

Физические основы эластографии. Часть 1.

Компрессионная эластография (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 1. Compression Elastography (Lecture)

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

¹ Lomonosov Moscow State University

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

Реферат

В лекции изложены физические принципы компрессионной эластографии — нового метода ультразвуковой диагностики, основанного на различии модулей Юнга патологического образования и окружающих тканей при дозированной компрессии датчиком. Для этого производится сравнение их стрейнов, т. е. деформации в направлении действия силы. Графически изменение стрейнов произвольно выбранных участков ткани показывается в виде кривых сжатия этих участков или цветовой компрессионной эластограммы. Метод используется для исследования поверхностно расположенных органов с целью выявления опухолевой патологии, однако он имеет ряд недостатков, связанных со сложностью стандартизации, что повышает его субъективность и ограничивает практическое применение.

Ключевые слова: ультразвуковая диагностика, компрессионная эластография, деформация, модуль продольной упругости, модуль Юнга, стрейн.

* 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, Professor of Department of Radiology of Faculty of Professional Development of Doctors of Nizhny Novgorod State Medical Academy, Ministry of Healthcare of Russia.

Address: 603093, Russia, Nizhny Novgorod, Minin sq., 10/1.

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

Abstract

The physical principles of compression elastography – a new method of ultrasound diagnostics, based on the difference in Young's moduli of the pathological neoplasms and surrounding tissues with controlled compression sensor are set out. This involves comparison of their strains or deformations along the force. Strain variations of arbitrarily selected regions of tissue are shown in form of curves of compression of these regions or color compression elastogram. The method is used to investigate the sub-surface organs to identify tumor pathology, however, it has several disadvantages associated with the complexity of standardization, which increases its subjectivity and limits the practical application.

Key words: Ultrasound Diagnostics, Compression Elastography, Deformation, Longitudinal Module of Elasticity, Young's Module, Strain.

Актуальность

Эластография как новый метод получения и оценки ультразвукового изображения все шире входит в повседневную клиническую практику. Он открывает новые и очень перспективные возможности визуализации – определение и сравнение эластичности мягких тканей организма. Поэтому эластографию сейчас называют 3-й ультразвуковой технологией после эхографии и доплерографии. Благодаря ей произошел значительный качественный скачок в дифференциальной диагностике очаговой патологии поверхностно расположенных тканей, сейчас активно ведутся перспективные исследования по эластографии различных органов [2].

Клиническое значение метода и необходимость его практического применения очевидны, но физическим основам исследования в отечественной медицинской периодике уделено недостаточное внимание [3].

То, что физики придумали и воплотили в виде различных эластографических технологий, практические врачи часто используют, не зная физической сущности, не понимая ни реальных возможностей и ограничений этих методик, ни различий между ними, что может привести к их неправильному

использованию и даже дискредитации. Поэтому целью данной лекции является ознакомление врачей ультразвуковой диагностики с физическими основами различных вариантов эластографии и соответствующей терминологией.

Термин «эластография» был предложен в 1991 г. врачами-исследователями из Хьюстона (США) как методика количественного и качественного анализа механических свойств тканей [9]. Хотя с физической точки зрения понятия эластичности и упругости одинаковы, сами физики предпочитают использовать второй термин, характеризуя в теории упругости свойства веществ сопротивляться растяжению и сжатию при упругой деформации. Количественно эти свойства выражаются различными модулями упругости.

Но характеристика ткани организма как «более упругая» или «менее упругая» не совсем понятна и удобна в клинической практике и может вызвать определенные затруднения. Поэтому с практической точки зрения целесообразно использовать термины «твердый» и «мягкий», как это уже сделали фирмы-производители. Тем самым эластографическая лексика будет соответствовать пальпаторным определениям,

а именно виртуальной пальпацией называют эластографию за рубежом [8].

