

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕНЗОДАТЧИКОВ В БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ

Э. Т. Гейдаров¹, Э. Ю. Абдуллина²

¹ HeydarovET@uust.ru, ² abdullina.eyu@ugatu.su

^{1,2} ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий» (УУНИТ)

Аннотация. В статье рассматриваются подходы к применению тензодатчиков в биомедицинской инженерии. Тензодатчикам находят применение в различных медицинских устройствах и системах, таких как протезирование, мониторинг физиологических параметров и диагностика. Проанализированы принципы работы тензодатчиков, их конструктивные особенности, а также преимущества и ограничения при использовании в биомедицинских приложениях. Установили их практическое применение и конструктивный расчет в датчиках давления, а также рассмотрели процесс измерения силы в мышцах.

Ключевые слова: тензодатчик; пьезорезистивный эффект; тензочувствительность; мостовая схема Уитстона; кантилевер.

ВВЕДЕНИЕ

Компактность, универсальность и, что особенно важно, высокая точность тензодатчиков обеспечивают им широкое применение в различных областях медицины, машиностроения и т. д. Тензодатчики прочно вошли в арсенал медицинских технологий, играя ключевую роль в мониторинге физиологических показателей, разработке протезов нового поколения, диагностике различных заболеваний и создании так называемых «умных» медицинских устройств.

Принцип работы тензодатчиков основан на изменении их электрического сопротивления под воздействием механической деформации. Это изменение сопротивления напрямую коррелирует с величиной приложенной нагрузки, что позволяет с высокой точностью измерять механические воздействия.

Такая способность делает тензодатчики незаменимыми во всех случаях, когда необходимо контролировать состояние биологических тканей, имплантатов или любых внешних устройств, взаимодействующих с человеческим организмом [4].

ОБЗОРНАЯ ЧАСТЬ

Тензодатчик – это гибкий резистивный чувствительный элемент, сопротивление которого пропорционально приложенному механическому напряжению (величине деформации). Все тензодатчики построены на основе пьезорезистивного эффекта, и для них справедливо следующее соотношение в уравнении (1):

$$\frac{dR}{R} = S_e e, \quad (1)$$

где S_e – коэффициент тензочувствительности материала, а e – величина деформации. Для большинства материалов $S \approx 2$, за исключением платины, для которой $S \approx 6$.

При небольших изменениях сопротивления металлического провода, не превышающих 2 % (что справедливо для большинства случаев), справедливо следующее соотношение, представленное в уравнении (2):

$$R = R_0(1 + x), \quad (2)$$

где R_0 – сопротивление тензодатчика в ненагруженном состоянии, а $x = \Delta l / l_0$. Для полупроводниковых материалов величина тензочувствительности зависит от концентрации легирующих компонентов. Величина сопротивления уменьшается при сжатии и увеличивается при растяжении. В табл. 1 приведены характеристики некоторых тензодатчиков.

Таблица 1

Характеристики тензодатчиков

Материал	Тензочувствительность, S_0	Сопротивление, Ом	Температурный коэффициент сопротивления, $(^\circ\text{C} \cdot 10^6)$
57 % Cu-43 % Ni	2	100	108
Сплавы платины	4-6	50	2,160
Кремний	-100+150	200	90,000

Проволочный тензодатчик представляет собой резистор, наклеенный на гибкую подложку, которая, в свою очередь, прикрепляется на объект, где измеряется сила или напряжение. При этом должна обеспечиваться надежная механическая связь между объектом и тензочувствительным элементом, в то время как провод резистора должен быть электрически изолирован от объекта. Коэффициенты теплового расширения подложки и провода должны быть согласованы.

Для изготовления тензодатчиков подходят многие материалы, но самыми распространенными из них являются сплавы: константам, нихром, advance и karma. Диапазон сопротивления от 100 Ом до несколько тысяч Ом. Для получения хорошей чувствительности датчик должен иметь длинные продольные участки и короткие поперечные (рис. 1), это делается для того, чтобы чувствительность в поперечном направлении не превышала 2 % от продольной чувствительности.

Для измерения напряжений в разных направлениях меняется конфигурация датчиков. Обычно тензодатчики включаются в мостовые схемы Уитстона. Следует отметить, что полупроводниковые тензочувствительные элементы обладают довольно сильной чувствительностью к изменениям температуры, поэтому в интерфейсных схемах или в самих датчиках необходимо предусматривать цепи температурной компенсации [1].



