

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-1-131-143>



УДК 534.8+57.087.1

Исследование нелинейного взаимодействия акустической волны с биотканями для целей акустической эластографии

М. В. Лагута¹, Д. А. Кравчук¹, Н. Н. Чернов¹ ✉

¹ Южный федеральный университет

ул. Шевченко, д. 2, Ростовская область, г. Таганрог 347922, Российская Федерация

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Резюме

Цель исследования – исследование параметров нелинейного взаимодействия низкочастотного акустического излучения с биотканями для повышения точности определения структурных изменений органов и тканей методом эластографии.

Методы. Повышение точности определения степени и характера структурных изменений органов и тканей человека является актуальной задачей на сегодняшний день. Использование нелинейных эффектов взаимодействия мощного низкочастотного акустического излучения с биотканями позволит получить новые информационные характеристики, а также повысить точность дифференциации различных степеней структурных изменений тканей и органов на начальных стадиях заболеваний. В рамках данной работы рассмотрена зависимость между вязкоупругими и нелинейными характеристиками биосред и процессами распространения в них упругих поперечных волн. Также рассмотрены физические основы процессов образования и распространения гармонических составляющих поперечной акустической волны, а также изменение ее соотношения N с волной основной частоты.

Результаты. Получены результаты математического моделирования процессов изменения соотношения между амплитудой волны основной частоты и третьей гармоники, образовавшейся в среде за счет нелинейности взаимодействия акустического излучения с биотканями. Результатами стали графики зависимости изменения N с расстоянием для тканей печени при различных стадиях фиброза и жирового гепатоза.

Заключение. Полученные зависимости позволяют сделать вывод о том, что использование нелинейных эффектов взаимодействия низкочастотного акустического излучения с биотканями позволит повысить качество диагностики структурных изменений органов и тканей на ранних стадиях заболеваний, когда стандартные линейные методы являются менее информативными.

Ключевые слова: эластография; акустический нелинейный параметр; свойства биоткани.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Для цитирования: Лагута М. В., Кравчук Д. А., Чернов Н. Н. Исследование нелинейного взаимодействия акустической волны с биотканями для целей акустической эластографии // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2025. Т. 15, № 1. С. 131–143. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-1-131-143>

Поступила в редакцию 14.01.2025

Подписана в печать 10.02.2025

Опубликована 31.03.2025

© Лагута М. В., Кравчук Д. А., Чернов Н. Н., 2025

Research of the nonlinear interaction of an acoustic wave with biological tissues for the purposes of acoustic elastography

Margarita V. Laguta¹, Denis A. Kravchuk¹, Nikolay N. Chernov¹ ✉

¹ Southern Federal University

2 Schevchenko Str., Rostov region, Taganrog 347922, Russian Federation

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Abstract

The purpose of the research is investigation of the parameters of nonlinear interaction of low-frequency acoustic radiation with biological tissues to improve the accuracy of determining structural changes in organs and tissues by elastography.

Methods. Improving the accuracy of determining the degree and nature of structural changes in human organs and tissues is an urgent task today. The use of nonlinear effects of the interaction of powerful low-frequency acoustic radiation with biological tissues will allow obtaining new information characteristics, as well as improving the accuracy of differentiation of various degrees of structural changes in tissues and organs at the initial stages of diseases. In the framework of this work, the relationship between the viscoelastic and nonlinear characteristics of biological media and the processes of propagation of elastic transverse waves in them is considered. The physical foundations of the processes of formation and propagation of harmonic components of a transverse acoustic wave, as well as the change in its ratio N to the fundamental frequency wave, are also considered.

Results. The results of mathematical modeling of the processes of changing the correlation between the amplitude of the fundamental frequency wave and the third harmonic formed in the medium due to the nonlinearity of the interaction of acoustic radiation with biological tissues are obtained. The results were the graphs of the dependence of the change in N with distance for liver tissues at various stages of fibrosis and fatty hepatosis.

Conclusion. The obtained dependences allow us to conclude that the use of nonlinear effects of the interaction of low-frequency acoustic radiation with biological tissues will improve the quality of diagnostics of structural changes in organs and tissues in the early stages of diseases, when standard linear methods are less informative.

Keywords: elastography; acoustic nonlinear parameter; properties of biological tissue.

