

V. A. Kulikov, DSc in Engineering, Professor, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

V. N. Syakterev, PhD in Engineering, Associate Professor, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

I. A. Vasiliev, Post-graduate, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

Identification of the Measurement System of Inertia Object Temperature

A method for calibration and approximation of conversion functions for semiconductor thermistors is proposed. The considered methods for calibration and approximation of blocks functions are used to develop the actual measuring system.

Key words: measurement system, semiconductor thermistor, conversion function of thermistor, thermistor calibration.

УДК 615.47616-073

О. В. Муравьева, доктор технических наук, профессор, Ижевский государственный технический университет имени М. Т. Калашникова

О. П. Богдан, кандидат технических наук, Ижевский государственный технический университет имени М. Т. Калашникова

Д. С. Мурашова, ООО «ИРЗ «ТЕСТ», Ижевск

Е. П. Кузнецов, кандидат медицинских наук, БУЗ УР «ГКБ № 2» МЗ УР, Ижевск

МЕТОДИКА И УСТРОЙСТВО ОЦЕНКИ СДВИГОВЫХ МОДУЛЕЙ МЯГКИХ ТКАНЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СТАТИЧЕСКОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ *

Теоретически обоснована методика оценки сдвиговых модулей среды за счет оценки деформации, возникающей под воздействием внешнего статического давления с использованием В-режима ультразвукового сканирования. Предложено устройство для реализации методики, представлены результаты апробации в клинических условиях.

Ключевые слова: статическая эластография, В-режим, упругие модули, деформация, компрессия.

Эластография – ультразвуковой (УЗ) метод визуализации тканей и органов, основанный на различии упругих свойств нормальных и патологических тканей и использующий оценку их деформации при дозированной компрессии или вибрации [1]. Клинические применения эластографии: онкология, кардиология, трансплантология, пластическая хирургия и др. [2, 3].

Существует несколько схем силового воздействия для получения УЗ-изображений упругих свойств ткани: вручную механическим способом, путем использования дополнительного акустического источника; за счет использования естественных пульсаций сердца и кровеносных сосудов [2, 3]. Так, воздействие сил радиационного давления при УЗ-исследовании (УЗИ) может приводить к появлению артефакта УЗ-изображения «псевдопоток», возникающего в неоднородных жидких средах и состоящего в окрашивании изображений в режиме цветного и энергетического доплера [4, 5]. В некоторых случаях артефакт «псевдопоток» позволяет судить о физических свойствах исследуемого объекта, в частности, проводить дифференциальную диагностику неоднородных жидкостных и солидных (тканевых) образований [6].

Условно все технологии эластографии можно разделить на методы виброэластографии (динамиче-

ской эластографии) и эластографии с однократной компрессией (статической эластографии) [7]. Метод статической эластографии получил широкое распространение благодаря простоте реализации [7]. Отмечаются недостатки метода: уменьшение чувствительности с глубиной; зависимость результата от силы и направления сжатия; низкая повторяемость результатов; определенные трудности при выполнении компрессии; дискомфорт, болевые ощущения; наличие выраженных шумов и артефактов [7].

Количественная оценка упругих модулей среды в процессе проведения УЗ-исследования позволяет повысить информативность диагностического исследования, увеличить контрастность изображения и может быть использована в качестве дополнительного способа диагностики патологических образований и при определении их биомеханических свойств. В некоторых современных УЗ-сканерах, оснащенных технологией *ElastoScan*TM, существует опция «эластометрия», позволяющая получать показатели эластичности ткани в числовом выражении [7]. В [8] разработана методика количественной оценки упругих свойств ткани с помощью УЗ-доплерографии за счет визуализации и оценки виброскорости, создаваемой при воздействии внешних гармонических механических давлений. Считается, что получить числовые показатели модуля упругости ткани при

© Муравьева О. В., Богдан О. П., Мурашова Д. С., Кузнецов Е. П., 2013

Получено 03.10.13

* Работа выполнена в рамках проекта по государственному заданию Министерства образования и науки РФ ФГБОУ ВПО «ИжГТУ имени М. Т. Калашникова» на 2012–2014 гг. в части проведения научно-исследовательских работ (проект № 7.1378.2011); в соответствии с разделами 2 (проект ПСР/М2/Н2.5/МВВ) и 3.1.2 (задание ГШ-1-13) мероприятий Программы стратегического развития ФГБОУ ВПО «ИжГТУ имени М. Т. Калашникова» на 2012–2016 гг.

