ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ, МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ

УДК: 539.32

ДАТЧИК ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ МОДУЛЯ СДВИГА БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

©2027 г. В. В. Казаков

Институт прикладной физики им. А.В. Гапонова-Грехова

Российской академии наук

Россия, 603951, Нижний Новгород, ул. Ульянова, 46

E-mail: kazak@ipfran.ru

Поступила в редакцию 24.08.2026

После доработки 14.09.2026

Принята к публикации 17.09.2026

Для метода измерения модуля сдвиговой упругости биологической ткани, основанного на вдавливании в исследуемую поверхность индентора в виде шара, разработан новый тип датчика. В качестве измерителя глубины вдавливания в нем используется индуктивный измеритель перемещения тонкого стержня в катушке индуктивности, соединенного с мягкой пружиной, с одной стороны контактирующей с поверхностью ткани, а с другой – с корпусом датчика. Это позволило отказаться от использования стационарного координатного устройства. При исследованиях датчик размещается в руке, что позволяет оперативно исследовать упругие свойства различных участков тела человека с погрешностью 5–12%. Глубина вдавливания индентора непрерывно измеряется в пределах 0–2.5 мм с погрешностью не более 1.6%, а силы вдавливания – в пределах 0–1 Н с чувствительностью 0.2 мН. На модельных и реальных объектах проведены эксперименты по определению их модулей сдвига.

Ключевые слова: механические свойства биологических тканей, квазистатический метод измерения, модуль упругости.

1. ВВЕДЕНИЕ

Существует большое число задач медицинской диагностики, для решения которых необходимо сравнивать свойства различных участков биологических тканей по их вязкоупругим свойствам, а также осуществлять мониторинг их изменения по пространству и с течением времени. Это, например, задачи диагностики раннего выявления признаков наличия различных заболеваний (атеросклероза, артериальной и венозной недостаточности), оценки текущего состояния после перенесенных физических нагрузок и физиопроцедур, в процессе лечения и реабилитации, для самоконтроля. Упругие свойства тканей в значительной степени индивидуальны, поэтому важно не только наблюдать изменения их

свойств, но и сравнивать значения для условно здоровых и пораженных участков, что важно для решения задач хирургии. Создаваемые измерители должны объективизировать результат измерения: сделать его достоверным, количественно сравнимым и не зависящим от опыта врача. Немалое значение имеют стоимость измерителя, а также оперативность и простота проведения измерений в условиях клиники или на дому.

Классическим методом измерения упругости является метод, основанный на вдавливании в поверхность индентора и одновременном измерении силы F и глубины h на величину, много меньшую его диаметра [1–3]. Для измерения h обычно используются штангенциркули или микрометры часового типа, для измерения F – тензометрические датчики мостового типа или мини-весы на их основе, на которые помещаются исследуемые образцы. При измерении деформационно-нагрузочных характеристик оба датчика закрепляются на штативе с возможностью контролируемого перемещения индентора [3–5]. При использовании в клинике и быту штатив создает ряд неудобств, таких как сложность координатного устройства и использование механической передачи для вдавливания индентора, необходимость отдельного места для размещения штатива и подгонки ориентации индентора перпендикулярно к поверхности ткани и др. Все это приводит к большим затратам времени для подготовки и проведения измерений, увеличивает их стоимость, делает неперспективным применение в клинике, где принципиально важна оперативность проведения исследований.

Цель данной работы заключалась в создании датчика, позволяющего проводить экспресс-измерения упругих свойств локального участка биологической ткани за счет использования в качестве координатного устройства руки оператора.

2. МЕТОД ИЗМЕРЕНИЙ И КОНСТРУКЦИЯ ДАТЧИКА

Для измерения упругости биологической ткани квазистатическим методом обычно используется индентор в виде штампа или шара. Для измерения модуля Юнга E используется штамп. Расчет проводится по формуле

$$E = F(1 - \nu^2)/2rh,$$

где F – сила вдавливания, ν – коэффициент Пуассона, принимаемый для биологической ткани равным 0.5, r – радиус индентора, h – глубина вдавливания [1]. Модуль сдвига G определяют путем вдавливания шара [3]. Он рассчитывается по формуле [2]

$$G = 3F/\left(16r^{1/2}h^{3/2}\right).$$

При этом для усреднения результата по многим значениям глубины вдавливания используется следующая процедура вычислений. Сначала методом наименьших квадратов

вычисляется значение тангенса k угла наклона прямой для функции $h(F^{2/3})$, а затем модуль сдвига рассчитывается по формуле

$$G = 3/\left(16k^{3/2}r^{1/2}\right).$$

Связь между модулями определяется соотношением

$$G = E/[2(1+\nu)].$$

Предпочтение обычно отдается измерению модуля сдвига, поскольку оно проводится при меньшем значении силы, площадь контакта при увеличении глубины вдавливания изменяется плавно и выполняются условия “проскальзывания” ткани под индентором.