Conflict of interest: The Authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

For citation: Laguta M.V., Kravchuk D.A., Chernov N.N. Research of the nonlinear interaction of an acoustic wave with biological tissues for the purposes of acoustic elastography. *Serija: Upravljenje, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie* = *Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2025;15(1):131–143. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-1-131-143>

Received 14.01.2025

Accepted 10.02.2025

Published 31.03.2025

Введение

Многие заболевания, протекающие в организме человека, приводят к изменениям структуры органов, такие как

замещение функциональных клеток на жировую или соединительную ткань. К органам, наиболее подверженным замещению клеток, можно отнести печень,

молочную железу. Эти изменения являются как следствием нарушения функционирования систем организма, так и могут быть их причиной. Кроме того, со временем структурные изменения могут приобретать злокачественный характер [1]. Так рак молочной железы входит в тройку самых распространенных типов рака, а гепатоцеллюлярный рак печени (ГЦР) [2] является пятой по частоте встречаемости злокачественной опухолью в мире [3]. Исходя из этого ранняя диагностика структурных изменений тканей является актуальной проблемой на сегодняшний день.

С точки зрения диагностики процессы замещения функциональных клеток органа приводят к изменению их параметров взаимодействия с излучениями различной природы (рентген, ультразвук и т. д.) [4].

Эластография представляет собой группу методов исследования внутренних структур живого организма, основанную на анализе изменения пассивных механических свойств биотканей, которые также называют упругими свойствами [5]. Обычно для оценки используется анализ взаимодействия биотканей с низкочастотным акустическим излучением до 500 Гц. В зависимости от способа регистрации изменения параметров этого взаимодействия выделяют: ЯМР-эластографию [6]; соноэластографию и акустическую эластометрию [7]. Наиболее перспективными с точки зрения возможности оценки динамики заболеваний являются акустические

методы [8], их далее в статье будем называть эластографией. Однако точность определения изменения характеристик биотканей с их помощью достаточно низкая, особенно на ранних стадиях [9].

Материалы и методы

С точки зрения классической теории упругости механические свойства упругих твердых тел описываются законом Гука, согласно которому напряжение прямо пропорционально деформации и не зависит от ее скорости. Однако для реальных тел характерно изменение напряжения, также зависящее и от скорости деформации. Эта зависимость рассматривается в разделе гидродинамики вязких жидкостей и подчиняется закону Ньютона [9]. В результате возникает необходимость рассмотрения так называемых вязкоупругих свойств материалов и тканей. При этом отношение напряжения к деформации при периодической нагрузке выражается комплексной величиной, действительная часть которой характеризует упругость, а мнимая – вязкие потери [10].

Существующие методы эластографии основаны на оценке упругих свойств органов и тканей человека на основе анализа процесса распространения поперечной компоненты акустического сигнала [11]. Это связано с тем, что скорость поперечной волны значительно меньше, чем скорость продольной, а значит, ее относительные изменения будут удобнее для дифференциации. На

основе относительного изменения скорости поперечных колебаний делают выводы о упругих характеристиках биотканей, таких как модуль Юнга [12].

Для описания процессов распространения поперечных волн в твердых телах с целью изучения проявления нелинейности этого взаимодействия необходимо начать с описания их свойств с точки зрения теории упругости. Процесс деформации рассматривается с точки зрения изменения расстояния между двумя ближайшими точками среды и возникновения при этом упругих напряжений на макроуровне. Этот процесс удобно рассматривать с точки зрения пятikonстантной теории нелинейной упругости, согласно которой компоненты тензора деформаций выражаются через следующую формулу [12]:

$$U_{ik} = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} + \frac{\partial u_l}{\partial x_i} \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \right] = \eta_s, \quad (1)$$

где U_i – компонента вектора смещения данной точки среды после деформации; k и l – продольное и поперечное смещение, $s = 1, 2 \dots 6$.

При этом тензор деформации симметричен U_{ik} и U_{ki} . В результате получаются шесть независимых компонент, которые попарно инвариантны и образуют три пары: I_1, I_2, I_3 . Суммирование производится по дважды входящим индексам. После преобразования выражение (1) приобретает следующий вид [12]:

$$\eta_1 + \eta_2 + \eta_3 = u_{11} + u_{22} + u_{33} = I_1 + I_2 + I_3. \quad (2)$$

При этом I_1 отражает изменение плотности:

$$\frac{\rho_0 - \rho}{\rho} = I_1, \quad (3)$$

где ρ_0 – равновесное значение плотности; ρ – изменение плотности.

В теории упругости, где распространение акустических волн подчиняется законам Гука, нелинейность этого процесса имеет две причины возникновения:

– геометрическая, которая обусловлена зависимостью компонент тензора деформации от производной смещения по координатам;

– физическая, которая обусловлена нелинейностью упругости биологических тканей [12].

