика, особенности получения эластограмм, анализ ошибок и артефактов (лекция) // *Радиология — практика.* 2015. №2 (50). С. 45–54.

41. Постнова Н.А., Барсуков А.В., Морозова Т.Г. и др. Использование компрессионной эластографии для неинвазивной оценки фиброза печени: результаты многоцентрового исследования // *Ультразвуковая и функциональная диагностика.* 2016. №6. С. 10–21.

42. Закон Гука. Словарь металлургических терминов // *Словари и энциклопедии на Академике.* URL: <https://dic.academic.ru/dic.nsf/metallurgy/2815> (дата обращения: 07.10.2018).

43. Механическое напряжение // *Википедия.* URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/> (дата обращения: 07.10.2018).

44. Упругость. *Физическая энциклопедия* // *Словари и энциклопедии на Академике.* URL: <https://dic.academic.ru/searchall.php?SWord> (дата обращения: 07.10.2018).

Об авторах

Владимир Александрович Изранов — д-р мед. наук, проф., Балтийский федеральный университет им. И. Канта, Россия.

E-mail: VlZranov@kantiana.ru

Наталья Владимировна Казанцева — канд. мед. наук, доц., Балтийский федеральный университет им. И. Канта, Россия.

E-mail: NKazantseva@kantiana.ru

Мирослав Владимирович Мартинович — канд. техн. наук, доц., Новосибирский государственный технический университет, Россия.

E-mail: martinovich_m@mail.ru

Валерий Иванович Бут-Гусаим — канд. мед. наук, доц., Балтийский федеральный университет имени И. Канта, Россия.

E-mail: IBut-Gusaim@kantiana.ru

Ирина Андраниковна Степанян — асп., врач ультразвуковой диагностики, Балтийский федеральный университет им. И. Канта, Россия.

E-mail: IAStepanyan@kantiana.ru

The authors

Prof. Vladimir A. Izranov, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.

E-mail: VlZranov@kantiana.ru



Dr Natalia V. Kazantseva, Associate Professor, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.

E-mail: NKazantseva@kantiana.ru

Dr Miroslav V. Martinovich, Associate Professor, Novosibirsk State Technical University, Russia.

E-mail: martinovich_m@mail.ru

Dr Valeri I. But-Gusaim, Associate Professor, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.

E-mail: IBut-Gusaim@kantiana.ru

78

Irina A. Stepanyan, PhD student, Immanuel Kant Baltic Federal University; ultrasonic diagnostics expert, Infectious diseases hospital of the Kaliningrad region, Russia.

E-mail: IAStepanyan@kantiana.ru, irina.stepanyan.7@gmail.com