статической эластографии с использованием современных УЗ-сканеров невозможно. Сравнительные теоретические исследования методик эластографии в динамическом и статическом режимах показали возможность достижения более высокой точности при оценке модуля сдвига при использовании статического режима [9, 10].

В статье предложены методика и устройство оценки сдвиговых модулей среды за счет оценки деформации, возникающей под воздействием внешнего статического воздействия, без использования дополнительных опций УЗ-сканера.

Теоретическое обоснование методики статической эластографии

Статическая эластография – технология УЗ-сканирования, позволяющая провести оценку тканевой эластичности в режиме реального времени при помощи компрессии УЗ-датчиком. Вследствие неодинаковой упругости неоднородные элементы ткани деформируются по-разному (рис. 1): более эластичные – в более сильной степени, более жесткие – в меньшей, при этом эластичность тканей отображается определенными цветами в В-режиме УЗ-сканера.

В основе метода статической эластографии лежит определяемое модулями упругости среды (E, G) изменение линейных размеров Δx объекта при приложении к нему статического давления P_0 (рис. 1), при этом деформация отдельных участков исследуемой области оценивается в В-режиме.

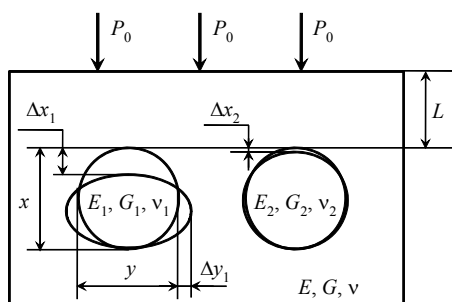


Рис. 1. Деформация объекта под действием статического давления

Согласно закону Гука в условиях линейного напряженного состояния под действием статического давления P_0 относительная деформация в продольном направлении ϵ_{xx} определяется выражением

$$P_0 = E \epsilon_{xx}, \tag{1}$$

где E – модуль Юнга; $\epsilon_{xx} = \Delta x/x$.

Деформация в поперечном направлении $\epsilon_{yy} = \Delta y/y$ связана с деформацией ϵ_{xx} через коэффициент Пуассона ν :

$$\nu = \epsilon_{yy} / \epsilon_{xx}. \tag{2}$$

Отметим, что модуль Юнга E , модуль сдвига G , модуль объемной упругости K и коэффициент Пуассона ν связаны между собой зависимостями:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)}; \tag{3}$$

$$K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)}. \tag{4}$$

Модуль объемной упругости (всестороннего сжатия) K связан со скоростью продольной УЗ-волны C_l и плотностью среды ρ выражением

$$C_l = \sqrt{\frac{K}{\rho}}. \tag{5}$$

Анализ приведенных в литературе данных [1] свидетельствует о том, что значения скоростей распространения продольных УЗ-волн C_l и плотности сред ρ в большинстве биологических тканей близки друг к другу (среднее значение $C_l \approx 1540$ м/с с вариациями $\pm 6\%$, среднее значение $\rho \approx 1000$ кг/м³ с вариациями $\pm 6\%$) [1]. Вариации же скорости обусловлены главным образом флуктуациями упругости среды, а не ее плотности. В предположении постоянства модуля K для большинства биологических тканей возможна оценка модуля сдвига G по величине измеренной относительной деформации в продольном либо поперечном направлениях. В [8] показано, что наиболее информативным параметром упругости среды является модуль сдвиговой упругости G , интервал значений которого для различных мягких тканей, в том числе и с патологией, на несколько порядков больше, нежели чем интервал объемного модуля упругости [1], который является величиной, ответственной за эхо-контраст в УЗ-визуализации.