Исходя из этого можно ввести понятия микроскопической и макроскопической нелинейностей. В основе понятия микроскопической нелинейности лежит теория атома вещества, который колеблется относительно своего положения равновесия с тремя степенями свободы. При этом сила, возникающая при смещении атома относительно положения равновесия, будет линейно зависеть от величины смещения. Однако при увеличении смещения изменение силы перестает быть линейно пропорциональным за счет проявления микроскопической нелинейности. При рассмотрении макроскопической нелинейности основную сложность представляет необходимость рассмотрения смещения множества частиц в областях сжатия и разряжения и изменения вследствие этого потенциальной энергии [12].

В качестве физико-математической модели биологических тканей была выбрана вязкоупругая модель Фойгта [13]. Выбор данной модели определяется возможностью учета одновременно упругих и вязких свойств реальных биотканей, а также для данной модели представляется возможным учет их физической нелинейности [13]. Использование низкочастотных акустических сигналов (до 500 Гц) позволит перейти к анализу поперечной компоненты, так как на таких частотах она будет преобладать над продольной [14]. Тем не менее для возникновения нелинейных эффектов и возможности их регистрации необходимо достаточно высокоамплитудное излучение с амплитудой поперечного смещения от 60 до 150 мкм.

Связь между нелинейными свойствами и упругими свойствами среды выражается через отношение [15]:

$$\Gamma = \frac{\beta}{2\mu}, \quad (4)$$

где μ – коэффициент упругости среды; β – коэффициент нелинейности среды.

Учет соотношения (3) позволяет дополнить уравнение, описывающее зависимость между напряжением и деформацией, с учетом нелинейности последней. Тогда уравнения для описания модели Фойгта примет следующий вид [15]:

$$\sigma = \mu(\varepsilon - \Gamma\varepsilon^2) + \eta \frac{\partial \varepsilon}{\partial t}, \quad (5)$$

где σ – напряжение; ε – деформация, η – коэффициент вязкости.

Таким образом, уравнение движения, описывающее процесс распространения

акустической волны в среде с учетом поперечной деформации, примет следующий вид [16]:

$$\rho \frac{\partial^2 \xi(z, t)}{\partial t^2} = \frac{\partial \sigma(z, t)}{\partial z}, \quad (6)$$

где ρ – плотность среды; z – координата в направлении распространения волны; $\xi(z, t)$ – поперечное смещение, которое связано с деформацией выражением [16]

$$\varepsilon(z, t) = \frac{\partial \xi(z, t)}{\partial z}. \quad (7)$$

Скорость поперечной волны:

$$u(z, t) = \frac{\partial \xi(z, t)}{\partial t}. \quad (8)$$

С учетом (7), уравнение движения принимает вид [17]

$$\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\beta}{2\mu V_0^2} u \frac{\partial u}{\partial \tau} = \frac{\eta}{2\mu V_0^2} \frac{\partial^2 u}{\partial \tau^2}, \quad (9)$$

где $\tau \equiv t - \frac{z}{V_0}$ – время в движущейся системе координат; $V_0 = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$ – скорость невозмущенной волны [17]:

На основе эволюционного уравнения Бюргерса мы можем оценить расстояние разрыва при распространении поперечной волны в данной среде при определенных амплитудно-частотных параметрах излучения согласно выражению [18]

$$z_p = \frac{V_0^2}{\Gamma \omega_0 u_0} = \frac{\mu}{\Gamma \rho (2\pi f_0)^2 A_0}, \quad (10)$$

где f_0 и A_0 – частота и амплитуда начального возмущения.

В результате выражение для смещения принимает следующий вид:

$$\xi(z=0, \tau) = A_0 \sin(2\pi f_0 \tau). \quad (11)$$

Анализ спектральных составляющих проводится на основе уравнения Бюргерса в безразмерной форме. Для этого необходимо перейти к безразмерным переменным Z и U следующим образом [18]:

$$\begin{aligned} U &\equiv \frac{u}{u_0}, \\ Z &\equiv \frac{z}{z_0}, \\ \theta &= 2\pi f_0 \tau. \end{aligned} \quad (12)$$

Начальная амплитуда колебательной скорости волны (u_0) в данном случае определяется выражением

$$u_0 = A_0 2\pi f_0. \quad (13)$$

Уравнение Бюргерса в безразмерной форме [19]:

$$\begin{aligned} \frac{\partial U(Z, \tau)}{\partial Z} - U(Z, \tau) \frac{\partial U(Z, \tau)}{\partial \theta} = \\ = D \frac{\partial^2 U(Z, \tau)}{\partial \theta^2}, \end{aligned} \quad (14)$$

где $D = 1/2\Gamma\text{Re}$ – параметр, определяемый нелинейным параметром Γ и числом Рейнольдса $\text{Re} = \frac{u_0 \mu}{2\pi f_0 V_0 \eta}$.

