

Физические основы эластографии. Часть 2. Эластография на сдвиговой волне (лекция)

О. В. Руденко^{1,4}, Д. В. Сафонов^{*,2}, П. И. Рыхтик^{3,4}, С. Н. Гурбатов⁴, С. В. Романов^{3,4}

¹ ФБОУ ВПО «Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова»

² ГБОУ ВПО «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздрава России

³ ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр» Федерального медико-биологического агентства России

⁴ ФБОУ ВПО «Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского»

Physical Bases of Elastography. Part 2. Shear Wave Elastography (Lecture)

O. V. Rudenko^{1,4}, D. V. Safonov^{*,2}, P. I. Rykhtik^{3,4}, S. N. Gurbatov⁴, S. V. Romanov^{3,4}

¹ Lomonosov Moscow State University, Russia

² Nizhny Novgorod State Medical Academy, Ministry of Healthcare of Russia

³ Volga District Medical Centre under Federal Medical and Biological Agency, Russia

⁴ Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, Russia

Реферат

В лекции изложены физические принципы эластографии на сдвиговой волне — нового метода эхографии, основанного на использовании сдвиговых волн с колебаниями частиц в плоскости, поперечной к направлению распространения волны. Сдвиговые волны можно получить с помощью радиационного давления сфокусированной ультразвуковой волны в заданных точках на нужной глубине, от которых они будут распространяться в поперечном к оси ультразвукового пучка направлении со скоростью, определяемой сдвиговой упругостью ткани. Измерив скорости во всем диапазоне исследуемых глубин, можно сопоставить количественные показатели сдвиговой упругости тканей и создать их двухмерное серошкальное или цветное изображение. Метод не требует компрессии тканей датчиком, что обеспечивает хорошую воспроизводимость результатов, объективность и более качественную визуализацию.

Ключевые слова: ультразвуковая диагностика, эластография сдвиговой волны, поперечная сдвиговая волна, радиационное давление ультразвука, эластометрия, модуль сдвиговой упругости.

* Сафонов Дмитрий Владимирович, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры лучевой диагностики факультета повышения квалификации врачей ГБОУ ВПО «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздрава России.

Адрес: 603005, г. Нижний Новгород, пл. Минина, д. 10/1.

Тел.: +7 (910) 795-59-25. Электронная почта: safonovdv@inbox.ru

* Safonov Dmitriy Vladimirovich, M. D. Med., Professor of Department of Radiology of Faculty of Professional Development of Doctors of Nizhny Novgorod State Medical Academy, Ministry of Healthcare of Russia.

Address: Minina ploshhad', 10/1, Nizhny Novgorod, 603093, Russia.

Phone number: +7 (910) 795-59-25. E-mail: safonovdv@inbox.ru

Abstract

The lecture outlines the physical principles of a shear wave elastography, a new method of echography, based on the use of shear waves with the oscillations of the particles in the plane transverse to the direction of propagation of the wave. Shear waves can be excited by radiation pressure of an ultrasonic wave focused in given points at required depth, from which they will propagate in the transverse to the beam axis direction at a speed determined by the shear elasticity of tissues. After measurement the speed in the whole range of depths under study, it is possible to compare the quantitative indicators of the shear elasticity of tissues and create their two-dimensional grey-scale or color image. The method does not require the compression of tissues by sensor that provides good reproducibility of results, objectivity and better visualization.

Key words: Ultrasound Diagnostics, Shear Wave Elastography, Transverse Shear Wave, Radiation Pressure of Ultrasound, Elastometry, Shear Module of Elasticity.

Актуальность

Главный парадокс в истории развития эластографии как одной из методик эхографии состоит в том, что разработчики аппаратуры долго не обращали внимания на такой информативный параметр, как сдвиговая упругость. Модернизация электроники и программного обеспечения, создание более совершенных электроакустических преобразователей, режимы второй гармоники, инвертированных импульсов и многое другое привели практически к полной реализации технического потенциала серошкального сканирования. Однако с введением эластографии современные ультразвуковые сканеры приобрели качественно новые возможности, а настоящим прорывом в развитии метода стала разработка другого его варианта, основанного на оценке сдвиговой упругости тканей.