На рис. 1 приведена конструкция датчика измерителя. Все составные элементы установлены и закреплены на общей плате *1*. Датчик силы состоит из основания в виде фигурного уголка *2* и балки *3* с наклеенными на нее тензорезисторами *4*, образующими термокомпенсированный мост. Балка *3* используется в мини-весах МН-200. Тензорезисторы *4* подключены к мостовому усилителю на микросхеме AD620, расположенному в плате измерения силы, они позволяют измерять значения силы в пределах от нуля до 2 Н с чувствительностью 0.2 мН. Коэффициент преобразования равен 0.236 Н/В. С одной стороны балка соединена с уголком с помощью винта *5*, а с другой стороны имеет отверстие с резьбой, в которое завинчен и зафиксирован гайками шток *6*. На конце штока закреплен индентор *7*, выполненный в виде части сферы диаметром 10 мм из эпоксидной смолы с наполнителем (мел) со скошенной верхней поверхностью *8*. Цилиндр *10*, к которому припаян второй конец катушки, позволяет центрировать индентор *7* относительно оси пружины *9*.

Рис. 1. Конструкция датчика

Индуктивный датчик глубины вдавливания состоит из витой металлической пружины *9* (6 витков диаметром 12 мм из проволоки диаметром 0.3 мм), стержня *11* в виде отрезка стальной проволоки диаметром 0.3 мм и длиной 55 мм и катушки индуктивности *12*, намотанной на полую металлическую иглу *13* диаметром 1 мм. Один конец стержня припаян к внешнему краю пружины *9*, а другой входит в иглу почти до половины длины катушки *12*. Оси стержня *11* и иглы *13* центрируются с помощью креплений *14* и *15*. Использование стержня большой длины и достаточно большого участка иглы перед катушкой в качестве направляющей для него позволяет устранить проблемы с перекосом стержня при деформации пружины *9*, что делает его перемещения в игле почти бесконтактными.

При контакте рабочей поверхности пружины 9 с поверхностью биологической ткани стержень *11* перемещается в катушке *12*, что приводит к изменению ее индуктивности и потерь в ней. Индуктивность четырехслойной катушки *11* равна 4.5 мкГн, длина намотки – 10 мм (виток к витку эмалированным проводом диаметром 0.25 мм). В плате измерения

перемещения параллельно к индуктивности катушки подключена емкость. Созданный параллельный колебательный контур через резистор R = 2 кОм возбуждался на резонансной частоте сигналом с генератора частотой 2 МГц и амплитудой 3 В. Сигнал с контура усиливался, детектировался амплитудным детектором на диодах BAT54S и усреднялся за время 0.01 с. Калибровка индуктивного датчика измерения перемещений осуществлялась с помощью механического микрометра МК-25. Коэффициент преобразования по смещению равен 1.015 мм/В. Погрешность измерения перемещений в пределах 0–2.5 мм (меньше диаметра используемого индентора) не превышала ± 1.6%.

Часть датчика закрыта экраном *16*. Между торцом индентора *7* и пружиной устанавливался зазор h_0 = 0.5 мм, необходимый для визуального контроля установки положения датчика рукой. Экспериментально определенное время вдавливания составляло 0.15–0.30 с. При достижении порога U_0, соответствующего перемещению стержня на 2.5 мм, загорался светодиод *17* красного цвета. Появление света, отраженного от поверхности *8*, сигнализировало о том, что вдавливание индентора в ткань нужно прекратить, граничные условия для расчета были выполнены.