Искажение волнового профиля поперечной волны будет происходить вплоть до расстояния разрыва. В нашем случае менее 20 см. Уравнение Бюргерса в этом случае примет следующий вид [19]:

$$U(Z, \tau) = \sum_{n=1}^{\infty} U_n(Z) \sin(2\pi f_0 n \tau), \quad (15)$$

где $U_n(Z)$ – n -я гармоника, которая может быть выражена функцией Бесселя n -го порядка 1-го рода:

$$U_n(Z) = \frac{2J_n(nZ)}{nZ}. \quad (16)$$

При $Z \ll 1$ функция Бесселя имеет вид [20]:

$$J_n(nZ) \approx \left(\frac{nZ}{2}\right)^n / n! \quad (17)$$

На таких расстояниях амплитуда n -й гармоники поперечного смещения определяется выражением [20]

$$A_n(Z) = \frac{U_n(Z)A_0}{2\pi f_0 n} = \frac{J_n(nZ)A_0}{\pi f_0 n^2 Z}. \quad (18)$$

Для оценки нелинейности среды введем параметр N , который будет выражаться следующим соотношением:

$$N = \frac{A_3}{A_1}, \quad (19)$$

где A_1 и A_3 – амплитуда первой и третьей гармоники.

Тогда для расстояний много меньше расстояний разрыва получим изменение N с расстоянием:

$$\begin{aligned} N(Z) &= \frac{A_3}{A_1} = 0,125 Z^2 = \\ &= 0,125 \left(\frac{\Gamma}{V_0^2} (2\pi f_0)^2 A_0 \right)^2 z^2. \end{aligned} \quad (20)$$

Из формулы (20) можно заметить, что отношение N прямо пропорционально квадрату нелинейного параметра Γ и растет с увеличением расстояния $\sim z^2$.

Результаты и их обсуждение

На основе представленных выше математических выражений, в Mathcad14 было проведено математическое модели-

рование изменения N с расстоянием для печени при различных стадиях фиброза от F0 до F4 (цирроз) [12]. Результаты моделирования ниже (рис. 1).

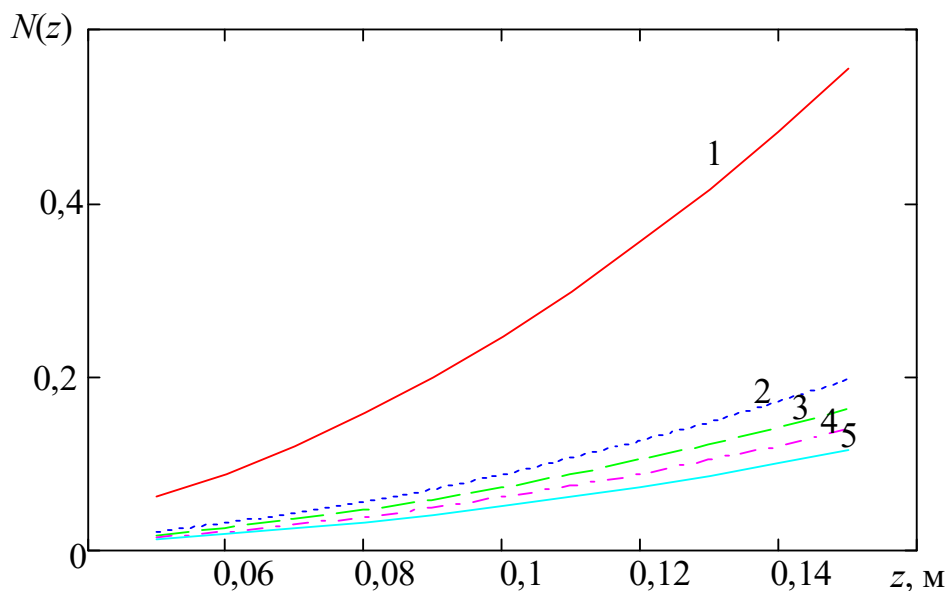


Рис. 1. Изменение N с расстоянием при фиброзе: 1 – F0; 2 – F1; 3 – F2; 4 – F3; 5 – F4

Fig. 1. Change of N with distance in fibrosis: 1 – F0; 2 – F1; 3 – F2; 4 – F3; 5 – F4

Кроме того, было проведено математическое моделирование оценки изменения N при жировом гепатозе стадии

S0-S3 [12]. Результаты моделирования представлены ниже (рис. 2).