Целью данной лекции является ознакомление врачей с физическими основами эластографии на сдвиговой волне. Какова же физическая сущность методики и чем она отличается от компрессионной эластографии?

На рис. 1 показано, как пара сил F , приложенных к противоположным граням стержня и направленных в разные

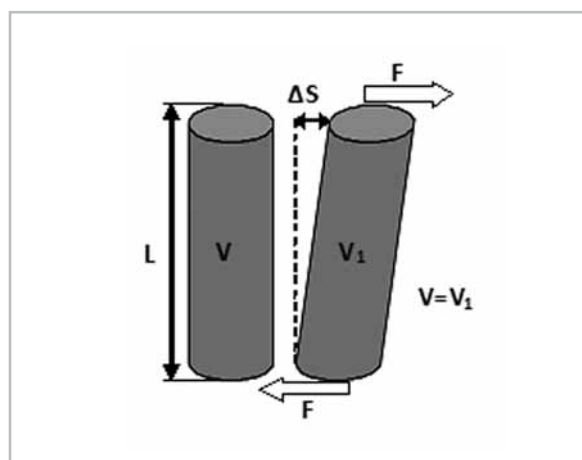


Рис. 1. Деформация сдвига. Под действием силы F цилиндр длиной L деформируется на величину ΔS , при этом первоначальный объем V равен конечному объему V_1 .

стороны, вызывает деформацию сдвига, при которой форма цилиндра изменяется, а объем остается тем же самым. Связь между приложенными силами и сдвиговыми деформациями характеризуется модулем сдвиговой упругости или модулем сдвига (μ), который отражает способность материала сопротивляться изменению формы при сохранении его объема. Для этой цели можно использовать и модуль Юнга E [5]. Его связь с модулями упругости

всестороннего сжатия K и сдвиговой упругости μ дается формулой

$$E = \frac{9K\mu}{3K + \mu} \quad (1)$$

Для мягких тканей $K \gg \mu$, и формула (1) значительно упрощается до $E = 3\mu$, которую часто используют в эластографии.

В табл. 1 приведены численные значения модулей K , μ и E для некоторых сред. В системе единиц СИ эти модули измеряются в паскалях (Па). Паскаль – это единица измерения давления, равная 1 Н/м^2 (1 ньютон на квадратный метр). Когда числа очень большие, удобнее указывать значения модулей упругости в килопаскалях ($1 \text{ кПа} = 1000 \text{ Па}$) или мегапаскалях ($1 \text{ МПа} = 1000 \text{ кПа}$). Другая единица измерения давления $1 \text{ атм} = 760 \text{ мм рт. ст.} = 98\,000 \text{ Па}$.

Из табл. 1 видно, что модули упругости мягкой силиконовой резины гораздо меньше, чем модули упругости металлов и других твердых тел. Кроме того, у резины, как и у других резиноподобных сред, модуль сдвига и модуль Юнга очень малы по сравнению с модулем всестороннего сжатия. Такого типа материалы недавно стали именоваться «мягкие твердые тела» (soft solids). Именно они используются для создания фантомов

при моделировании воздействия ультразвука на реальные ткани. В табл. 2 приведен модуль Юнга некоторых мягких тканей. Обратите внимание на его значительный рост при переходе от нормальной ткани к патологической: увеличение не на проценты, как плотность, а в разы и даже десятки раз! Даже здоровая скелетная мышца демонстрирует увеличение сдвиговой упругости на 1–2 порядка при переходе от расслабленного состояния к напряженному [4].

Точность количественных показателей в табл. 1 и 2 не может быть высокой. Разброс параметров у металлов связан с разными условиями эксперимента, наличием примесей и др. Для мягких тканей разброс еще больше. Совершенно разные данные получаются при измерении *in vivo* и *in vitro* у разных пациентов, на разных стадиях заболевания. Поэтому абсолютные числовые значения в качестве диагностических критериев не надежны.

