

УДК 534.64:576.7

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

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛАСТОГРАФИИ ПЕЧЕНИ

69

Проблемой является понимание смысла некоторых терминов различных методов эластографии печени при переводе их на русский язык. Приведен обзор различных методов эластографии и их физических основ для лучшего понимания специфических терминов. Предложен для обсуждения профессиональным сообществом глоссарий терминов эластографии с опорой на физические основы ультразвуковых методов определения жесткости печени.

The problem we address in this paper is how the meanings of terms denoting various liver elastography methods are understood when translated into Russian. We provide an overview of various elastography methods and their physical principles in order to give a better understand specific terms. The goal of this paper is to propose a glossary of elastography terms for discussion by the professional community while relying on the physical principles of ultrasonic methods for determining the rigidity of the liver.

Ключевые слова: ультразвук, радиология, терминология.

Keywords: ultrasound, radiology, terms.

Введение

Интерес к методу эластографии печени, позволяющему оценивать жесткость печени, требует хорошего понимания физических основ метода с целью правильной интерпретации результатов обследования. Неточное понимание данного аспекта приводит также к неправильному переводу англоязычных терминов эластографии, на что указывается, в частности, в работе В. В. Митькова [1].

Кроме того, существуют синонимы некоторых терминов; например, термин «эластография в реальном времени» первоначально использовался как синоним термина «компрессионная эластография» (КЭ). Следует отметить, что английский термин *Real Time Elastography*TM (RTE) первоначально был предложен и использовался именно для обозначения КЭ в УЗ аппаратуре производителя Hitachi. Надстрочная аббревиатура «TM» (Trademark – торговый знак, торговая марка) обозначает, что термин RTE был закреплен производителем Hitachi за разработанным методом КЭ. В настоящее время двухмерные техники эластографии сдвиговой волной (ЭСВ) нередко также обозначают как «ЭСВ в реальном времени», поскольку жесткость печени может оцениваться визуально в режиме реального времени благодаря наличию цветовой карты жесткости [2]. Тем не менее более традиционное использование терми-



на «эластография в режиме реального времени» закреплено за компрессионной эластографией, так как при ЭСВ цветные эластограммы можно получить только при очень низкой частоте кадров [3; 4].

Разновидности двумерной ЭСВ, преимущественно предложенные конкретным производителем (Supersonic Imagine), получили название *Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI)* – визуализация эластичности (тканей) сдвиговой волной [5] и *Supersonic Shear Imaging (SSI)* – сдвиговая визуализация (производителя) Supersonic [6]. В последнем термине на русском языке присутствует явная игра слов, в связи с чем нередко на русский язык его переводят дословно, но не адекватно оригинальному значению, как «сверхзвуковая сдвиговая визуализация».

В рекомендациях Всемирной федерации ультразвука в медицине и биологии (World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology – WFUMB) [7] предложен глоссарий, унифицирующий терминологическое обеспечение эластографических исследований. В приложении «Список сокращений и глоссарий» к настоящему обзору представлен перевод глоссария Всемирной федерации ультразвука в медицине и биологии [7] с добавлениями из рекомендаций Европейской федерации обществ ультразвука в медицине и биологии (European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology – EFSUMB) [8] и других источников [9–12].

Проблемы, поднимаемые в статье, могут быть полезны для открытого обсуждения в печати вопросов общепринятой терминологии по эластографии печени, адекватного перевода англоязычных терминов с учетом физических основ эластографии и рекомендательное их закрепление в России на уровне Российской ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине (РАСУДМ), как это осуществлено в рекомендациях EFSUMB [8].

Целью данной обзорной работы является обсуждение на основе анализа литературы терминов эластографии с опорой на физические основы ультразвуковых методов определения жесткости печени.

Задачи работы: 1) обсудить физические основы и общие принципы эластографии; 2) представить разновидности методов эластографии печени, используемых в клинике, с детализацией физических основ.

Методы исследования

С целью обзора литературы по физическим основам и методам эластографии проводился поиск и анализ научно-медицинской литературы в базе данных US National Library of Medicine (PubMed), в электронно-библиотечной системе SCOPUS; в Российской научной электронной библиотеке (eLIBRARY.ru), интегрированной с Российским индексом научного цитирования (РИНЦ). Глубина поиска с 1988 по 2018 г. Для поиска литературы использовались ключевые слова: физические основы эластографии, эластография печени, транзиентная эластография, эластография сдвиговой волной, physical bases, ARFI-эластография, Shear Wave Elastography, Transient Elastography. Проведен критический анализ найденной литературы в соответствии с разделами, указанными в задачах исследования.



Обсуждение

1. Физические основы и общие принципы применения методов эластографии.

В начале обсуждения физических методов эластографии полезно дать определения общепринятых терминов «упругость» и «жесткость» в естественных науках.

Эластичность (от лат. *elasticus* – *упругий, гибкий, тягучий*) – свойство материала (и живых тканей) восстанавливать исходный размер и форму после деформации, вызванной приложением нагрузки. Упругость – способность тел сопротивляться изменению их объема, формы под действием внешних сил, а также восстанавливать свою форму после снятия нагрузки [9].

Мерой упруго-эластических свойств тканей является модуль Юнга. Модуль Юнга, или модуль продольной упругости (обозначается E) – физическая величина, характеризующая свойства материала сопротивляться растяжению, сжатию при упругой деформации. Модуль Юнга показывает, насколько трудно деформировать материал растяжением или сжатием. Модуль упругости отражает жесткость материала и его способность выдерживать приложенные нагрузки без значительных деформаций. Иными словами, чем больше модуль упругости, тем больше жесткость ткани (материала) [10].

Для характеристики упруго-эластических свойств тканей организма В. В. Митьков [1] предлагает максимально широко использовать термин «жесткость», в том числе в сравнительном аспекте (большая жесткость или меньшая жесткость). Это связано с тем, что при повышении значений модуля Юнга или скорости сдвиговой волны жесткость повышается, а при понижении – жесткость уменьшается. Это гораздо удобнее, чем трактовать изменения при использовании термина «эластичность». Ведь при повышении значений модуля Юнга или скорости сдвиговой волны эластичность понижается, а при понижении – повышается.