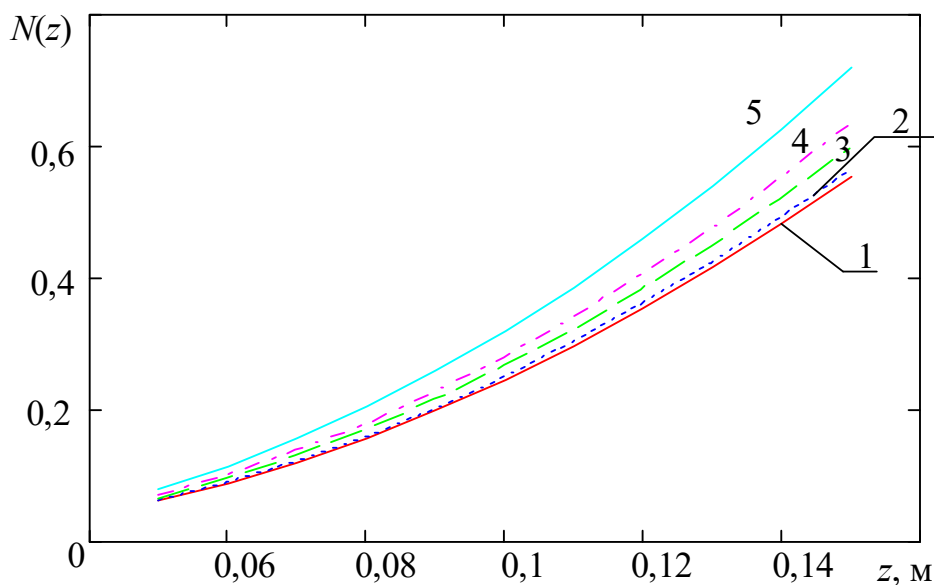


Рис. 2. Изменение N с расстоянием при гепатозе: 1 – S0; 2 – S1; 3 – S2; 4 – S3; 5 – S4

Fig. 2. Change of N with distance in hepatosis: 1 – S0; 2 – S1; 3 – S2; 4 – S3; 5 – S4

Выводы

Результаты, представленные на рисунке 1, показывают, что оценка величины N на определенном расстоянии позволяет дифференцировать стадии $F1$, $F2$ и $F3$, а также $S1$ и $S2$ которые обычно сложно определить с помощью стандартных линейных методов. Так различия в жесткости тканей при проведении линейной эластографии для стадий $F1$ и $F2$ составляет в среднем 20%, а изменение N для этих стадий составляет 26%. Различие величины N между стадиями

$S2$ и $S3$ составляет около 20%. Данная дифференциация становится возможной благодаря изменению усредненного нелинейного коэффициента для каждой стадии.

Таким образом, можно сделать заключение, что учет нелинейных эффектов взаимодействия акустической волны с биотканями позволит повысить качество диагностики, а также дает возможность отслеживать динамику развития заболеваний, сопровождающихся структурными изменениями органа.

Список литературы

1. Беляева А. В., Беляева О. А., Розинов В. М. Диагностический потенциал ультразвуковой эластографии у пациентов с хирургическими заболеваниями и травмами // Российский вестник детской хирургии, анестезиологии и реаниматологии. 2023. Т. 3, № 3. С. 373–384. <https://doi.org/10.17816/psaic1523>
2. Кулебина Е. А., Сурков А. Н., Усольцева О. В. Неинвазивная диагностика фиброза печени: возможности инструментальных методик на современном этапе // РМЖ. Медицинское обозрение. 2020. № 4(5). С. 297–301.
3. Эффективность эластографии сдвиговой волной в оценке поражения печени у пациентов с постковидным синдромом / В. Н. Диомидова, Е. А. Разбинуна, О. Н. Валеева, Л. Н. Васильева // Acta Medica Eurasica. 2022. № 3. С. 99–113.
4. Информативность транзистентной и двумерной эластографии сдвиговой волной в оценке жесткости печени при постковидном и сердечно-печеночном синдромах / В. Н. Диомидова, О. В. Валеева, Л. Н. Васильева, Е. А. Разбинуна // Acta Medica Eurasica. 2023. № 4. С. 31–43.
5. Возможности транзистентной и двухмерной сдвиговолновой эластографии в диагностике фиброза при хронических диффузных заболеваниях печени невирусной этиологии / И. И. Жирков, А. В. Гордиенко, И. М. Павлович, В. В. Яковлев, Д. Ю. Сердюков // Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. 2020. № 7. С. 86–91. <https://doi.org/10.31146/1682-8658-ecg-179-7-86-91>
6. Single Breath-Hold 3-Dimensional Magnetic Resonance Elastography Depicts Liver Fibrosis and Inflammation in Obese Patients / Omar Isam Darwish, Ahmed M. Gharib, Sami Jeljeli, Nader S. Metwalli, Jenna Feeley, Yaron Rotman, Rebecca J. Brown, Ronald