Пальпация представляет собой хорошо известный способ обследования. Пальпируя опухоль в молочной железе, врач ощущает неоднородность, которую обычно называют уплотнением. С точки зрения элементарной физики термин «уплотнение» совершенно неуместен, поскольку любая неоднородность (опухоль, киста, гематома) имеет практически такую же плотность, что и здоровая ткань. Плотность различных мягких тканей, кроме жировой и хрящевой, почти такая же, как плотность воды (1 г/см^3) или физиологического раствора ($1,01 \text{ г/см}^3$). Но что почувствовал врач, пальпируя ткань?

Для наглядности приведем пример. Плавая в теплом море, человек на ощупь отличает медузу от воды, но медуза может неподвижно висеть между дном и поверхностью моря, так как ее плотность равна плотности воды. Так в чем причина того, что мы ощутили прикосновение к медузе, и чем она отличается от воды?

Ответ довольно прост. Ясно, что вода «течет», т. е. не сохраняет свою форму при действии на нее внешних сил. Напротив, медуза свою форму сохраняет, т. е. после снятия силовой нагрузки восстанавливает свой прежний вид. Прикасаясь к медузе, надавливая на нее, мы ощущаем упругое сопротивление. Если медузу положить на стол и потрясти, она будет колебаться, как холодец. Вода же просто растечется. То есть опухоль в мягкой ткани — это неоднородность типа «мини-медузы», окруженная здоровой тканью.

Теперь объясним это с помощью теории упругости, но сначала определим несколько основных понятий, необхо-

димых для ее понимания. Теория упругости — это раздел механики сплошных сред, изучающий деформации упругих твердых тел, их поведение при статических и динамических нагрузках. Главная задача теории упругости — выяснить, каковы будут деформации тела и как они будут меняться со временем при заданных внешних воздействиях.

Твердое тело — это одно из четырех агрегатных состояний вещества, отличающееся от других агрегатных состояний (жидкости, газов, плазмы) стабильностью формы и характером теплового движения атомов, совершающих малые колебания около положений равновесия. Атомы и молекулы, составляющие твердое тело, плотно упакованы вместе, так что молекулы твердого тела практически сохраняют свое взаимное положение относительно других молекул, удерживаясь между собой межмолекулярным взаимодействием. В покое твердые тела сохраняют форму, но деформируются под воздействием внешних сил.

Деформирование сопровождается изменением взаимного положения частиц среды, связанным с их перемещением относительно друг друга. Оно возникает вследствие изменения межмолекулярных расстояний и перегруппировки блоков молекул. В зависимости от величины приложенной силы деформации разделяют на упругие (обратимые) и пластические (необратимые), а также разрушительные. При упругой деформации после снятия приложенных сил тело возвращает себе первоначальную форму, а при пластической начальная форма не сохраняется.

Любая деформация твердого тела может быть отнесена к одному из двух видов: деформации растяжения-сжатия и деформации сдвига. Ответ твердого

тела на прилагаемое усилие описывается модулями упругости, которые характеризуют его способность упруго деформироваться при приложении к нему силы. Многообразие деформаций с различным направлением действия сил на твердое тело подразумевает разные модули упругости, но существуют два модуля для изотропных тел, свойства которых не зависят от направления: модуль объемной упругости или модуль упругости всестороннего сжатия (K) и модуль сдвиговой упругости или модуль сдвига (G или μ), он же модуль жесткости. Часто используется также модуль Юнга (E), выражающийся через первые два. Все три модуля связаны между собой конкретными физическими формулами, по которым, зная значения любых двух модулей упругости, можно рассчитать третий [4].

Модуль упругости всестороннего сжатия (K) характеризует способность объекта изменять свой объем под воздействием объемного, т. е. всестороннего напряжения, когда на тело воздействует одинаковая во всех направлениях сила (например, при гидростатическом давлении). Сжимающая сила F действует на шар со всех сторон, поэтому его объем уменьшается (рис. 1). Связь между приложенным к образцу давлением и величиной деформации характеризуется числом K . После снятия внешнего давления объем принимает исходное значение. Если силы поменяют направление и станут растягивающими, объем увеличится.