Эластография, таким образом, представляет собой группу диагностических методов, позволяющих *визуализировать жесткость ткани*, что дает дополнительную возможность дифференцировать доброкачественный процесс от злокачественного с ранних стадий развития [6]. В связи с этим Европейская федерация ультразвука в биологии и медицине (EFSUMB) в рекомендациях 2017 г. [8] предлагает рассматривать эластографию как разновидность удаленной пальпации, которая позволяет осуществлять измерения и отображать биомеханические свойства тканей, связанные с упругими восстанавливающими силами, противодействующие деформации сдвига.

2. Физические основы компрессионной эластографии.

Модуль Юнга как физическая величина представляет собой отношение одноосного напряжения (σ) к одноосной деформации (стрейну, ε):

$$E = \sigma / \varepsilon = \text{напряжение} / \text{деформация}, \quad (1)$$

где σ – величина компрессии, то есть силы внешнего давления или напряжения, стресса (Stress), измеряется в килопаскалях (кПа); ε –

упругая (то есть обратимая) деформация мягких тканей (Strain), вызванная напряжением (равна отношению изменения размера участка мягких тканей после деформации к его первоначальному размеру):

$$\varepsilon = (L - L_1)/L. \quad (2)$$

Общая схема физической основы КЭ изображена на рисунке 1 [11]. Напряжение тканей, создаваемое давлением датчика (σ), вызывает деформацию подлежащих мягких тканей, схематично представленных двумя цилиндрами. В одном случае эта деформация меньшая (1 мм у светлого цилиндра), во втором — большая (5 мм у темного).

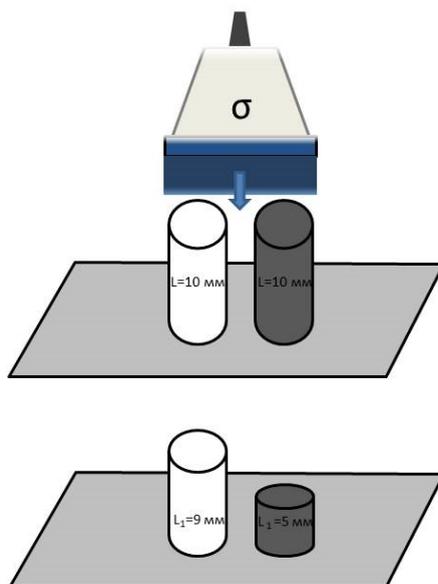


Рис. 1. Влияние силы внешнего давления (Stress) на участки мягких тканей с различной упругостью

Этот относительный показатель (модуль Юнга) называют *Strain Ratio* (SR), что можно было бы перевести как «коэффициент деформации/упругости» [11]. В отечественной литературе термин *Strain Ratio* иногда обозначают как «коэффициент сравнения». Вряд ли это можно назвать адекватным смысловым переводом, но это отражение общей терминологической проблемы поиска соответствия между англоязычной терминологией и ее переводом на русский язык. Применительно к КЭ печени *Strain Ratio* также обозначают как «эластическое отношение» [12]. На наш взгляд, более точным переводом термина *Strain Ratio* является «коэффициент деформации», так как коэффициент выступает отношением двух сравниваемых величин. Коэффициент деформации позволяет в определенной степени объективизировать оценку жесткости печени.

Важно отметить, что упругие свойства тканей помимо модуля Юнга характеризуют также и другие величины, в частности *модуль сдвиговой упругости* или *модуль сдвига* (μ) и *модуль упругости всестороннего сжатия* (K).



Эти показатели отражают способность материала сопротивляться изменению и взаимосвязаны с модулем Юнга. Взаимоотношения между этими величинами выражены формулой:

$$E = \frac{9K\mu}{3K + \mu}, \quad (3)$$

где E – модуль Юнга; K – модуль упругости всестороннего сжатия; μ – модуль сдвиговой упругости.

Для мягких тканей организма человека K намного больше μ , в связи с чем формула значительно упрощается до

$$E = 3\mu. \quad (4)$$

В системе единиц СИ все эти модули измеряются в паскалях (Па). Другая единица измерения давления 1 атм = 760 мм рт. ст. = 98000 Па.

На рисунке 2 [10] показано, что под действием пары сил F , приложенных к противоположным граням стержня и направленных в разные стороны, цилиндр длиной L деформируется на величину ΔS . При этом первоначальный объем V равен конечному объему V_1 , то есть приложенная пара сил вызывает деформацию сдвига ΔS , при которой форма цилиндра изменяется, а объем остается тем же самым.

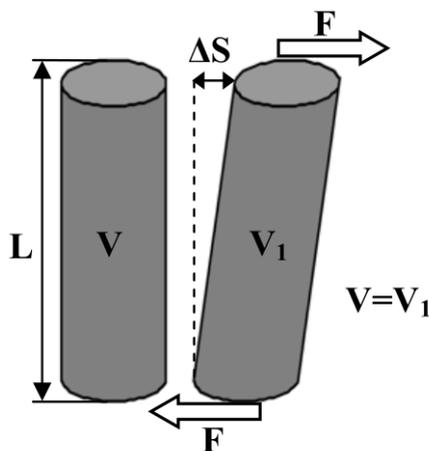


Рис. 2. Деформация сдвига

Источник: [10].

Модуль Юнга интактной ткани печени составляет 0,4–6 кПа, тогда как при циррозе – 15–100 кПа. Обращает на себя внимание значительный рост при переходе от нормальной ткани к патологической: увеличение происходит не на проценты, как плотность, а в разы и даже десятки раз [9].

Первоначально модуль КЭ был разработан и интегрирован в УЗ аппаратуре производителя Hitachi в первой декаде XXI в. Производитель дал название методу «эластография в реальном времени» (*Real time elastography – RTE*). Для эластографии печени в реальном времени предлагается использовать линейный датчик.