Для апробации датчика использовалась запись сигналов в ноутбук с использованием АЦП Л-Кард E14-140 с частотой дискретизации 1 кГц. На рис. 2 приведены осциллограммы изменения силы и глубины в зависимости от номера отсчета n при однократном вдавливании индентора в поверхность предплечья руки. Выбор номера n_1 отсчета, соответствующего началу h_1 вдавливания индентора в ткань, определялся по пересечению сигнала от датчика силы с пороговым уровнем F_0=1·10^{-3} Н, установленным априорно. По заранее установленному числу отсчетов n_0=200 определялось второе значение глубины вдавливания h_2, соответствующее значению n_2=n_1+n_0. Если рассчитанная глубина вдавливания h_2−h_1 находилась в выбранном диапазоне Δh, например, 0.9–1.0 мм, проводился расчет модуля сдвига по приведенной выше формуле. В противном случае значение n_0 изменялось и расчет повторялся до тех пор, пока рассчитанное значение глубины не попадало в диапазон Δh.

Рис. 2. Изменение силы и глубины вдавливания.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТОВ

С помощью разработанного датчика определены модули сдвига для различных биологических тканей и модельных объектов из силикона и их изменения после последовательных трех-пяти вдавливаний.

В качестве модельных объектов использовались образцы в виде дисков диаметром 33 мм и толщиной 15 мм, изготовленные из различных двухкомпонентных силиконов компании Epoxy Master. Измеренные модули сдвига были следующими: EasyMold Squish

(супермягкий) – G = 3.75±0.09 кПа; EasyMold Platinum с твердостью по Шору 0А – G = 30.79±0.68 кПа, EasyMold Platinum с твердостью по Шору 10А – G = 84.44±3.15 кПа. Показана возможность изменения модуля сдвига путем добавления в силикон глицерина. Модуль сдвига для поролона толщиной 10 мм составил 11.37 кПа, а для 5 последующих циклов − 7.03±0.59 кПа, аналогично для черной пористой резины 73.03 кПа с последующим уменьшением до 67.72±0.98 кПа. Образцы с пористой структурой хорошо иллюстрируют "ломку" структуры материала, которая не успевает быстро восстановить свои свойства.

Определены значения модуля сдвига для различных биологических тканей: локтевой поверхности предплечья – G =2.76±0.29 кПа, лучевой – 3.49±0.36 кПа, гипотенара – 8.39±0.21 кПа, первой фаланги указательного пальца – 5.45±0. кПа и других. На рис. 3 приведен пример использования изготовленного датчика при измерении упругости предплечья. Отмечены простота и оперативность проведения измерений, возможность определения изменения упругих свойств с течением времени при воздействии на ткань мази или геля.

Рис. 3.Проведение измерений на руке

Созданный датчик, кроме измерения модуля сдвига, позволяет исследовать гистерезис деформационно-нагрузочных характеристик биологических тканей в цикле "нагружение-разгружение". Наличие гистерезиса обусловлено различными причинами, например изменениями структуры ткани или потерь на внутренне трение, перераспределением воды и межклеточного матрикса. Анализ площади гистерезиса, а также повторные вдавливания дают возможность дополнительно объективно оценить текущее состояния биологической ткани [6] и прогнозировать динамику его изменения.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Объективная количественная оценка изменения вязкоупругих свойств локального участка биологической ткани, обусловленных наличием различных заболеваний (диабет), воздействием внешних факторов (СВЧ-облучение, физические упражнения) и медицинских препаратов (мази, гели) является важной задачей медицинской диагностики. Оперативный мониторинг изменения свойств здоровых и пораженных участков по пространству и с течением времени важен для выбора тактики лечения – как в клинике, так и при самоконтроле в домашних условиях.

Для решения этой задачи создан портативный датчик измерения сдвиговой упругости биологических тканей квазистатическим способом без использования стационарного координатного устройства. При измерениях датчик силы и деформации размещается в руке,

что позволяет оперативно проводить измерения. Индентор полусферической формы движением руки вдавливается в биологическую ткань за время 0.15–0.30 с на глубину 0.5–1 мм. По результатам измерения силы и глубины вдавливания индентора для диапазона 2–100 кПа рассчитывается модуль сдвига с погрешностью 5–12%.