Если деформируется стержень, то происходит простое одностороннее сжатие (растяжение), которое характеризуется модулем продольной упругости E (модуль Юнга). Он характеризует способность материалов сопротивляться

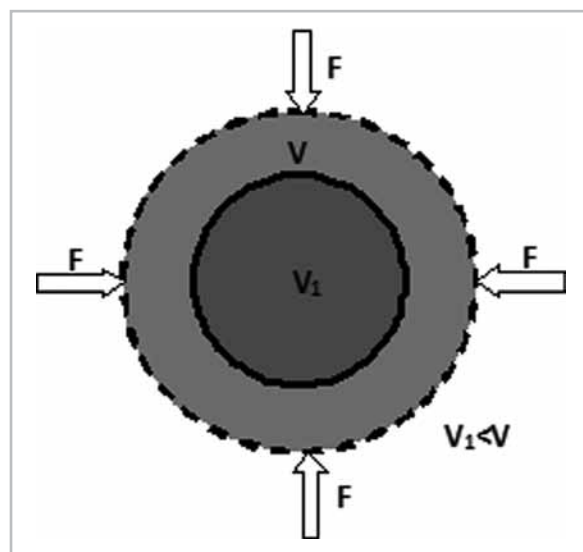


Рис 1. Деформация всестороннего сжатия — при всестороннем воздействии объем шара уменьшается: F — сжимающая сила; V — первоначальный объем; V_1 — конечный объем

деформации сжатия-растяжения, т. е. свойство объекта деформироваться вдоль оси при воздействии силы вдоль этой оси, и рассчитывается по формуле

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

где σ — сила одностороннего воздействия на стержень; ε — деформация стержня в направлении действия этой силы (рис. 2) [4].

Применительно к эластографии в медицинской литературе вместо термина «сжатие» чаще используется термин «компрессия», поскольку при исследовании для определения разницы в упругости внутренних объектов необходимо надавить на поверхность тела, т. е. осуществить компрессию. Поэтому такой вариант эластографии называется компрессионной эластографией. В основе компрессионной эластографии лежит сравнение модулей Юнга. Если с одинаковым давлением осуществить

компрессию двух разных по упругости столбиков, расположенных на жестком неподвижном основании, то они деформируются по-разному.

Более упругий столбик уменьшит свой размер в меньшей степени, чем менее упругий, другими словами, величина укорочения твердого столбика будет меньше, чем мягкого (рис. 3).

Термин «деформация» переводится на английский как strain [6, 7]. В соответствии с формулой (1) стрейн (или деформация) — это отношение изменения длины столбика к его первоначальной длине, поэтому величина безразмерная. Для сравнения упругости двух столбиков надо сравнить их стрейны — у которого стрейн меньше, тот более упругий и менее сжимаемый. Таким образом, важно не абсолютное значение стрейна, а их сравнение, которое показывает, насколько одна ткань более упруга, чем другая, что характеризуется отношением стрейнов и обозначается как strain ratio (SR). Поэтому компрессионная эластография иногда в англоязычной литературе называется стрейновой эластографией.

На практике компрессионная эластография используется для исследования поверхностно расположенных органов с целью выявления опухолевой патологии (чаще всего рака молочной и щитовидной железы, а также простаты при трансректальном УЗИ), что основано на сравнении стрейнов патологического очага и окружающей его ткани. Обычным линейным датчиком с определенной силой осуществляют давление на кожу исследуемой области, которая вызывает деформацию подлежащих тканей. Под действием этой компрессии более упругий, твердый объект, каковым является раковая опухоль, уменьшается в объеме меньше, чем окружаю-