По аналогии с количественной 5-балльной классификацией эластограмм поражений молочной железы университета Тсукубы, была предложена визуальная 4-уровневая шкала для субъективной оценки жесткости печени (рис. 3) [13].

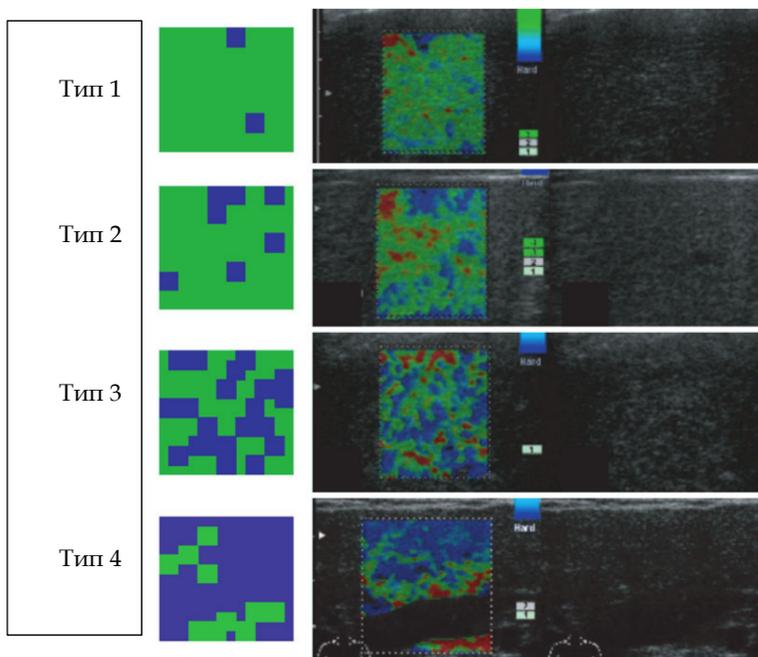


Рис. 3. Типы компрессионных эластограмм печени:

тип 1 – полностью однородно покрашенная зеленым цветом область интереса включает единичные мелкие участки синего цвета; тип 2 – пятнистые области синего цвета частично заполняют зону интереса светло-зеленого цвета; тип 3 – светло-зеленые и синие области смешаны в зоне интереса (приблизительно 50/50); тип 4 – большая часть зоны интереса заполнена участками синего цвета

Источник: [13].

С физической точки зрения КЭ может обеспечивать только качественную характеристику распределения упругости (жесткости) в тканях. Это обусловлено двумя причинами. Во-первых, определить истинную величину компрессии (в кПа), создаваемую рукой оператора или пульсацией окружающих сосудов, на сегодняшний день невозможно. Во-вторых, деформация ткани, вычисляемая как отношение величины изменения столбика ткани (ΔL мм) к его первоначальной высоте (L мм), является величиной безразмерной. Единственным количественным, но в то же время относительным показателем считается только коэффициент деформации, или упругости тканей (*Strain Ratio* – *SR*).

Коэффициент деформации позволяет в определенной степени объективизировать оценку жесткости печени. На рисунке 4 показаны принципы определения коэффициента деформации и печени.

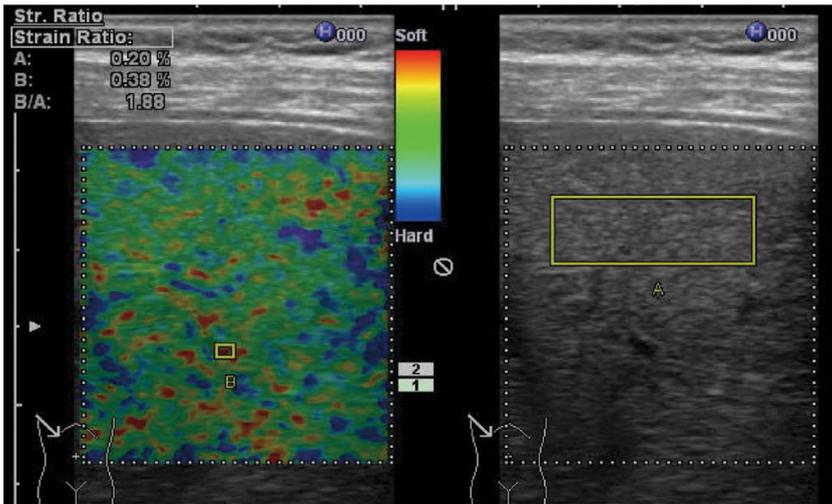


Рис. 4. Измерение коэффициента деформации печени (*Strain Ratio*)

Источник: [14].

Согласно методике исследования (рис. 4) эластичность печеночных вен используется для сравнения в связи с тем, что она не изменяется при повышении или уменьшении жесткости паренхимы печени. Так, мелкий сосуд диаметром около 3 мм выступает в качестве стандарта для подсчета коэффициента деформации (B, на рис. 4 слева). Область интереса в паренхиме печени (A, на рис. 4 справа) на данном примере расположена на 1 см от поверхности печени и имеет размер 2×1 см. Коэффициент деформации (*Strain Ratio*, B/A) составляет 1,88 [14].

Было показано, что коэффициент деформации позволяет оценивать степень фиброза печени. Так, Коизуми и соавторы [15] осуществили исследование 70 пациентов с хроническим гепатитом C и обнаружили, что коэффициент деформации возрастает с прогрессированием фиброза печени от 2,21 при F1 (95 % доверительный интервал, диапазон 1,94–2,70); 2,69 (2,29–2,97) при F2; 3,42 (3,07–3,65) при F3, до 4,66 (4,40–4,93) при F4.

В связи с тем, что принцип КЭ не предполагает получение абсолютных значений жесткости печени, производитель УЗ аппаратуры Hitachi Aloka разработал также «эластографический индекс фиброза печени» (*liver fibrosis index – LFI*). Этот индекс рассчитывается на основе большого количества параметров, заложенных производителем в программу измерений и определяемых автоматически при выделении области интереса [16].