В серошкальном изображении интенсивность эхосигналов зависит от разницы акустического сопротивления соседних тканей, или импеданса, вычисляемого как произведение плотности ткани на скорость распространения в ней ультразвука. Чем больше разница импедансов, тем сильнее отличаются соседние ткани. Однако и плотность,

Таблица 1

Модули упругости различных сред

Материал	K , МПа	μ , МПа	E , МПа
Алюминий	75 000	26 000	70 000
Свинец	46 000	5600	16 000
Силиконовая резина	1500	0,3	1,0
Вода	21 000	0	0

Таблица 2

Модуль Юнга различных мягких тканей организма

Ткань	E , кПа
Печень нормальная	0,4–6
Печень циррозная	15–100
Простата нормальная	55–70
Карцинома простаты	90–240
Молочная железа:	
жировая ткань	18–24
железистая ткань	28–66
фиброзная ткань	96–244
карцинома	22–560

и скорость звука в мягких тканях практически одинаковы – различие составляет единицы процентов. В то же время сдвиговая упругость различается значительно и ее разница получается в сотни раз выше. Почему именно сдвиговая упругость является наиболее информативным параметром?

Дело в том, что обычные упругие свойства сред определяются близкосодействующими силами взаимодействия между молекулами, а не клеточной и надклеточной структурой ткани. Мягкие ткани по составу различаются значительно меньше, чем по структуре: они содержат до 80 % воды, одни и те же белки и другие органические и низкомолекулярные вещества. Поэтому модуль всестороннего сжатия и скорость звука для всех мягких тканей примерно одинаковы, различия не превышают 10%. Столь же малы и пределы изменения импеданса.

Напротив, пределы изменения структурных особенностей (геометрических параметров клеток, степени неоднородности и анизотропии) несравнимо

шире. Сдвиговые свойства тканей отличаются в разных тканях не на единицы процентов, а на порядки – модули сдвига и Юнга изменяются в пределах 2–4 порядков. Даже для одной ткани изменения достигают тысяч процентов, например, при росте опухоли или при обыкновенном сокращении мышц [4]. Поэтому в последние 10 лет возникло направление, основанное на использовании сдвиговых волн для оценки состояния органов и тканей [1, 10]. Сейчас измерение сдвиговых характеристик используется в основном для поиска опухолей, но эластография может применяться для диагностики патологии, связанной с мышечной атрофией при неврологических заболеваниях, миопатиях, иммобилизации, в геронтологии, спортивной и космической медицине.

Для устранения недостатков компрессионной эластографии советским биофизиком А.П. Сарвазяном был предложен метод, получивший название Shear Wave Elasticity Imaging (SWEI), или эластография на сдвиговых волнах, которая не требует компрессии тканей

датчиком [9]. Тем самым достигается визуализация более высокой точности и более высокого качества. Первое экспериментальное измерение сдвиговой упругости проведено в 1997 г. на кафедре акустики Московского государственного университета им. М. В. Ломоносова [1]. Эта работа была удостоена премии Международной академической издательской компании «Наука/Интерпериодика» за лучшую журнальную публикацию 1997 г. Подробно сам метод, его теоретическое обоснование и экспериментальное подтверждение описаны в работе [10], которая много лет была самой цитируемой статьей, опубликованной в высокорейтинговом журнале *Ultrasound in Medicine and Biology*. В настоящее время профессор А. П. Сарвазян работает в США, руководя организованной им фирмой Artann Laboratories.

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.

Волна колебаний объема в виде чередования зон сжатия и разрежения среды — это продольная ультразвуковая волна, при которой колебания частиц происходят в том же направлении, что и распространение волны (рис. 2, а). Скорость их распространения выражается через модули упругости и плотность среды так:

$$C_{US} = \sqrt{\frac{K + (4/3)\mu}{\rho}}. \quad (2)$$

Волна колебаний формы при неизменном объеме, или сдвиговая волна, — это поперечная волна, при которой колебания частиц происходят в плоскости, поперечной к направлению распространения волны (рис. 2, б). Сдвиговая волна движется с совершенно другой скоростью, зависящей от отношения модуля сдвиговой упругости к плотности среды:

$$C_{SH} = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}. \quad (3)$$

Как показали измерения, сдвиговый модуль упругости мягких тканей мал по сравнению с модулем всестороннего сжатия, и сдвиговая волна является «медленной». Действительно, скорость ультразвука в тканях примерно такая же, как в воде, т. е. $C_{US} \approx 1500$ м/с. Скорость сдвиговой волны, например, в нормальной печени, исходя из формулы (3) и табл. 2, $\mu = 2$ кПа = 2000 Па, $\rho = 1000$ кг/м³, получается

$$C_{SH} = \sqrt{\frac{2000}{1000}} = \sqrt{2} \approx 1,4 \text{ м/с}.$$

Таким образом, измеряя скорость распространения медленной сдвиговой волны в заданной области ткани, можно измерить модуль сдвиговой упругости и модуль Юнга. Согласно формуле (3), любая из этих величин пересчитывается в другую:

$$\mu = \rho C_{SH}^2, \quad E = 3 \rho C_{SH}^2. \quad (4)$$

С учетом того, что плотность ρ мягких тканей организма практически одинакова ($\approx 1,05$ кг/м³), то по обеим формулам упругость прямо пропорциональна квадрату скорости сдвиговой волны. Следовательно, чем выше ее скорость, тем выше упругость.

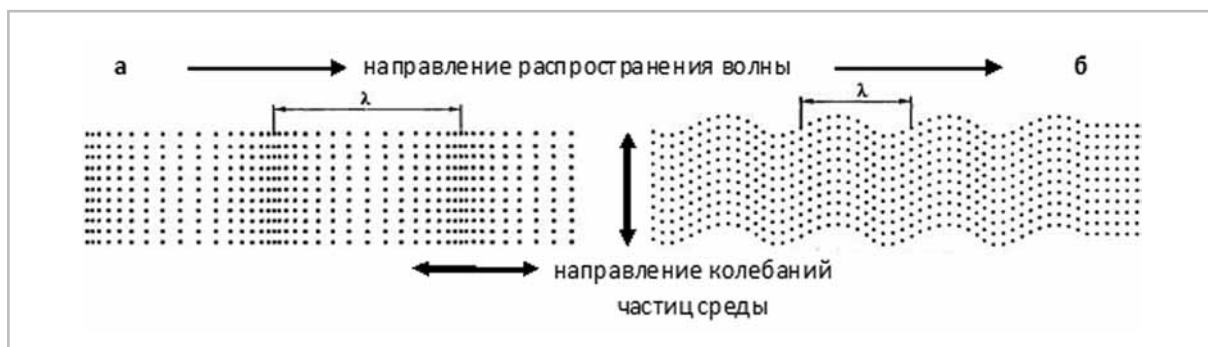


Рис. 2. Схема деформирования среды при распространении в ней продольной ультразвуковой волны (а) и поперечной сдвиговой волны (б) с длиной волны λ

Но как измерить скорость распространения сдвиговой волны на определенной глубине? Кажется на первый взгляд, что можно поместить на поверхность тела пациента излучатель сдвиговых волн, как помещается излучатель ультразвука при УЗИ, и внутрь тела побежит волна. Но так не получится. Во-первых, сдвиговая волна в основном побежит по поверхности тела, поскольку кожа хорошо проводит этот тип волн. Во-вторых, сдвиговые волны затухают в мягких тканях очень быстро, на расстоянии порядка нескольких длин волн (1–2 см), и не достигают больного органа.

Выход состоит в использовании радиационного давления, создаваемого ультразвуком. Оно было открыто Фараде-ем в 1831 г. Известно, что интенсивный (как говорят физики, «нелинейный») ультразвук оказывает сильное давление на среду [3]. Об истории изучения этого явления и его использования в биологии и медицине подробно написано в недавнем обзоре [11]. Если поместить ультразвуковой излучатель под водой, можно вызвать ее распыление, и над поверхностью воды появится облако тумана (рис. 3, а). Оно состоит из очень мелких капелек, которые формируются

из-за давления ультразвука снизу на поверхность жидкости. Такой эффект известен всем — он используется в бытовых устройствах для увлажнения воздуха в помещении.