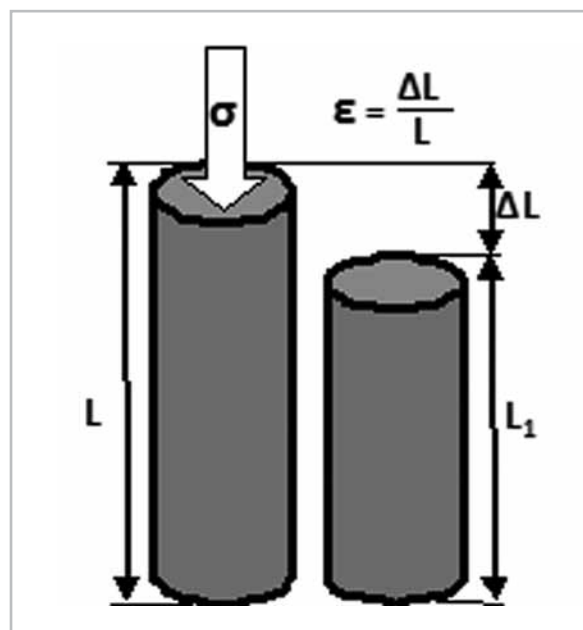


Рис. 2. Деформация одностороннего сжатия, характеризуемая модулем продольной упругости (модуль Юнга): L — первоначальная длина объекта; L_1 — конечная длина объекта; ΔL — величина укорочения объекта

щая его менее упругая, мягкая ткань (рис. 4), зато сильнее сдвигается «вбок», как бы «выскальзывая» из-под давящего на ткань датчика. В ультразвуковых системах оценка стрейна осуществляется по степени смещения тканей методом спекл-трекинга. Спеклы на ультразвуковом изображении обусловлены воздействием энергии от беспорядочно распределенных отражающих структур, слишком малых для того, чтобы быть распознанными при помощи ультразвука. Спеклы ухудшают пространственное и контрастное разрешение в результате образования мелких псевдоструктур, так называемого спекл-шума. Спеклы имеют две важные особенности: первая — любая структура организма характеризуется собственной уникальной картиной спеклов, вторая — спеклы смещаются вместе с тканью. При эластографии