Учитывая, что при построении изображений в В-режиме УЗ-сканирования максимальный уровень отраженного сигнала дают границы сред, ориентированные перпендикулярно направлению УЗ-луча, методики оценки модуля сдвига G следует ориентировать на измерение продольной деформации.

На рис. 2 представлены расчетные зависимости относительной продольной деформации ϵ_{xx} от величины прикладываемого давления P_0 при различных значениях модуля сдвига G (рис. 2, а) и от значения модуля сдвига G при различной величине давления P_0 (рис. 2, б). Согласно рис. 2, а увеличение давления при компрессии P_0 приводит к прямо пропорциональному росту деформации ϵ_{xx} при фиксированном давлении значения модуля сдвига G . При фиксированном давлении P_0 величина деформации ϵ_{xx} обратно пропорциональна модулю сдвига G (рис. 2, б). При расчетах не учитывается зависимость деформации от глубины залегания неоднородности L .

Результаты экспериментальных исследований

Для реализации методики оценки упругих модулей среда в условиях статической эластографии разработано устройство, функциональная схема и фото которого представлены на рис. 3. В основе работы устройства регистрации статического давления при

компрессии лежит теория пьезометра. При наложении статического давления P_0 на заполненную жидкостью насадку, закрепленную на УЗ-датчике и соединенную с инфузионной системой, по последней поднимается жидкость, создавая давление в ее воздушной части. Изменение давления в воздушной части инфузионной системы регистрируется датчиком давления MPXV5010DP и измеряется с использованием цифрового мультиметра. Чувствительность разработанного устройства, рассчитанная с использованием теории пьезометра при известной чувствительности датчика давления и подтвержденная экспериментально, составила 1,2 кПа/В. УЗ-датчик 2 УЗ-сканера 1 через насадку 3 излучает в исследуемый объект 8 УЗ-волну, регистрирует отражение волн от границ объекта исследования, формируя изображение объекта в В-режиме. Измеряется поперечный размер исследуемой неоднородности при отсутствии компрессии. Далее на объект 8 через УЗ-датчик 2 и насадку 3 воздействуют статическим давлением P_0 , регистрируемым разработанным устройством, и измеряется размер исследуемой неоднород-

ности. После определения продольной деформации ϵ_{xx} с использованием зависимости на рис. 2, б оценивается значение модуля сдвига исследуемой неоднородности.

Апробация разработанной методики оценки упругих свойств тканей проводилась на сканере MyLab15 в В-режиме с использованием линейного датчика с частотой 12,5 МГц (рис. 3, б). В качестве объектов исследования выступали фантомы мягких тканей в виде однородной среды (10%-й раствор желатина в воде) с неоднородностью (30%-й раствор желатина в воде с добавлением мела) [8]. Результаты измерения скорости C_s , плотности ρ и модуля объемной упругости K исследуемых фантомов представлены в табл. 1.

На рис. 4 представлены УЗ-изображения фантома мягких тканей в отсутствие компрессии ($P_0 = 0$ кПа) и при компрессии давлением ($P_0 = 1,65$ кПа). Результаты оценки упругих модулей исследуемых фантомов в соответствии с представленной методикой представлены в табл. 2. Случайная погрешность оценки упругих модулей при различных компрессионных давлениях не превышает 5 %.