Но параметры ультразвукового пучка, направленного на поверхность воды, можно изменить так, что вместо дробления на мельчайшие капельки сформируется струйный выброс или фонтанчик, на определенной высоте разбрызгивающий в стороны капли воды (рис. 3, б). Значит, радиационное давление ультразвуковой волны можно подобрать так, что оно будет максимальным в заданной точке фокуса F (грубо говоря, это высота фонтана) и станет источником сдвиговых волн, идущих от нее в перпендикулярном направлении. Изменяя параметры, ультразвуковую волну модулируют так, чтобы она была сфокусирована на интересующей глубине L , там, где необходимо генерировать сдвиговые волны. Они, как круги на воде от брошенного камня, будут расходиться в области фокуса в стороны от оси ультразвуковой волны (рис. 4).

Затем при обычном ультразвуковом сканировании отслеживают продвижение сдвиговой волны в стороны от точки фокуса, определяют ее скорость

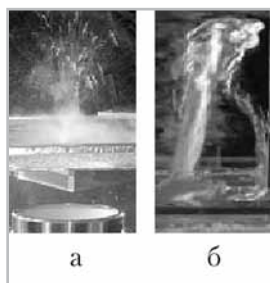


Рис. 3. Фотографии рассеивания воды на капельки тумана при ультразвуковом воздействии на ее поверхность (а). Сфокусированное радиационное давление ультразвука создает фонтанчик над поверхностью воды (б)

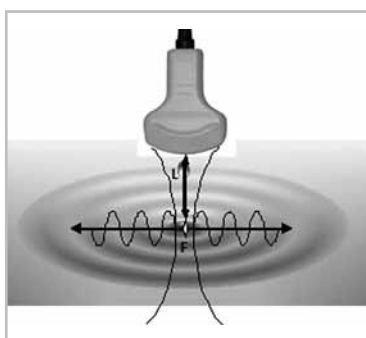


Рис. 4. Создание сдвиговой волны в фокусе F на определенной глубине L с помощью радиационного давления сильного сфокусированного ультразвукового импульса

в метрах в секунду или по формулам (3) и (4) пересчитывают в модули упругости и отображают на экране в килопаскалях. Такая технология создания сдвиговых волн, использующая радиационное давление сильного сфокусированного ультразвукового импульса, получила название ARFI — Acoustic Radiation Force Impulse — по терминологии компании Siemens, которая первой применила ее на практике [2].

ARFI как способ получения сдвиговых волн позволяет получить количественную информацию 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 получения сдвиговых волн и измерить их характеристики. Это можно сравнить с тем, как для изменения высоты фонтанчика воды, создаваемого ультразвуковой волной, надо изменить ее интенсивность. Выбор места для измерения скорости сдвиговой волны производится с помощью пробного объема на двумерном ультразвуковом изображении, а числовые значения показателя упругости выдаются в метрах в секунду или пересчитываются в килопаскалях, поэтому метод получил название «количественная ультразвуковая эластография или эластометрия» (рис. 5).

Если ритмично изменять во времени интенсивность ультразвуковой волны, фонтанчик будет пульсировать, последовательно поднимаясь то выше, то ниже и разбрызгивая воду на разной высоте. В одной из схем эластографии на сдвиговых волнах на разной глубине с определенной временной задержкой одна за другой создаются сфокусированные точки максимального давления, в результате чего сдвиговые волны формируют фронт в виде так называемого конуса Маха (рис. 6). Движение этого фронта отслеживается с помощью специального ультразвукового сканирования, при этом участки с различной скоростью сдвиговых волн кодируются разными оттенками серого цвета или разными цветами по шкале с определенным количеством цветовых ячеек, что дает возможность визуально выявлять зоны с разной эластичностью.