Индекс фиброза печени (*LFI*) рассчитывается по представленной в программе эластографии печени УЗ аппарата Hitachi Preirus формуле:

$$LFI = -0,00897MEAN - 0,00502SD + 0,0232 \%AREA + 0,0253COMP + 0,7755KEW - 0,281KURT + 2,08ENT + 3,04IDM + 40,0ASM - 5,54,$$

где MEAN – среднее значение относительной деформации в пределах окна эластографического опроса;



SD (standard deviation) – стандартное отклонение относительной деформации в пределах окна эластографического опроса;

% AREA (% of blue color area) – % области низкой деформации (синий цвет) в пределах окна эластографического опроса (отношение количества голубых пикселей (сжимаемость ткани в зоне этих пикселей ниже порогового значения) к общему количеству пикселей в окне эластографического опроса);

COMP (complexity of blue color area) – периметр окна (квадрата) эластографического опроса;

SKEW (skewness) – асимметрия гистограммы;

KURT (kurtosis) – эксцесс, острота пика кривой распределения частоты, островершинность гистограммы (чем выше данный показатель, тем больше значений отличаются от среднего);

ENT (entropy) – энтропия, равномерность (чем больше данный показатель, тем равномернее распределены значения);

IDM (inverse difference moment) – определение противоположных значений (момент противоположностей) (определяет сложность текстуры, локальную неоднородность);

ASM (angular second moment) – второй угловой момент, показатель однородности текстуры (увеличивается, если существует большое количество специфических пар пикселей).

В последние годы было показано, что КЭ печени с применением *LFI* может быть эффективно использована для оценки стадий фиброза по *METAVIR* [17–19]. Однако следует отметить, что процедура КЭ требует определенных технических навыков оператора и сопряжена с опасностью получения значительного количества артефактов при нарушении методики проведения КЭ. Эти вопросы подробно освещены в работах М. Кудо [11] и Н. А. Постновой [17; 18].

3. Физические основы эластографии сдвиговой волной (ЭСВ).

Помимо вышеуказанного способа вычисления модуля Юнга ($E = \sigma/\epsilon$), который служит физической основой для метода КЭ, существует способ вычисления модуля через скорость распространения сдвиговой волны (C) в мягких тканях:

$$E = 3\rho C^2, \quad (5)$$

где E – модуль Юнга; ρ – плотность вещества; C – скорость распространения сдвиговой волны.

Скорость распространения сдвиговой волны служит физической основой для метода ЭСВ [3; 9; 11].

ЭСВ использует оценку скорости распространения сдвиговой волны, которая выше в жестких тканях и ниже в мягких тканях. Нормальные акустические волны являются волнами сжатия, то есть продольными волнами, скорость распространения которых в тканях составляет 1450–1550 м/с. Эти волны также проходят с более высокой скоростью через жесткие среды, чем через мягкие, однако технически сложно отслеживать эти различия в ходе УЗ сканирования. Сдвиговые же волны – поперечные и распространяются в тканях более медленно



(1–10 м/с). Эти волны могут генерироваться механическими средствами или возникать по краям продольной акустической волны сжатия в момент пересечения ею соответствующей ткани. Эта сдвиговая волна распространяется перпендикулярно акустической продольной волне и может отслеживаться дополнительными импульсами, испускаемыми латеральнее первоначального толчкового импульса для отображения смещения тканей по мере продвижения сдвиговой волны [3]. Для печени данное уравнение $E = 3\rho C^2$ можно использовать в укороченном варианте: $E = 3C^2$. Это обусловлено тем фактом, что плотность (ρ) вещества печени колеблется в диапазоне 1,02–1,16 кг/м³ и поэтому может быть принята за единицу [20–22].

Физически сдвиговая волна представляет собой упругую поперечную волну (в отличие от продольной ультразвуковой). Смещения частиц среды при этом перпендикулярны направлению распространения волны. Принцип действия метода основан на генерации в тканях сдвиговой волны и последующей оценке скорости ее продвижения. Исходя из уравнения $E = 3C^2$, скорость C прямо пропорциональна упругости ткани E . Следовательно, чем выше скорость, тем выше упругость (жесткость).

Однако данное уравнение ($E = 3C^2$) применимо к гомогенным (изотропным) средам. Для гетерогенных и/или анизотропных тканей, таких как скелетные мышцы, почечные пирамидки, предпочтительнее использовать для оценки жесткости именно скорость сдвиговой волны (ССВ), которая является надежным заменителем показателя жесткости ткани, а не модуль Юнга. В этих тканях ССВ будет отличаться в различных направлениях. Это отчетливо проявляется на примере мышечных пучков. ССВ, ориентированная вдоль мышечных волокон и поперек, разная.

Эластографическая оценка жесткости печени выступает замещающим маркером фиброза печени, поэтому последние годы все более широко внедряется для неинвазивной оценки и стадирования фиброза у пациентов с хроническими заболеваниями печени [23]. Это тем более важно, что обычное УЗИ в В-режиме не позволяет эффективно оценить степень фиброза печени [24; 25].

Ниже представлены физические основы различных видов ЭСВ.

4. Физические основы транзистентной эластографии (ТЭ).

ТЭ – метод ультразвукового исследования, разработанный фирмой Echosens (France), с лежащим в основе принципом закона Гука, который характеризует реакцию сопротивления материала на внешние стрессы (давление) (рис. 5).

Специализированный ультразвуковой аппарат, у которого датчик снабжен насадкой, передающей вибрации низкой частоты при доступе из правого межреберного промежутка, создает сдвиговую волну, распространяющуюся вглубь печени. Затем оценивается скорость продвижения волны, которая пропорциональна жесткости ткани: более быстрое распространение волны происходит в более жестких тканях. Следующим этапом производится оценка жесткости печени в кПа (в диапазоне от 2,5 до 75 кПа).