Ouwerkerk, David E. Kleiner, Daniel Stäb, Peter Speier, Ralph Sinkus, Radhouene Neji // Invest Radiol. 2023. N 58(6). P. 413–419. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000952>

7. Кравчук Д. А., Чернов Н. Н., Михралиева А. И. Аналитическое моделирование эластографии молочной железы // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024. Т. 14, № 1. С. 104–113. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-104-113>. EDN SHBQKL

8. Эластография в ультразвуковой диагностике и возможности ее использования при заболеваниях. На примере данных работы отделения ультразвуковых методов диагностики БУ «Окружная клиническая больница» / Т. В. Краева, А. С. Демина, Л. Р. Носкова, Г. Х. Шакирова // Здоровоохранение Югры: опыт и инновации. 2023. № 1(34). С. 9–18.

9. Park S. Y., Kang B. J. Combination of shear-wave elastography with ultrasonography for detection of breast cancer and reduction of unnecessary biopsies: a systematic review and meta-analysis // Ultrasonography. 2021. N 40(3). P. 318–332.

10. Возмущающие факторы при ультразвуковой эластографии печени. Часть 1. Общие положения и методические ошибки / С. И. Пиманов, В. С. Капорцева, Н. А. Михайлова, Е. В. Вергасова // Вестник Витебского государственного медицинского университета. 2023. Т. 22, № 1. С. 9–18.

11. Диагностика фиброза печени: акцент на эластографию / И. И. Жирков, А. В. Гордиенко, И. М. Павлович, Б. А. Чумак, В. В. Яковлев // Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. 2021. № 194 (10). С. 72–82.

12. Экспериментальные исследования акустического поля поперечных волн в модели биологической ткани / Д. А. Кравчук, Н. Н. Чернов, С. А. Переселков, А. И. Михралиева // Радиоэлектроника. Наносистемы. Информационные технологии. 2024. Т. 16, № 3. С. 381–386. EDN HJAPTZ. <https://doi.org/10.17725/rensit.2024.16.381>

13. Шкуратник В. Л., Николенко П. В., Ануфренкова П. С. Об особенностях ультразвуковых измерений в образцах угля с использованием поперечных упругих волн // Горный информационно-аналитический бюллетень (научно-технический журнал). 2020. № 4. С. 117–126.

14. Брацун Д. А., Красняков И. В., Брацун А. Д. Биомеханические модели живой ткани // Российский журнал биомеханики. 2023. № 4. С. 50–71. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2023.4.04>

15. Зависимости между напряжениями и деформациями в нелинейно деформируемом теле. Часть 1. Основные принципы и соотношения механики деформируемого твердого тела / В. М. Круглов, С. В. Бакушев, А. И. Шеин, В. Т. Ерофеев, Аль Дулайми Салман Давуд Салман, А. А. Томилов // Эксперт: теория и практика. 2023. № 4(23). С. 154–163.

16. Шамаев А. С., Шумилова В. В. Усреднение уравнений движения среды, состоящей из упругого материала и несжимаемой жидкости кельвина-фойгта // Уфимский математический журнал. 2024. № 1. С. 99–110.
17. Concretization of nonlinear constitutive relations by results of uniaxial compression and indentation experiments / Y. Astapov, A. Markin, M. Sokolova, D. Khristich // Journal of Physics: Conference Series. 2021. N 1902(1). P. 012002.
18. Чернов Н. Н., Вареникова А. Ю., Лагута М. В. Использование относительного нелинейного параметра для создания систем ультразвуковой визуализации биотканей // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2022. Т. 10, № 1(36). С. 1–12.
19. Staddon M. F., Murrell M. P., Banerjee S. Interplay between substrate rigidity and tissue fluidity regulates cell monolayer spreading // Soft Matter. 2022. Vol. 18. P. 7877–7886. <https://doi.org/10.1039/D2SM00757F>
20. Нефедов Н. Н., Руденко О. В. О движении, усилении и разрушении фронтов в уравнениях типа бюргерса с квадратичной и модульной нелинейностью // Доклады российской академии наук. Математика, информатика, процессы управления. 2020. Т. 493. С. 26–31.