Так, путем получения сдвиговых волн и вычисления их скоростей во всем диа-



Рис. 5. Эластометрия на основании технологии ARFI. Красным выделен количественный показатель упругости ткани печени (V_s , в метрах в секунду) на заданной глубине (Depth, см)

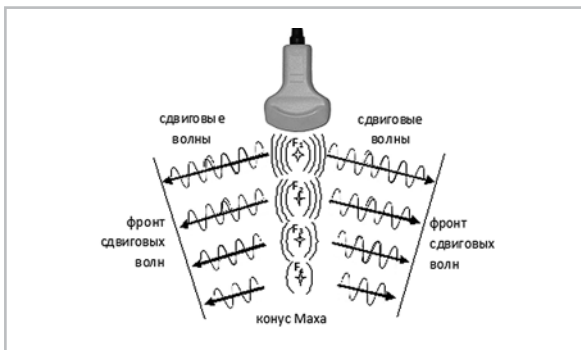


Рис. 6. Формирование фронта сдвиговых волн (конус Маха) с помощью сфокусированных точек (F1–F4) максимального давления, последовательно создаваемых на разной глубине с определенной временной задержкой

пазоне исследуемых глубин с последующим цветовым картированием создается двухмерное цветное изображение упругости тканей интересующей области — цветовая эластограмма сдвиговой волны. Обычно красным цветом маркируют более упругие, твердые структуры, используя его как сигнал потенциальной злокачественности на фоне синего-голубого фона нормальных тканей. Цветовую эластограмму можно просма-

тривать в режиме реального времени отдельно, а можно наложить на серо-шкальное изображение или сопоставить рядом с ним в двух параллельных окнах.

После изучения цветowych эластограмм проводится эластометрия с помощью одного или нескольких пробных объемов с миллиметровым разрешением, изменяемых по размерам и свободно перемещаемых по двумерному изображению. Можно измерить упругость ткани одного конкретного участка и сопоставить ее с показателем другого участка. Цифровые данные могут быть представлены в виде показателей скорости сдвиговых волн (в м/с) или упругости ткани (кПа). Возможность получения абсолютных цифровых значений упругости различных органов и тканей в норме и при патологии является большим достоинством эластографии сдвиговой волны и значительно повышает воспроизводимость метода [8].

Для генерации сдвиговых волн кроме «электронного» способа можно применять еще и «механический», но он имеет много ограничений и используется только для исследования печени в ультразвуковом диагностическом устройстве Fibroscan (Echosens, Франция). В нем сдвиговые волны впервые были использованы в широкой клинической практике для оценки упругости тканей. Методика получила название транзитной эластографии. Низкочастотная (50 Hz) сдвиговая волна создается механическим ударным устройством, расположенным в корпусе ультразвукового датчика. Механический удар штифта датчика наносится через межреберье по правой доле печени, после чего с помощью ультразвукового М- и А-режима оценивается скорость движения сдвиговой волны через стандартный четырех-

сантиметровый участок. На основании показателей скорости рассчитывается упругость печени в килопаскалях – от 4 до 6 кПа в норме и свыше 12–14 кПа при циррозе.

В настоящее время эксперименты по эластографии сдвиговой волны и прикладные разработки этого метода активно ведутся в Нижегородском государственном университете им. Н. И. Лобачевского [6, 7]. Данная работа выполнена в рамках гранта Правительства России для поддержки исследований, проводимых под руководством ведущих ученых в российских учреждениях высшего профессионального образования (ФБОУ ВПО «Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского», договор № 11.G34.31.0066). Она поддержана также грантами ведущих научных школ и Российского фонда фундаментальных исследований.

Список литературы

1. Андреев В. Г., Дмитриев В. Н., Пищальников Ю. А., Руденко О. В., Сапожников О. А., Сарвазян А. П. Наблюдение сдвиговой волны, возбужденной с помощью фокусированного ультразвука в резиноподобной среде // Акуст. журн. 1997. Т. 43. № 2. С. 149–155.
2. Зыкин Б. И., Постнова Н. А., Медведев М. Е. Эластография: анатомия метода // Променева диагностика, променевая терапия. 2012. № 2–3. С. 107–113.
3. Руденко О. В., Солюян С. И. Теоретические основы нелинейной акустики. М.: Наука, 1975.
4. Руденко О. В., Сарвазян А. П. Волновая биомеханика скелетной мышцы // Акуст. журн. 2006. Т. 52. № 6. С. 833–846.
5. Стрелков С. П. Механика: Учеб. 4-е изд., стереотип. СПб.: Лань, 2005. 560 с.