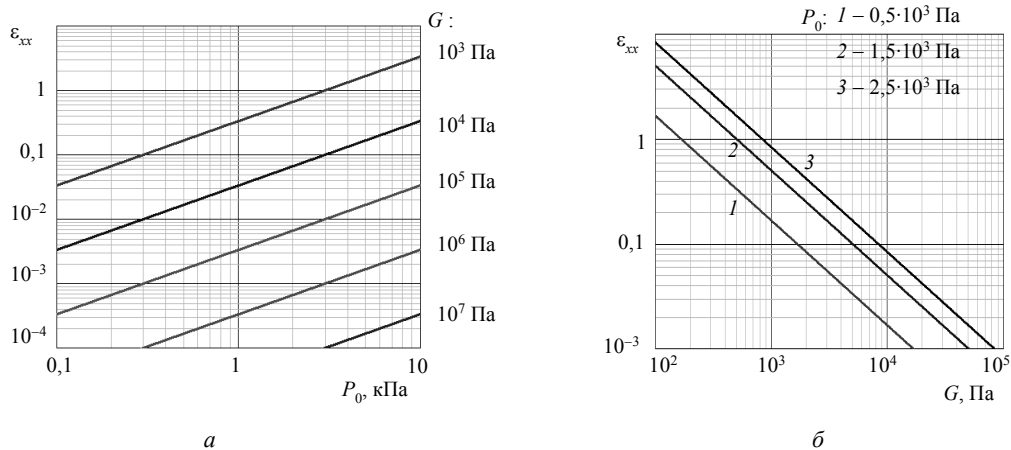


Рис. 2. Зависимость деформации ϵ_{xx} от давления P_0 при различных модулях сдвига G (а) и от модуля сдвига G при различных давлениях P_0 (б)

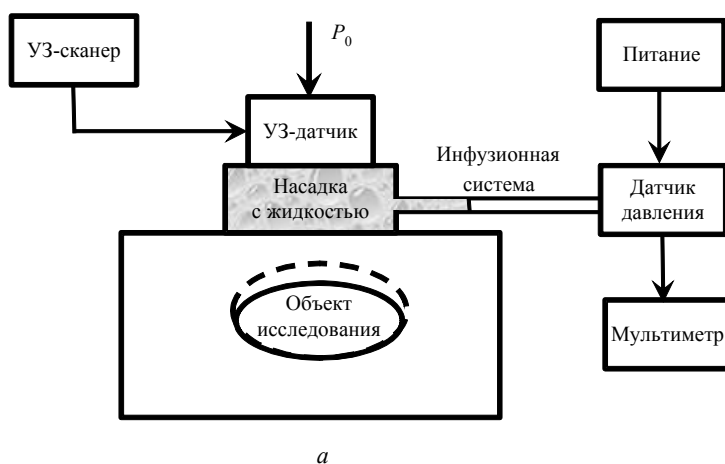


Рис. 3. Блок-схема экспериментальной установки для реализации методики статической эластографии (а); фото экспериментальной установки (б)

Таблица 1. Акустические параметры фантома мягких тканей

Среда	Скорость продольной УЗ-волны C_L , м/с	Плотность ρ , кг/м ³	Модуль объемной упругости K , ГПа
Однородная	1640	1090	2,93
Неоднородная	1730	1150	3,44

Методика оценки упругих свойств среды апробирована на пациентах, проходивших обследование желчного пузыря в БУЗ УР «ГКБ № 2» МЗ УР на УЗ-сканере *MyLab15*. Результаты оценки упругих модулей желчного пузыря, представленные в табл. 2, не противоречат данным других исследователей [1].

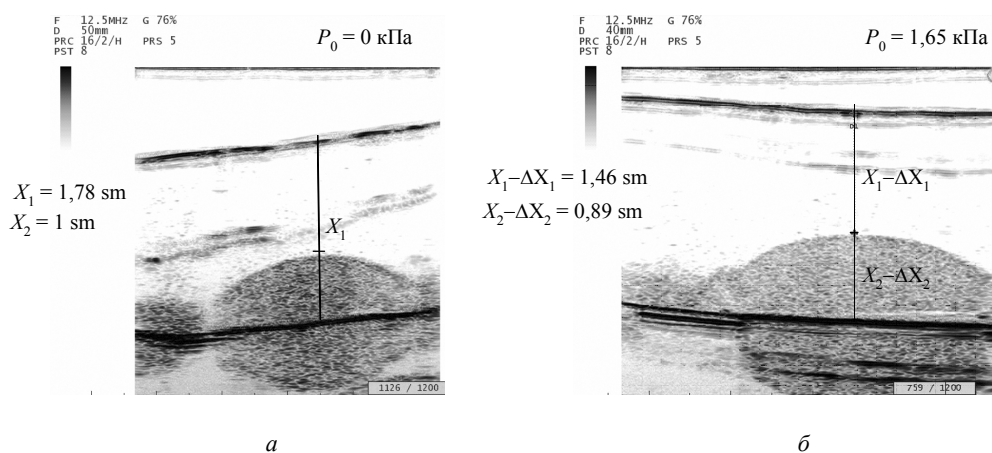


Рис. 4. УЗ-изображение фантома мягкой ткани с неоднородностью без компрессии (а) и при компрессии давлением $P_0 = 1,65$ кПа (б)