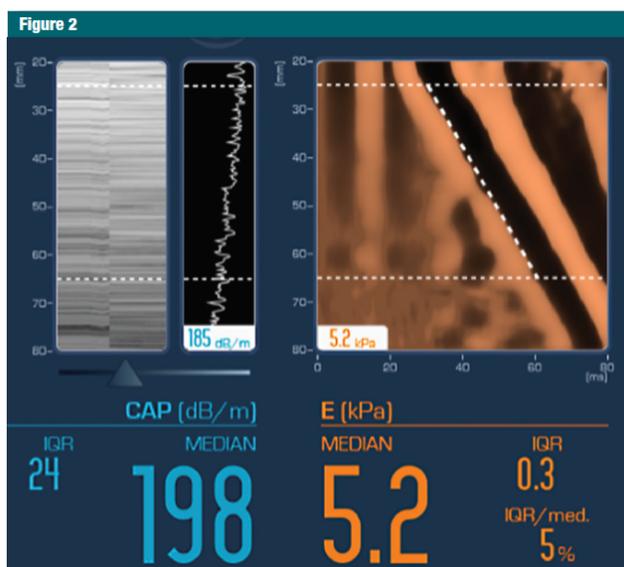


Рис. 5. Интерфейс монитора УЗ аппарата FibroScan (Echosens, Франция)

Источник: [27].

В случае транзientной эластографии для возбуждения импульса используется механический толчок, который вызывает преходящую сдвиговую волну в исследуемой ткани. Эта разновидность индукции сдвиговой волны классифицируется как динамическая эластография с внешним источником импульса. Следует также упомянуть, что динамические техники эластографии индуцируют вибрацию в тканях, что выступает базовым принципом для методов эластографии сдвиговой волной в УЗД и МРТ [26].

Левое окно на рисунке 5 демонстрирует режим движения волны во времени (*time motion* – ТМ), среднее окно отображает А-режим (амплитудный) и правое окно – эластограмма, представляющая изображение в М-режиме, здесь видно аксиальное смещение ткани печени как функции глубины (ось Y) от времени (ось X). Угол наклона белой пунктирной линии в окне эластограммы возрастает с увеличением жесткости печени. Полученное значение 5,2 кПа соответствует диапазону нормы. Межквартильный диапазон (IQR) равен 0,3, отношение межквартильный диапазон/медиана составляет 5%. Это подтверждает, что все 10 проведенных измерений имеют высокое качество. Параметр контролируемого затухания (*controlled attenuation parameter* – CAP) является мерой затухания ультразвука, что соответствует уменьшению амплитуды ультразвуковых волн по мере прохождения через ткань печени. В данном примере CAP составляет 198 дБ/м, что соответствует диапазону нормы [27].

У здорового пациента (рис. 6, а), сдвиговая волна относительно медленная и жесткость печени низкая (медиана десяти измерений модуля Юнга E = 3,5 кПа). У пациента с циррозом печени (рис. 6, б) сдвиговая вол-



на проходит через жесткую ткань (медиана модуля Юнга $E = 33,3$ кПа) более быстро, поэтому графическое отображение градиента «время-глубина» представлено пунктирной линией с более крутым наклоном [14; 24].



Рис. 6. Транзиентная эластография нормальной (а) и цирротически измененной (б) печени

5. Физические основы ARFI – эластографии (Acoustic Radiation Force Impulse – ARFI).

В основе ARFI-эластографии лежит технология создания сдвиговых волн, использующая силу радиационного давления сфокусированного ультразвукового импульса [9].

Ультразвук создает определенное радиационное давление и способствует распространению волн в мягких тканях. Интенсивный ультразвук оказывает сильное давление на среду. Об истории изучения этого явления и его применении в биологии и медицине подробно написано в обзоре [5]. Если поместить ультразвуковой излучатель под водой, можно вызвать ее распыление, и над поверхностью воды появится облако тумана [9]. Оно состоит из очень мелких капелек, которые формируются из-за давления ультразвука снизу на поверхность жидкости. Такой эффект эксплуатируется в бытовых устройствах для увлажнения воздуха в помещении.

Сила излучения (*radiation force*) – универсальная характеристика любого волнового движения, в том числе электромагнитных и звуковых волн. Сила (давления) звукового излучения обусловлена изменением плотности энергии и импульсом распространяющихся волн в результате абсорбции, рассеивания или отражения от различных внутритканевых включений или пространственных изменений скорости распространения волны.

Применительно к ультразвуковой эластографии радиационное давление ультразвуковой волны можно подобрать так, что оно будет максимальным в заданной точке фокуса F и станет источником сдвиговых волн, идущих от нее в перпендикулярном направлении. Изменяя параметры, ультразвуковую волну моделируют так, чтобы она была сфокусирована на интересующей глубине L (рис. 7), там, где необходимо генерировать сдвиговые волны. Они, как круги на воде от брошенного камня, будут расходиться в области фокуса поперечно от оси ультразвуковой волны.

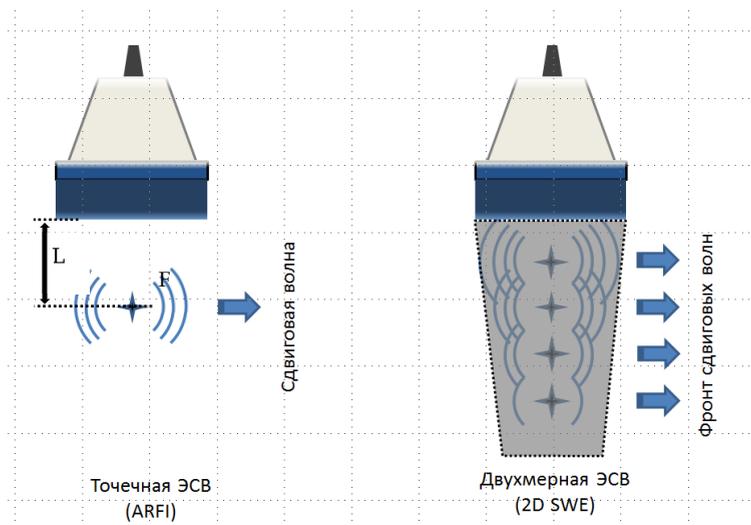


Рис. 7. Схематическое изображение физических принципов точечной и двумерной ЭСВ

Источник: [9].