6. Andreev V. G., Shanin A. V., Atletova E. A., Demin I. Yu., Rudenko O. V., Krainov A. I. Acoustic radiation force on a cluster of rigid particles in soft tissues // Proc. 5th Int. Conf. «Frontiers of Nonlinear Physics». N. Novgorod, IAP RAS, 2013. P. 51, 52.
7. Demin I. Yu., Rudenko O. V., Gurbatov S. N., Pronchatov-Rubtsov N. V. The nonlinear decay of narrowband and broadband noise in soft tissues // Proc. 5th Int. Conf. «Frontiers of Nonlinear Physics». N. Novgorod, IAP RAS, 2013. P. 53, 54.
8. Garra B. S. Tissue elasticity imaging using ultrasound // Applied Radiol. 2011. № 2. P. 24–30.
9. Sarvazyan A. P., Rudenko O. V. Method and apparatus for elasticity imaging using remotely induced shear wave. US Patent 5810731. 1998.
10. Sarvazyan A. P., Rudenko O. V., Swanson S. D., Folkwes J. B., Emelianov S. Yu. Shear Wave Elasticity Imaging – a New Ultrasonic Technology of Medical Diagnostics // Ultrasound in Med. and Biol. 1998. V. 24. № 9. P. 1419–1436.
11. Sarvazyan A. P., Rudenko O. V., Nyborg W. L. Biomedical applications of radiation force of ultrasound: Historical roots and physical basis (Invited Review) // Ultrasound in Med. and Biol. 2010. V. 36. № 9. P. 1379–1394.

References

1. Andreev V. G., Dmitriev V. N., Pishchal'nikov Yu. A., Rudenko O. V., Sapozhnikov O. A., Sarvazyan A. P. Observation of Shear Waves Excited by Focused Ultrasound in the Rubber-like Medium. Acoustical Physics. 1997. V. 43. No. 2. P. 123–128 (in Russian).
2. Zykin B. I., Postnova N. A., Medvedev M. E. Elastography: Anatomy of a method. Radiation Diagnostics, Radiation Thera-

- ру. 2012. No. 2–3. P. 107–113 (in Russian).
3. Rudenko O. V., Soluyan S. I. Theoretical foundations of nonlinear acoustics. New York: Plenum, Consultants Bureau, 1977 (in Russian).
 4. Rudenko O. V., Sarvazyan A. P. Wave Biomechanics of the Skeletal Muscle. Acoustical Physics. 2006. V. 52. No. 6. P. 720–732 (in Russian).
 5. Strelkov S. P. Mechanics: Textbook. 4th ed., Stereotype. SPb.: Lan', 2005. P. 560 (in Russian).
 6. Andreev V. G., Shanin A. V., Atletova E. A., Demin I. Yu., Rudenko O. V., Krainov A. I. Acoustic Radiation Force on a Cluster of Rigid Particles in Soft Tissues. Proc. 5th Int. Conference «Frontiers of Nonlinear Physics». N. Novgorod, Russia, IAP RAS, 2013. P. 51, 52.
 7. Demin I. Yu., Rudenko O. V., Gurbatov S. N., Pronchatov-Rubtsov N. V. The Nonlinear Decay of Narrowband and Broadband Noise in Soft Tissues. Proc. 5th Int. Conf. «Frontiers of Nonlinear Physics». N. Novgorod, IAP RAS, 2013. P. 24–30.
 8. Garra B. S. Tissue elasticity imaging using ultrasound // Applied Radiol. 2011. No. 2. P. 24–30.
 9. Sarvazyan A. P., Rudenko O. V. Method and apparatus for elasticity imaging using remotely induced shear wave. 1998. US Patent 5810731.
 10. Sarvazyan A. P., Rudenko O. V., Swanson S. D., Folkwes J. B., Emelianov S. Yu. Shear Wave Elasticity Imaging – a New Ultrasonic Technology of Medical Diagnostics. Ultrasound in Medicine and Biol. 1998. V. 24. No. 9. P. 1419–1436.
 11. Sarvazyan A. P., Rudenko O. V., Nyborg W. L. Biomedical applications of radiation force of ultrasound: Historical roots and physical basis (Invited Review). Ultrasound in Medicine and Biol. 2010. V. 36. No. 9. P. 1379–1394.