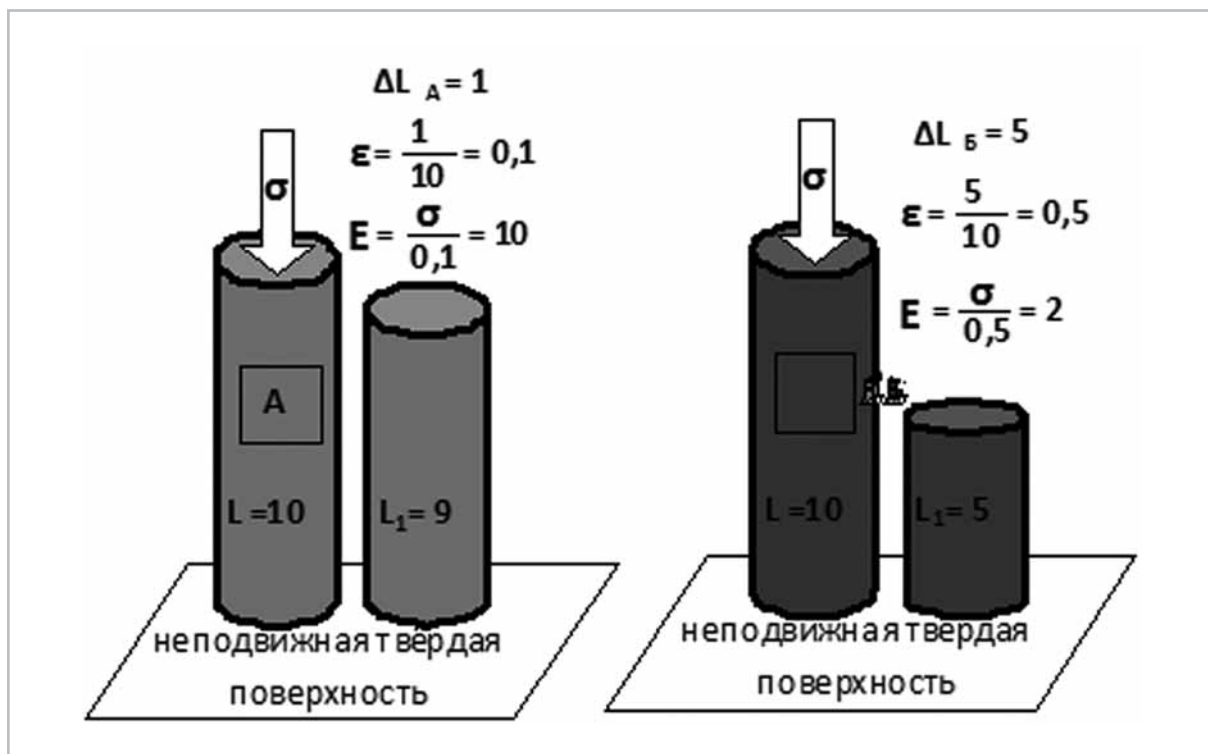


Рис. 3. Физическая основа компрессионной эластографии — сравнение модулей Юнга (отношение стрейнов). На более твердый образец А и более мягкий образец Б оказывается одинаковая сила сжатия (механическое напряжение σ), в результате чего первоначальная длина объекта L уменьшается на величину укорочения объекта ΔL и достигает конечного значения L_1 . По этим значениям вычисляется деформация объекта ϵ и модуль Юнга E

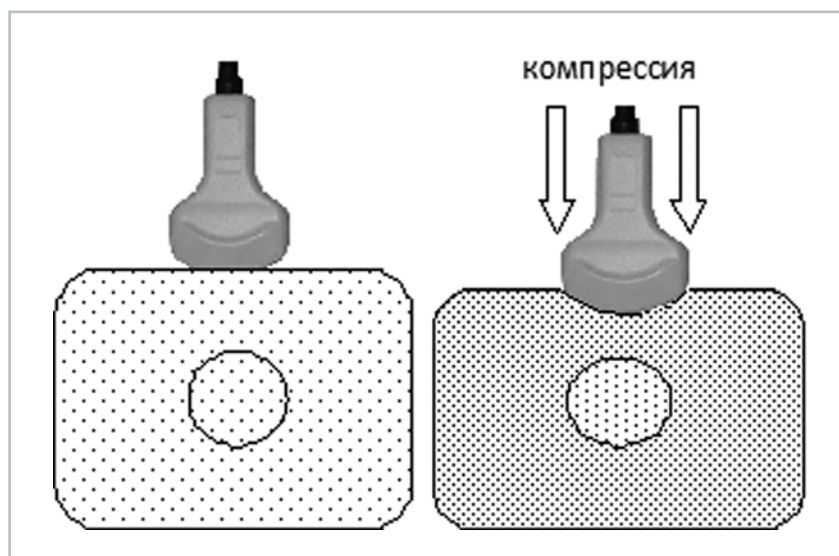


Рис. 4. Компрессионная эластография. Разная степень деформации объекта и окружающей ткани при надавливании датчиком на поверхность тела (показана разной плотностью точек)

ультразвуковой сканер с помощью специальной программы оценивает изменение размера объекта по смещению специфичных для него спеклов, а по ним высчитывает разницу стрейнов и выдает изображение на экран в виде графиков или цветового картирования.

Графически динамика изменения стрейна произвольно выбранных участков ткани показывается в виде кривых сжатия этих участков в серии надавливания на ткань. Зная, что величина деформации выше там, где упругость ткани ниже, можно сделать вывод, что кривая с более высокой амплитудой от надавливаний характеризует участок менее упругой ткани. Кроме того, на экране отображаются относительные количественные показатели стрейнов сравниваемых участков и их соотношение.

При цветовом способе зоны различной упругости картируются разными цветами или оттенками серого, аналогично серой шкале при серошкальном сканировании [7]. Обычно фирмы-

производители менее упругие ткани обозначают как SF (от англ. soft — мягкий), а более упругие — HD (от англ. hard — твердый) и рядом с компрессионной эластограммой размещают цветовую шкалу упругости. Таким образом, с помощью компрессионной эластографии можно сравнить стрейны различных участков ткани по относительному количественному показателю SR и произвести их качественное сопоставление по компрессионной эластограмме (рис. 5, а, б).

Функция компрессионной эластографии в настоящее время имеется в большинстве современных ультразвуковых систем экспертного класса и достаточно широко распространена в клинической практике как качественный метод визуальной оценки объемной патологии поверхностных органов и тканей с помощью высокочастотных линейных датчиков. Конвексный датчик с компрессионной эластографией производится в настоящее время только компанией Siemens.