Импульс акустической силы излучения (*Acoustic Radiation Force Impulse – ARFI*) как способ получения сдвиговых волн позволяет добиться количественной информации об упругости тканей, но только на заданной глубине в зоне фокуса. Для получения сдвиговых волн на другой глубине надо сместить зону фокуса ближе или дальше от датчика и уже в ней создать новым мощным ультразвуковым импульсом необходимое давление для образования сдвиговых волн и измерить их характеристики. Выбор места для измерения скорости сдвиговой волны производится с помощью пробного объема на двумерном ультразвуковом изображении (рис. 7, 8), а числовые значения показателя упругости выдаются в м/сек или пересчитываются в кПа, поэтому метод получил название «количественная ультразвуковая эластография», или «эластометрия» [9].

В ARFI-технологии эластографии сдвиговые волны, распространяющиеся в ткани-мишени, генерируются внутри зоны интереса (*ROI*) фиксированного размера (10×5 мм), которая произвольно размещается оператором по собственному выбору на обычном серошкальном ультразвуковом изображении. Предварительно сфокусированные в выбранной зоне интереса на определенной глубине короткие по продолжительности акустические толчковые импульсы распространяются вдоль основного ультразвукового луча. Это индуцирует внутри тканей напряжения сдвига с модальностью и интенсивностью, обусловленными затуханием луча в ткани. Сдвиговые напряжения приводят к появлению сдвиговых волн, которые распространяются перпендикулярно основному ультразвуковому лучу в противоположную сторону от первоначальной зоны возбуждения [9; 11; 29].

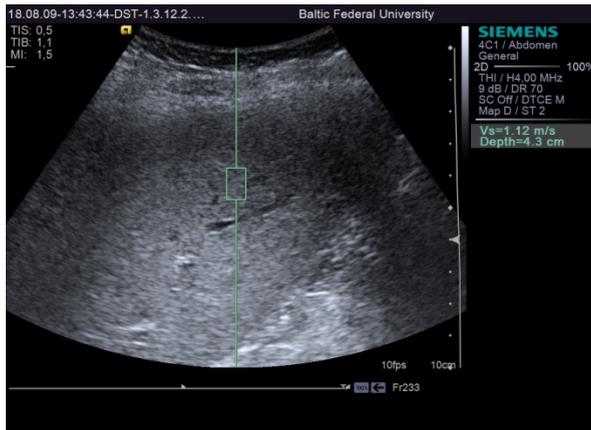


Рис. 8. Произвольное размещение пробного объема в паренхиме печени при ARFI-эластографии (Siemens Acuson S2000). Глубина размещения пробного объема (Depth = 4,3 см). Скорость сдвиговой волны ($V_s = 1,12$ м/с)

6. Физические основы двухмерной эластографии сдвиговой волной (2D ЭСВ).

Двухмерная ЭСВ (*Two dimensional Shear Wave Elastography – 2D SWE*) (рис. 9) является исторически наиболее молодым из всей группы эластографических методов и обладает целым рядом преимуществ: двухмерное исследование в режиме реального времени, простота исполнения для оператора (меньшая зависимость от навыков оператора) и возможность количественной оценки модуля эластичности исследуемой ткани.

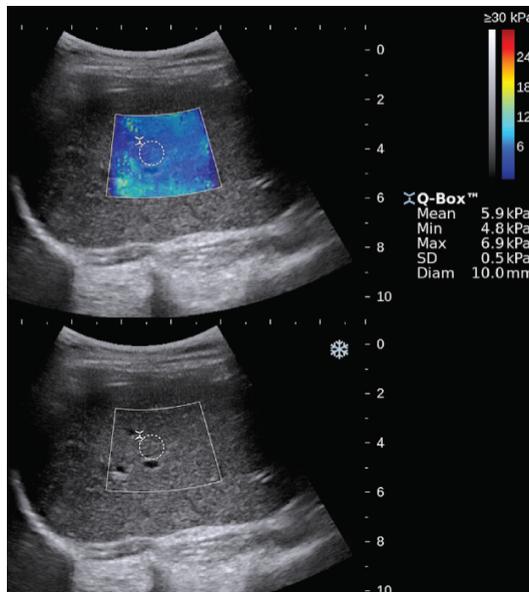


Рис. 9. 2D ЭСВ-визуализация печени. Экран монитора разделен на два изображения: серошкальное (снизу) и серошкальное с наложением эластограммы (сверху)

Источник: [33].



Ряд исследователей демонстрирует хорошие возможности неинвазивной диагностики фиброза печени при ЭСВ [30]. Многочисленными исследованиями было доказано высокое соответствие результатов двухмерной эластографии, транзитной эластографии и точечной эластографии [31; 32]. Когда ткань смещается дорзально от фокусированных УЗ лучей, исходящих из датчика, сила сопротивления ткани распространяется латерально, формируя сдвиговые волны. Когда «толчковые» УЗ лучи непрерывно проникают через ткань на разную глубину, то генерируется фронт сдвиговых волн конической формы. Датчик одновременно передает и принимает УЗ волны, и постоянное повторение этого процесса на высокой скорости позволяет измерить скорость сдвиговой волны, распространяющейся поперечно, и осуществить двухмерное видеокартирование. Сдвиговая волна проходит быстрее через жесткую ткань и медленно через мягкую. Эластичность ткани рассчитывается на основе скорости ($E = 3\rho C^2$). Измеренное значение может выражаться в показателе эластичности (модуль Юнга, кПа) или скорости (м/сек). Значения скорости или упругости кодируются цветом и цветовая карта накладывается на изображение в В-режиме в реальном времени.

Процедура осуществляется следующим образом.