Очевидно, что все проведенные измерения и расчеты могут быть выполнены с использование микроконтроллера, например микромощной серии MSP430F2xxx, что позволит создать портативный прибор с автономным питанием и отображением значения модуля сдвига на ЖКИ-дисплее, что существенно расширит возможности его использования при решении разнообразных задач медицинской диагностики.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 25−25−00707).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Галин Л.А.* Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. Москва: Наука, 1980. С. 138. https://mechmath.ipmnet.ru/lib/?s=solid&book=33793
2. *McKee C.T., Last J.A., Russell P., Murphy C.J.* Tissue Eng. Part B Rev. 2011. V. 17. № 3. P. 155. https://doi.org/10.1089/ten.teb.2010.0520
3. *Демин И.Ю., Прончатов-Рубцов Н.В.* Эластография сдвиговых характеристик мягких Биологических тканей. Учебно-методические материалы. Н. Новгород: Нижегородский госуниверситет. 2014. С. 87. http://www.rfwave.unn.ru/sites/default/files/demin_pronchatov-rubtsov.pdf .
4. *Egorov V., Tsyuryupa S., Kanilo S., Kogit M., Sarvazyan A.* Med. Eng. Phys. 2008. V. 30. № 2. P.206. 10.1016/j.medengphy.2007.02.007
5. *Zahouani H., Pailler-Mattei C., Sohm B., Vargiolu R., Cenizo V., Debret R* Skin Res. Technol. 2009. V. 15. P. 68. 10.1111/j.1600-0846.2008.00329.x
6. *Kazakov V., Kravets L., Sheludiakov A.* Surg. Med. Open Access J. 2024. V. 5. № 5. SMOAJ.000623. https://crimsonpublishers.com/smoaj/pdf/SMOAJ.000623.pdf

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

Рис. 1. Конструкция датчика: *1* – общая плата, *2* – уголок, *3* – балка, *4* – тензорезисторы, *5* – винт, *6* – шток, *7* – индентор, *8* – отражающая поверхность, *9* – пружина, *10* – цилиндр, *11* – стержень, *12* – катушка, *13* – игла; *14, 15* – крепления, *16* – экран, *17* – светодиод

Рис. 2. Изменение силы и глубины вдавливания

Рис. 3. Проведение измерений на руке

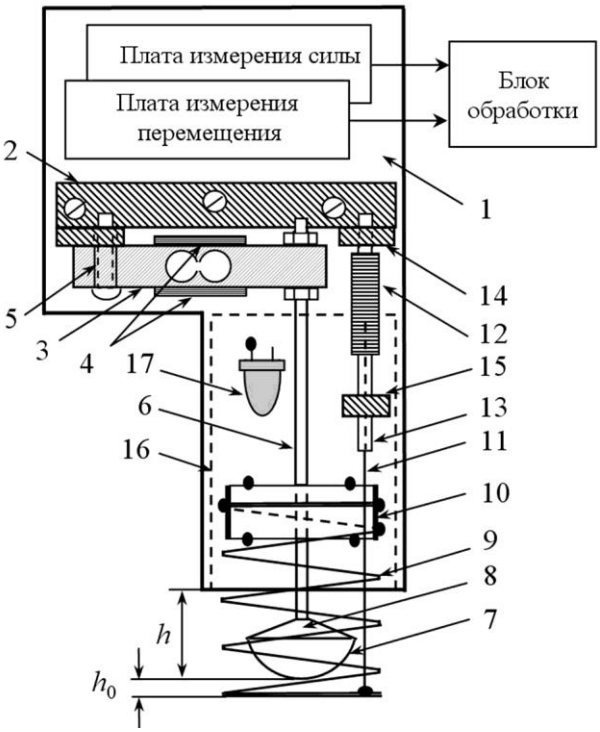

Плата измерения силы
Плата измерения перемещения
Блок обработки
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
h
h_0

Рис. 1.

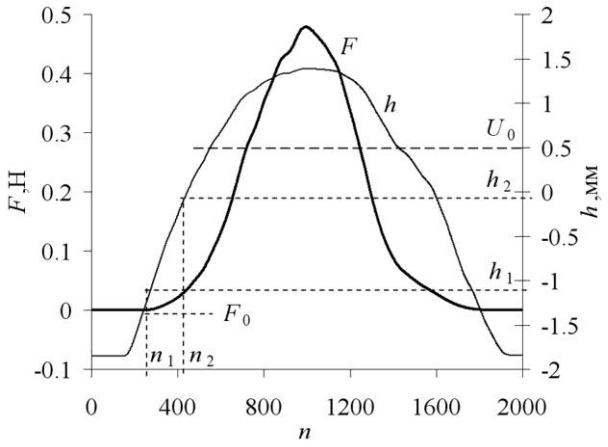

0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
-0.1
F, Н
2
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
-2
h, мм
F
h
U0
h2
h1
F0
n1
n2
0
400
800
1200
1600
2000
n

Рис. 2.



Рис. 3.