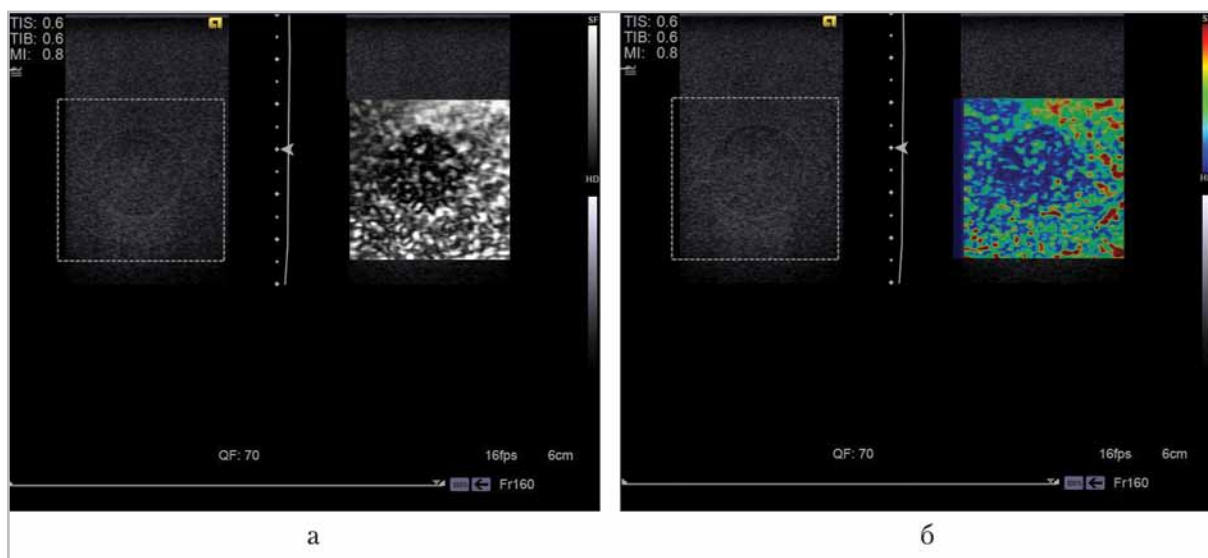


Рис. 5. Компрессионная эластограмма: серошкальное (а) и цветовое (б) кодирование при исследовании фантома

Однако у компрессионной эластографии есть ряд недостатков, связанных со сложностью стандартизации метода. Главный из них заключается в том, что неясно, с какой точностью и в каких случаях в тканях выполняется, а в каких нет принципиальное условие формулы $E = \sigma / \varepsilon$ — наличие неподвижной твердой поверхности, на которой происходит компрессия тканей. Ее отсутствие или недостаточная твердость приводит к тому, что компрессия вызывает не сдавление, а смещение тканей, что делает преобразование бессмысленным. Отношение $E = \sigma / \varepsilon$ выполняется только в достаточно ограниченном, так называемом эластическом диапазоне сдавливания, что создает значительные трудности в выборе адекватной, а тем более стандартной компрессии. И наконец, кросскорреляционный анализ, используемый для оценки стрейна, математически весьма сложен, при этом каждый производитель использует оригинальные методики расчета стрейна. Все это снижает информативность метода, увеличивает его субъективность и в конечном итоге ограничивает практическое применение [3].

Заключение

Компрессионная эластография, основанная на сравнении модулей продольной упругости патологического образования и окружающих тканей, является современным информативным методом ультразвуковой диагностики опухолевой патологии поверхностно расположенных органов. Однако она имеет ряд недостатков, связанных со сложностью стандартизации метода, что повышает его субъективность и ограничивает практическое применение. Тем не менее этот метод очень прост и по своей

физической сути, и по аппаратурной реализации. Очевидно, он будет совершенствоваться, причем как в направлении увеличения объема информации, зависящего от способа компрессии [5], так и в направлении совершенствования методов обработки данных, прежде всего математических методов решения обратных задач [1] нелинейной теории упругости.