- Используется конвексный датчик с пресетом для органов брюшной полости.
- Область интереса располагается в центре экрана.
- Включается режим «SWE».
- Выбирается размер и положение зоны интереса (ROI).
- После достижения стабильного качественного цветового эластографического картирования зоны интереса в течение нескольких кадров изображение замораживается.
- Необходимо выбрать наиболее подходящий кадр из кинопетли и сохранить его на жесткий диск УЗ аппарата. Сохраненные «сырые» данные могут использоваться для изменения цветовой шкалы и последующей процедуры измерения.
- Настройка цветовой шкалы в необходимом диапазоне.
- Активизация инструмента измерения “Q-Vox”, который позволяет количественно оценить скорость сдвиговой волны или жесткость ткани любой области внутри зоны интереса.

Трапециевидной формы цветовая область интереса (*Region of Interest – ROI*) (рис. 10) отображает распределение эластических свойств ткани печени. Степень жесткости отображена на цветовой справочной шкале в правой части экрана. Темно-синий цвет представляет нормальную ткань печени (рис. 10, а), а светлый зелено-голубой отображает повышенную жесткость печени, характерную для цирроза (рис. 10, б). Круглая зона внутри области интереса представляет Q-Vox. Активация этого инструмента позволяет вывести на экран среднее значения модуля Юнга (Mean 5,2 кПа и 28,32 кПа), минимальное (4,6 и 23,97 кПа), макси-

мальное его значение (6,3 и 31,97 kPa) и стандартное отклонение показателя (0,3 kPa). Диаметр зоны измерения показателей жесткости печени (Q-Box) внутри области интереса составляет 20 мм [32]. Следует отметить, что методы двухмерной эластографии сдвиговой волной фокусируют множественные толчковые импульсы на различной глубине в ткани. В результате этого генерируются сдвиговые волны, проникающие внутри ткани поперечно к «толчковым» акустическим импульсам. Это формирует «фронт сдвиговых волн» в ткани печени и позволяет осуществлять визуализацию жесткости печени в режиме реального времени. В отличие от этого метод КЭ является методом статической эластографии, первоначально примененной для эластографии молочных желез, и использующей внутренние источники давления, исходящие от сердцебиений [34].

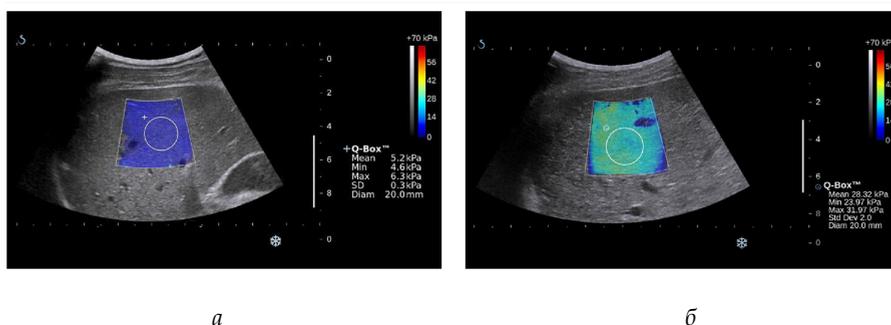


Рис. 10. 2D ЭСВ-визуализация нормальной (а) и цирротически измененной (б) печени

Источник: [34].

З. Хванг и соавторы [35] исследовали нормальный диапазон жесткости здоровой печени и факторы, влияющие на жесткость печени у 502 здоровых добровольцев. Было показано, что средняя жесткость печени составляет $5,10 \pm 1,02$ kPa. Авторы доказали, что размер области интереса, возраст и индекс массы тела не оказывают значимого влияния на результаты измерения жесткости печени, в то же время положение датчика, глубина области исследования и пол выступают значимыми факторами, которые влияют на результаты эластометрии печени сдвиговой волной.

В работах [36–38] представлены результаты дифференциальной диагностики диффузных заболеваний печени с помощью методов эластографии. В работе [36] описана усовершенствованная методика эластографии печени для дифференциальной диагностики различной хронической патологии печени, продемонстрировано, что жесткость печени при использовании усовершенствованной методики эластографии была выше, чем при стандартной.



Выводы

Эластография — это группа диагностических методов, позволяющих визуализировать жесткость ткани, осуществлять измерения и отображать биомеханические свойства тканей, связанные с упругими восстанавливающими силами, противодействующие деформации сдвига, что дает дополнительную возможность дифференцировать патологические процессы в тканях.

При описании клинических методов и техник эластографии предложен перевод терминов на русский язык с учетом понимания физических основ.

Список литературы

1. Митьков В. В., Митькова М. Д. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной. Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2015. № 2. С. 94 — 108.
2. Lee J. Y. ShearWave™ Elastography: a reliable and outperforming diagnostic tool for liver fibrosis assessment in chronic hepatitis. A literature review. URL: <https://sonoworld.com/Common/DownloadFile.aspx?ModuleDocumentsId=72> (дата обращения: 28.05.2019).
3. 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.
4. O'Hara S. A comparison of one shot and continuous modes for Shear Wave elastography on the Toshiba Aplio 500. URL: <https://de.medical.canon/wp-content/uploads/sites/17/2017/02/A-comparison-of-one-shot-and-continuous-modes-for-Shear-Wave-elastography-on-the-Toshiba-Aplio-500.pdf> (дата обращения: 04.08.2018).
5. Sarvazyan A. Diversity of biomedical applications of acoustic radiation force // Ultrasonics. 2010. Vol. 50 (2). P. 230 — 234. doi: 10.1016/j.ultras.2009.10.001
6. Bercoff J., Tanter M., Fink M. Supersonic Shear Imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping // IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2004. Vol. 51 (4). P. 396 — 409.
7. 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 in Med Biol. 2015. Vol. 41 (5). P. 1126 — 1147. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2015.03.009.
8. 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.
9. Физическая энциклопедия : в 5 т. / под ред. А. М. Прохорова. М., 1988.
10. Зыкин Б. И., Постнова Н. А., Медведев М. Е. Эластография: анатомия метода // Променева диагностика, променева терапия. 2012. № 2 — 3. С. 107 — 113.
11. Kudo M., Shiina T., Moriyasu F., Iijima H., Tateishi R., Yada N. et al. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: liver // J Med Ultrasonics. 2013. Vol. 40 (4). P. 325 — 357. doi: 10.1007/s10396-013-0460-5.
12. Itoh A., Ueno E., Tohno E. et al. Breast Disease: clinical application of US elastography for diagnosis // Radiology. 2006. Vol. 239 (2). P. 341 — 350. doi: 10.1148/radiol.2391041676.