Сведения об авторах

Руденко Олег Владимирович, доктор физико-математических наук, профессор, академик РАН, заведующий кафедрой акустики физического факультета Московского государственного университета.

Адрес: 119991, г. Москва, Ленинские горы, д. 1.

Тел.: +7 (495) 939-29-36. Электронная почта: rudenko@acs366.phys.msu.ru

Rudenko Oleg Vladimirovich, M. D. Phys.-Math. Sc., Academician of the RAS, Professor of Department of Acoustics of Physical Faculty of Lomonosov Moscow State University, Russia.

Address: Leninskie gory, 1, Moscow, 119991, Russia.

Phone number: +7 (495) 939-29-36. E-mail: rudenko@acs366.phys.msu.ru

Сафонов Дмитрий Владимирович, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры лучевой диагностики факультета повышения квалификации врачей ГБОУ ВПО «Нижегородская государственная медицинская академия» Минздрава России.

Адрес: 603005, г. Нижний Новгород, пл. Минина, д. 10/1.

Тел.: +7 (910) 795-59-25. Электронная почта: safonovdv@inbox.ru

Safonov Dmitriy Vladimirovich, M. D. Med., Professor of Department of Radiology of Faculty of Professional Development of Doctors of Nizhny Novgorod State Medical Academy, Ministry of Healthcare of Russia.

Address: Minina ploshhad', 10/1, Nizhny Novgorod, 603093, Russia.

Phone number: +7 (910) 795-59-25. E-mail: safonovdv@inbox.ru

Рыхтик Павел Иванович, кандидат медицинских наук, заведующий отделом лучевой диагностики ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России».

Адрес: 603001, г. Нижний Новгород, Нижневожская набережная, д. 2.

Тел.: +7 (910) 791-26-16. Электронная почта: rykhtik@gmail.com

Rykhtik Pavel Ivanovich, Ph. D. Med., Head of Department of Radiology of Volga District Medical Centre of the Federal Medical and Biological Agency of Russia.

Address: Nizhnevolzhskaja naberezhnaya, 2, Nizhny Novgorod, 603001, Russia.

Phone number: +7 (910) 791-26-16. E-mail: rykhtik@gmail.com

Гурбатов Сергей Николаевич, профессор, доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой акустики Нижегородского государственного университета им. Н. И. Лобачевского.
Адрес: 603950, г. Нижний Новгород, пр. Гагарина, д. 23.
Тел.: +7(831) 462-32-61. Электронная почта: gurbatov.sergey@gmail.com

Gurbatov Sergej Nikolaevich, M. D. Phys.-Math. Sc., Professor of Department of Acoustics of Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, Russia.
Address: Gagarin ul., 23, Nizhny Novgorod, 603905, Russia.
Phone number: +7 (831) 462-32-61. E-mail: gurbatov.sergey@gmail.com

Романов Сергей Владимирович, кандидат медицинских наук, директор ФБУЗ «Приволжский окружной медицинский центр ФМБА России».
Адрес: 603001, г. Нижний Новгород, Нижневолжская набережная, д. 2.
Тел.: +7 (831) 437-36-00. Электронная почта: www.pomc.ru

Romanov Sergej Vladimirovich, Ph. D. Med., Director of Volga District Medical Centre of the Federal Medical and Biological Agency of Russia.
Address: Nizhnevolzhskaja naberezhnaya, 2, Nizhny Novgorod, 603001, Russia.
Phone number: +7 (831) 437-36-00. E-mail: www.pomc.ru

Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.