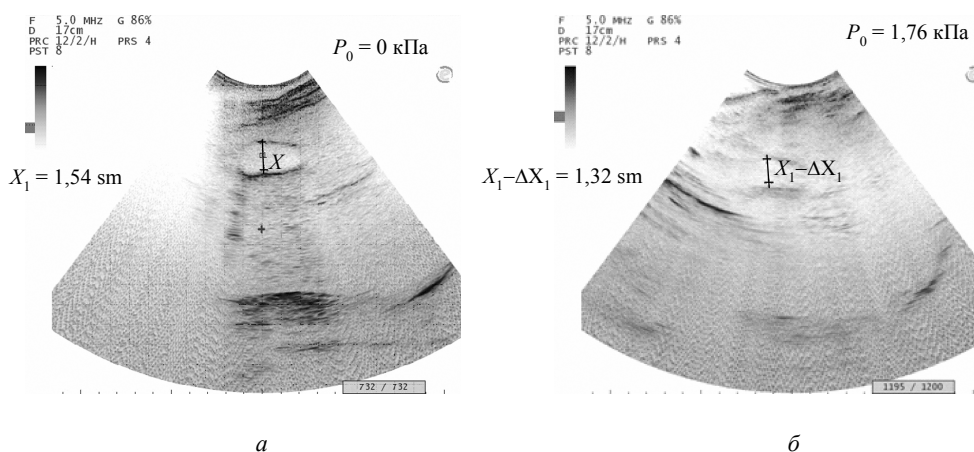


Рис. 5. УЗ-изображение желчного пузыря без компрессии (а) и под воздействием статического давления $P_0 = 1,76$ кПа (б)

Таблица 2. Рассчитанные упругие модули фантома и желчного пузыря

Давление P_0 , кПа	Деформация ϵ_{xx}	Модуль Юнга E , кПа	Коэффициент Пуассона ν	Модуль сдвига G , кПа
Фантом – однородная среда				
1,65	0,18	9,37	0,4999994672	2,53
Фантом – неоднородная среда				
1,65	0,11	16,24	0,4999992139	3,73
Желчный пузырь				
1,76	0,14	11,27	0,4999992083	3,76

Таким образом, разработанная методика для количественной оценки сдвиговых модулей ткани, основанная на измерении деформации отдельных участков исследуемой области при компрессии в В-режиме УЗ-визуализации, и устройство для ее осуществления позволяют повысить информативность диагностического исследования и могут быть использованы в качестве дополнительного способа ди-

агностики патологических образований и при определении их биомеханических свойств без использования дополнительных опций УЗ-сканера.

Библиографические ссылки

1. Ультразвук в медицине : Физические основы применения / К. Хилл [и др.] ; пер. Л. Р. Гаврилов, В. А. Хохлова, О. А. Сапожников. – М. : Физматлит, 2008. – 544 с.

2. Хохлова Е. Эластография – новое направление в ультразвуковой диагностике // Здоровье нации. – 2008. – № 3. – С. 20–21.

3. Рожкова Н. И., Зубарева А. В., Запирова С. Б. Новая технология : Соноэластография в маммологии // Медицинская визуализация. – 2010. – № 4. – С. 74–99.

4. Коробейникова О. В., Кузнецов Е. П., Богдан О. П. Исследование физических механизмов артефакта ультразвуковой доплерографии «псевдопоток» // Медицинская физика. – 2009. – № 3. – С. 64–70.

5. Korobeynikova O. V., Bogdan O. P., Kuznetsov E. P. Investigations of Artifact «Pseudo-flow» Physical Mechanisms in Ultrasound Dopplerography // IFMBE PROCEEDINGS World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering: Diagnostic Imaging. – Vol. 25/2. – Munich : Springer, 2009. – P. 11–13.