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. Буров В. А., Шуруп А. С., Зотов Д. И., Румянцева О. Д. Моделирование функционального решения задачи акустической томографии для данных от квазиточечных преобразователей // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 3. С. 391–407.
2. Зубарев А. В. Эластография – инновационный метод поиска рака различных локализаций // Поликлиника. 2009. № 4. С. 32–37.
3. Зыкин Б. И., Постнова Н. А., Медведев М. Е. Эластография: анатомия метода // Променева диагностика, променева терапия. 2012. № 2–3. С. 107–113.
4. Стрелков С. П. Механика: Учеб. 4-е изд., стереотип. СПб.: Лань, 2005. 560 с.
5. Egorov V., van Raalte H., Sarvazyan A. P. Vaginale tactile imaging // IEEE Trans. Biomwd. Eng. 2010. V. 57. № 7. P. 1736–1744.

6. *Garra B. S.* Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound // *Ultrasound Q.* 2007. V. 23. P. 255–268.
7. *Garra B. S.* Tissue elasticity imaging using ultrasound // *Applied Radiol.* 2011. № 2. P. 24–30.
8. *Hall T. J.* Beyond the basics: Elasticity imaging with US // *Radiograph.* 2003. V. 23. P. 1657–1671.
9. *Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H. et al.* Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues // *Ultrasonic Imag.* 1991. V.13. № 2. P. 111–134.
3. *Zykin B. I., Postnova N. A., Medvedev M. E.* Elastography: anatomy of a method. Radiation diagnostics, radiation therapy. 2012. N. 2–3. P. 107–113 (in Russian).
4. *Strelkov S. P.* Mechanics: a textbook. 4th ed., stereotype. SPb.: Lan', 2005. P. 560 (in Russian).
5. *Egorov V., van Raalte H., Sarvazyan A. P.* Vaginale tactile imaging. *IEEE Trans. Biomwd. Eng.* 2010. V. 57. N. 7. P. 1736–1744.
6. *Garra B. S.* Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. *Ultrasound Q.* 2007. V. 23. P. 255–268.
7. *Garra B. S.* Tissue elasticity imaging using ultrasound. *Applied Radiol.* 2011. N. 2. P. 24–30.
8. *Hall T. J.* Beyond the basics: Elasticity imaging with US. *Radiograph.* 2003. V. 23. P. 1657–1671.
9. *Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H. et al.* Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imag.* 1991. V. 13. N. 2. P. 111–134.

References

1. *Burov V. A., Shurup A. S., Zotov D. I., Rumyantseva O. D.* Simulation of a Functional Solution to the Acoustic Tomography Problem for Data from Quasi-Point Transducers. *Acoustical Physics.* 2013. V. 59. N. 3. P. 345–359 (in Russian).
2. *Zubarev A. V.* Elastografiya – an innovative method of finding a cancer of various localizations. *Polyclinic.* 2009. N. 4. P. 32–37 (in Russian).

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., Professor Academician of the RAS, Professor of Department of Acoustics of Physical Faculty of Lomonosov Moscow State University
Address: 119991, Russia, Moscow, Leninskie gory, 1.
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, Professor of Department of Radiology of Faculty of Professional Development of Doctors of Nizhny Novgorod State Medical Academy, Ministry of Healthcare of Russia.
Address: 603093, Russia, Nizhny Novgorod, Minin sq., 10/1.
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, Нижневолжская 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: 603001, Russia, Nizhny Novgorod, Nizhnevolzhskaja naberezhnaya, 2.
Phone number: +7 (910) 791-26-16. E-mail: rykhtik@gmail.com

Гурбатов Сергей Николаевич, доктор физико-математических наук, профессор, 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, Department of Acoustics of Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod.

Address: 603905, Russia, Nizhny Novgorod, Gagarin st., 23.
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: 603001, Russia, Nizhny Novgorod, Nizhnevolzhskaja naberezhnaya, 2.
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.