Reference

1. Belyaeva A.V., Belyaeva O.A., Rozinov V.M. Diagnostic potential of ultrasonic elastography in patients with surgical diseases and injuries. *Rossiiskii vestnik detskoj khirurgii, anesteziologii i reanimatologii = Russian Bulletin of Pediatric Surgery, Anesthesiology and Intensive Care*. 2023;3(3):373–384. (In Russ.) <https://doi.org/10.17816/psaic1523>
2. Kulebina E.A., Surkov A.N., Usoltseva O.V. Noninvasive diagnosis of liver fibrosis: possibilities of instrumental techniques at the present stage. *RMZh. Meditsinskoe obozrenie = Russian Medical Inquiry. Medical Review*. 2020;4(5):297–301. (In Russ.)
3. Diomidova V.N., Razbinina E.A., Valeeva O.N., Vasilyeva L.N. The effectiveness of shear wave elastography in assessing liver damage in patients with postcovid syndrome. *Acta Medica Eurasica*. 2022;(3):99–113. (In Russ.)
4. Diomidova V.N., Valeeva O.V., Vasilyeva L.N., Razbirina E.A. Informative value of transient and two-dimensional shear wave elastography in assessing liver stiffness in post-covid and cardiohepatic syndrome. *Acta Medica Eurasica*. 2023;(4):31–43. (In Russ.)
5. Zhirkov I.I., Gordienko A.V., Pavlovich I.M., Yakovlev V.V., Serdyukov D.Y. The possibilities of transient and two-dimensional shift-wave elastography in the diagnosis of fibrosis in chronic diffuse liver diseases of non-viral etiology. *Ekspperimental'naya i klinicheskaya*

gastroenterologiya = Experimental and Clinical Gastroenterology. 2020;(7):86–91. (In Russ.)
<https://doi.org/10.31146/1682-8658-ecg-179-7-86-91>

6. Omar Isam Darwish, Ahmed M. Gha-rib, Sami Jeljeli, Nader S. Metwalli, Jenna Feeley, Yaron Rotman, Rebecca J. Brown, Ronald Ouwerkerk, David E. Kleiner, Daniel Stäb, Peter Speier, Ralph Sinkus, Radhouene Neji. Single Breath-Hold 3-Dimensional Magnetic Resonance Elastography Depicts Liver Fibrosis and Inflammation in Obese Patients. *Invest Radiol*. 2023;(58):413–419. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000952>

7. Kravchuk D.A., Chernov N.N., Mikhralieva A.I. Analytical modeling of breast elastography. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2024;14(1):104–113. (In Russ.) EDN SHBQKL. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-104-113>

8. Kraeva T.V., Demina A.S., Noskova L.R., Shakirova G.H. Elastography in ultrasound diagnostics and the possibilities of its use in diseases. Using the example of data from the department of ultrasound diagnostics of the BU «District Clinical Hospital». *Zdravookhranenie Yugry: opyt i innovatsii = Healthcare of Ugra: Experience and Innovations*. 2023;(1):9–18. (In Russ.)

9. Park S.Y., Kang B.J. Combination of shear-wave elastography with ultrasonography for detection of breast cancer and reduction of unnecessary biopsies: a systematic review and meta-analysis. *Ultrasonography*. 2021;(40):318–332.

10. Pimanov S.I., Kaportseva V.S., Mikhailova N.A., Vergasova E.V. Disturbing factors in ultrasound elastography of the liver. Part 1. General provisions and methodological errors. *Vestnik Vitebskogo gosudarstvennogo meditsinskogo universiteta = Bulletin of Vitebsk State Medical University*. 2023;22(1):9–18. (In Russ.)

11. Zhirkov I.I., Gordienko A.V., Pavlovich I.M., Chumak B.A., Yakovlev V.V. Diagnosis of liver fibrosis: emphasis on elastography. *Eksperimental'naya i klinicheskaya gastroenterologiya = Experimental and Clinical Gastroenterology*. 2021;(194):72–82. (In Russ.)