6. Богдан О. П. Влияние артефактов на результаты ультразвуковых доплеровских исследований // Интеллектуальные системы в производстве. – 2009. – № 1. – С. 173–180.

7. Диденко В. И. Современные методы определения фиброза печени // Гастроэнтерология. – 2013. – № 2(48).

8. Разработка методики визуализации упругих свойств ткани с использованием ультразвуковой доплерографии / О. В. Коробейникова, Е. П. Кузнецов, О. П. Богдан, Е. А. Фостик // Вестник ИжГТУ. – 2010. – № 2(45). – С. 97–100.

9. Муравьева О. В., Богдан О. П., Овчинникова М. А. Разработка методики эластографии с использованием В-режима ультразвукового диагностирования // Приборостроение в XXI веке – 2011. Интеграция науки, образования и производства : Сб. материалов VII Всерос. науч.-техн. конф. с междунар. участием. – Ижевск : Изд-во ИжГТУ, 2012. – С. 194–197.

10. Богдан О. П., Овчинникова М. А. Сравнительные исследования возможностей методик эластографии в статическом и динамическом режимах // Измерения, контроль и диагностика – 2012 : Сб. материалов II Всерос. науч.-техн. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых с междунар. участием. – Ижевск : Союз, 2012. – С. 35–39.

O. V. Muravieva, DSc in Engineering, Professor, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

O. P. Bogdan, PhD in Engineering, Kalashnikov Izhevsk State Technical University

D. S. Murashova, «IRZ TEST» Ltd., Izhevsk

E. P. Kuznetsov, PhD in Medicine, City Clinics № 2, Public Health Ministry, Udmurt Republic, Izhevsk

Technique and Device for Soft Tissues Shear Modulus Estimation Using Static Elastography

The technique of shear modulus estimation is theoretically proved due to evaluation of deformations under influence of external static pressure using B-mode ultrasonic scanning. For realization of technique the device is proposed, approbation results obtained in clinical conditions are presented.

Key words: static elastography, B-scan, elastic modules, deformation, compression.

УДК 621.385.833

П. В. Гуляев, кандидат технических наук, Институт механики УрО РАН, Ижевск

А. В. Тюриков, кандидат физико-математических наук, Институт механики УрО РАН, Ижевск

С. Р. Кизнерцев, кандидат технических наук, Институт механики УрО РАН, Ижевск

Е. Ю. Шелковников, доктор технических наук, профессор, Ижевский государственный технический университет имени М. Т. Калашникова

СТАТИСТИЧЕСКИЙ КРИТЕРИЙ АДАПТАЦИИ АЛГОРИТМОВ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ В СКАНИРУЮЩЕЙ ЗОНДОВОЙ МИКРОСКОПИИ

Описано применение адаптивных моделей прогнозирования в сканирующей зондовой микроскопии. В частности, рассмотрены вопросы, связанные с изменением распределения ошибки прогноза в процессе адаптации модели. Показано, что оптимальная модель формирует ошибку прогноза с распределением по закону Лапласа.

Ключевые слова: сканирующая зондовая микроскопия, прогнозирование, адаптация, ошибка прогноза, распределение ошибки прогноза.

Применение прогнозирования в сканирующей зондовой микроскопии позволяет существенно увеличить производительность, расширить функциональные возможности, повысить сохранность зондов [1–5].

Для повышения точности перемещения зондов при сканировании применяют различные методы оптимального (адаптивного) прогнозирования. Большинство из них основываются на взаимосвязи уров-

ней яркости смежных точек изображения и определяют прогнозную оценку в виде линейной комбинации яркостей предшествующих m точек:

$$\bar{Z}_n = \sum_{i=1}^m \alpha_i Z_{n-i}, \quad Z(x, y) - \text{двумерная функция яркости.}$$

В первой группе методов [6, 7] коэффициенты α_i определяются автокорреляционной функцией пикселей на изображении. Другая группа методов [7, 8] использует различные функции предсказания, из