13. 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.

14. 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.

15. Koizumi Y., Hirooka M., Kisaka Y. et al. Liver fibrosis in patients with chronic hepatitis C: noninvasive diagnosis by means of real-time tissue elastography – establishment of the method for measurement // *Radiology.* 2011. Vol. 258 (2). P. 610–617. doi: 10.1148/radiol.10100319

16. Fujimoto K., Kato M., Kudo M. et al. Novel image analysis method using ultrasound elastography for noninvasive evaluation of hepatic fibrosis in patients with chronic hepatitis C // *Oncology.* 2013. Vol. 84. P. 3–12. doi: 10.1159/000345883.

17. Постнова Н.А., Борсуков 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. 45–55.

18. Постнова Н.А., Борсуков 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.

19. Hao L., Tu J.Z., Wang X.H. et al. Effect of Inflammation on Fibrosis Staging Measured by Quantitative Elasticity Parameters in Rats With Immune Hepatitis // *J Ultrasound Med.* 2016. Vol. 35 (6). P. 1223–1231. doi: 10.7863/ultra.15.03001.

20. Garkavenko O., Emerich D.F., Muzina M. et al. Xenotransplantation of neonatal porcine liver cells // *Transplant Proc.* 2005. Vol. 37 (1). P. 477–480. doi: 10.1016/j.transproceed.2004.12.183.

21. Niehues S.M., Unger J.K., Malinowski M. et al. Liver volume measurement: reason of the difference between in vivo CT-volumetry and intraoperative ex vivo determination and how to cope it // *Eur J Med Res.* 2010. Vol. 15 (8). P. 345–350.

22. Изранов В.А., Ермаков А.В., Мартинович М.В. и др. Современные возможности оценки объема печени (исследование ex vivo) // *Ультразвуковая и функциональная диагностика.* 2017. №6. С. 11–24.

23. Karlas T., Dietrich A., Peter V. et al. Evaluation of transient elastography, acoustic radiation force impulse imaging (ARFI), and enhanced liver function (ELF) score for detection of fibrosis in morbidly obese patients // *PLoS One.* 2015. Vol. 10 (11). P. e0141649. doi: 10.1371/journal.pone.0141649.

24. Bert F., Stahmeyer J.T., Rossol S. Ultrasound Elastography Used for Preventive Non-Invasive Screening in Early Detection of Liver Fibrosis // *J Clin Med Res.* 2016. Vol. 8 (9). P. 650–655. doi: 10.14740/jocmr2625w.

25. Степанян И.А., Кобинец Ю.В., Изранов В.А., Овчинников О.И. Диффузные изменения печени: оценка эффективности диагностики методом стандартизованной ARFI-эластографии // *Лучевая диагностика и терапия.* 2018. №1. С. 30–35.

26. Nightingale K. Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging: a review // *Curr Med Imaging Rev.* 2011. Vol. 7(4). P. 328–339. doi: 10.2174/157340511798038657.

27. 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.

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



29. Dong Y., Sirli R., Ferraioli G. et al. Shear wave elastography of the liver – review on normal values // *Z Gastroenterol.* 2017. Vol. 55 (2). P. 153–166. doi: 10.1055/s-0042-117226.

30. Bavu E., Gennisson J.L., Couade M. et al. Noninvasive in vivo liver fibrosis evaluation using supersonic shear imaging: a clinical study on 113 hepatitis C virus patients // *Ultrasound Med Biol.* 2011. Vol. 37 (9). P. 1361–1373. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.05.016.

31. Ferraioli G., Tinelli C., Bello B. et al. ShearWave™ Elastography Improves the Assessment of Liver Fibrosis. URL: <https://sonoworld.com/Common/DownloadFile.aspx?ModuleDocumentsId=73> (дата обращения: 30.05.2019).

32. Herrmann E., de Lédinghen V., Cassinotto C. et al. Assessment of biopsy-proven liver fibrosis by 2D -shear wave elastography: an individual patient data based meta-analysis // *Hepatology.* 2018. Vol. 67 (1). P. 260–272. doi: 10.1002/hep.29179.

33. 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.

34. 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.

35. 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. 549–555. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.05.008.

36. Борсуков А.В., Перегудов И.В. Усовершенствованная методика ультразвуковой эластографии в дифференциальной диагностике заболеваний печени // *Вестник новых медицинских технологий.* 2009. Т. 16, №3. С. 119–121.

37. Борсуков А.В., Перегудов И.В. Способ дифференциальной диагностики заболеваний печени. URL: https://yandex.ru/patents/doc/RU2482792C1_20130527 (дата обращения: 30.05.2019).

38. Борсуков А.В., Покусеева В.Н., Морозова Т.Г. и др. Обоснование безопасности проведения одномерной динамической эластографии печени и селезенки // *Медицинская визуализация.* 2011. №3. С. 11–19.

Об авторах

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

ORCID iD: 0000-0002-6440-5889, ID SCOPUS: 6507547249

E-mail: Vlzranov@kantiana.ru

Наталья Владимировна Казанцева – канд. мед. наук, доц., Балтийский федеральный университет им. И. Канга, Россия.

ORCID iD: 0000-0002-0542-0632

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 им. И. Канга, 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, Medical Institute, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.

E-mail: VIzranov@kantiana.ru

Dr Natalia V. Kazantseva, Associate Professor, Medical Institute, 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, Department of Therapy, Medical Institute, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.

E-mail: IBut-Gusaim@kantiana.ru

Irina A. Stepanyan, Postgraduate Student, Ultrasound Diagnostic Specialist, Medical Institute, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.

E-mail: IAStepanyan@kantiana.ru