12. Kravchuk D.A., Chernov N.N., Perestelkov S.A., Mikhralieva A.I. Experimental studies of the acoustic field of transverse waves in the model of biological tissue. *Radioelektronika. Nanosistemy. Informatsionnye tekhnologii = Radioelectronics. Nanosystems. Information Technology*. 2024;16(3):381–386. (In Russ.) EDN HJAPTZ. <https://doi.org/10.17725/rensit.2024.16.381>

13. Shkuratnik V.L., Nikolenko P.V., Anufrenkova P.S. On the features of ultrasonic measurements in coal samples using transverse elastic waves. *Gornyi informatsionno-analiticheskii byulleten' (nauchno-tekhnicheskii zhurnal) = Mining Information and Analytical Bulletin (Scientific and Technical Journal)*. 2020;(4):117–126. (In Russ.)

14. Bratsun D.A., Krasnyakov I.V., Bratsun A.D. Biomechanical models of living tissue. *Rossiiskii zhurnal biomekhaniki = Russian Journal of Biomechanics*. 2023;(4):50–71. (In Russ.) <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2023.4.04>
15. Kruglov V.M., Bakushev S.V., Shein A.I., Erofeev V. T., Al Dulaimi Salman Dawud Salman, Tomilov A.A. Dependencies between stresses and deformations in a nonlinearly deformable body. Part 1. Basic principles and relations of mechanics of a deformable solid. *Ekspert: teoriya i praktika = Expert: Theory and Practice*. 2023;(4):154–163. (In Russ.)
16. Shamaev A.S., Shumilova V.V. Averaging the equations of motion of a medium consisting of an elastic material and an incompressible Kelvin-voigt fluid. *Ufimskii matematicheskii zhurnal = Ufa Mathematical Journal*. 2024;(1):99–110. (In Russ.)
17. Astapov Y., Markin A., Sokolova M., Khristich D. Concretization of nonlinear constitutional relations by results of uniaxial compression and indentation experiments. *Journal of Physics: Conference Series*. 2021;(1902):012002.
18. Chernov N.N., Varenikova A.Yu., Laguta M.V. Using a relatively nonlinear parameter to create ultrasound imaging systems for biological systems. *Modelirovanie, optimizatsiya i informatsionnye tekhnologii = Modeling, Optimization, and Information Technology*. 2022;10(1):1–12. (In Russ.)
19. Staddon M.F., Murrell M.P., Banerjee S. Interplay between substrate rigidity and tissue fluidity regulates cell monolayer spreading. *Soft Matter*. 2022;18:7877–7886. <https://doi.org/10.1039/D2SM00757F>
20. Nefedov N.N., Rudenko O.V. On the motion, strengthening and destruction of fronts in Burgers type equations with quadratic and modular nonlinearity. *Doklady rossiiskoi akademii nauk. Matematika, informatika, protsessy upravleniya = Reports of the Russian Academy of Sciences. Mathematics, Computer Science, Management Processes*. 2020;493:26–31. (In Russ.)

Информация об авторах / Information about the Authors

Лагута Маргарита Владимировна, ассистент
Института нанотехнологий, электроники
и приборостроения, Южный федеральный
университет, Ростовская область,
г. Таганрог, Российская Федерация,
e-mail: laguta@sfedu.ru,
ORCID: 0000-0001-7833-6055

Margarita V. Laguta, Assistant of the Institute
of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation,
Southern Federal University, Rostov region,
Taganrog, Russian Federation,
e-mail: laguta@sfedu.ru,
ORCID: 0000-0001-7833-6055

Кравчук Денис Александрович, доктор технических наук, профессор Института нанотехнологий, электроники и приборостроения, Южный федеральный университет, Ростовская область, г. Таганрог, Российская Федерация, e-mail: kravchukda@sfedu.ru, ORCID: 0000-0002-4220-3928

Denis A. Kravchuk, Doctor of Sciences (Engineering), Professor of the Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Southern Federal University, Rostov region, Taganrog, Russian Federation, e-mail: kravchukda@sfedu.ru, ORCID: 0000-0002-4220-3928

Чернов Николай Николаевич, доктор технических наук, профессор Института нанотехнологий, электроники и приборостроения, Южный федеральный университет, Ростовская область, г. Таганрог, Российская Федерация, e-mail: nnchernov@sfedu.ru, ORCID: 0000-0003-0656-8919

Nikolay N. Chernov, Doctor of Sciences (Engineering), Professor of the Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Southern Federal University, Rostov region, Taganrog, Russian Federation, e-mail: nnchernov@sfedu.ru, ORCID: 0000-0003-0656-8919