Рис. 1. Проволочный датчик напряжения на гибкой подложке [1]

ОСНОВНЫЕ ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕНЗОМЕТРИЧЕСКИХ ДАТЧИКОВ В БИОМЕДИЦИНЕ

Мониторинг артериального давления, где тензодатчики интегрируются в тонометрах для непрерывного мониторинга давления в кровеносных сосудах и производят оценку силы и напряжения мышц. Дыхательные усилия и контроль работы легких также измеряются данным методом.

В протезировании и ортезировании датчики позволяют измерять нагрузку на протез, что помогает адаптировать его работу под индивидуальные потребности пациента, также они необходимы для передачи тактильных ощущений и при контроле движения в бионических протезах. В ортопедических устройствах тензодатчики помогают корректировать нагрузку на суставы и мышцы.

Имплантируемые устройства: в кардиостимуляторах применяют тензометрию для контроля работы сердца и адаптацию стимуляции под потребности организма, датчики имплантируются в кровеносных сосудах, мочевом пузыре для непосредственного измерения данных.

Тензодатчики систематизируют по следующим приложениям:

- тензодатчики применяются в ортопедии и протезировании, участвуя в оценке эффективности реабилитации пациента после травм или операций, отслеживая изменение нагрузки;
- в кардиологии тензометрия применяется в контроле работы сердца, регистрируя сокращения миокарда и изменения давления крови в сосудах;
- диагностика и лечение онкологических заболеваний также не обходится без тензодатчиков. Их способность регистрировать минимальные изменения в тканях организма полезна для выявления ранней стадий опухолей;
- такая область медицины, как офтальмология, использует тензодатчики в измерении внутриглазного давления, что является важным аспектом диагностики глаукомы и других глазных заболеваний;
- лабораторная диагностика также не обходится без применения тензометрических датчиков, их интегрируют в биосенсоры для детекции молекул, что ускоряет процесс лабораторного тестирования.

На территории Российской Федерации производятся тензометрические датчики, которые активно применяются в медицинских целях, например:

1. Научно-производственная фирма «Тензо-М» изготавливает тензодатчики для измерения давления в жидкостях и газах, которые используются в медицинских системах, таких как аппараты искусственной вентиляции легких [3]. Внешний вид представлен на рис. 2.



Рис. 2. Тензорезисторный датчик М100 [3]

2. «Тензорез» один из флагманов на рынке измерительного оборудования. Осуществляет производство тензорезисторных датчиков в таких областях, как фармакология, химическая и пищевая индустрия [8].

3. Общество с ограниченной ответственностью «Нейроассистивные технологии». Развивает реабилитационное оборудование и датчики, в том числе тензодатчики для мониторинга состояния пациентов. К таким устройствам можно отнести оборудование Нейро ФЭС – устройство для функциональной электрической стимуляции мышц [7].

На рис. 3 изображен внешний вид устройства.



Рис. 3. Нейро ФЭС [7]

КОНСТРУКТИВНЫЙ РАСЧЕТ ДАТЧИКА ДАВЛЕНИЯ ПРЯМЫХ ИЗМЕРЕНИЙ

Большинство датчиков давления для прямых измерений давления имеют эластичную диафрагму, а ее смещение или деформация определяются чувствительным элементом, таким как тензодатчик или переменная емкость.

Величина деформации диафрагмы из-за приложенного давления нелинейна, ее можно считать линейной, когда диафрагма тонкая, а деформация мала по сравнению с толщиной диафрагмы. В круглой плоской диафрагме с зажатыми краями смещение диафрагмы на расстоянии r от центра определяется как (3):

$$z(r) = \frac{3(1 - \mu^2)(R^2 - r^2)\Delta P}{16Et^3}, \quad (3)$$

где μ – коэффициент Пуассона;
 R – радиус диафрагмы;
 t – толщина диафрагмы;
 ΔP – разность давлений;
 E – модуль Юнга.

Смещение максимально в центре, что можно записать следующим уравнением (4):

$$z(r) = \frac{3(1 - \mu^2)R^4\Delta P}{16Et^3}. \quad (4)$$

Деформация диафрагмы в радиальной составляющей ε_r и тангенциальной составляющей ε_t выражается уравнениями (5) и (6):

$$\varepsilon_r(r) = \frac{3\Delta P(1 - \mu^2)}{8t^2E}(R^2 - 3r^2), \quad (5)$$

$$\varepsilon_t(r) = \frac{3\Delta P(1 - \mu^2)}{8t^2E}(R^2 - r^2). \quad (6)$$

Эти компоненты деформации равны в центре, то есть

$$\varepsilon_t(0) = \varepsilon_r(0) = \frac{3\Delta P(1 - \mu^2)}{8t^2E}. \quad (7)$$

Рис. 4 показывает распределение смещения диафрагмы и двух компонентов деформации.

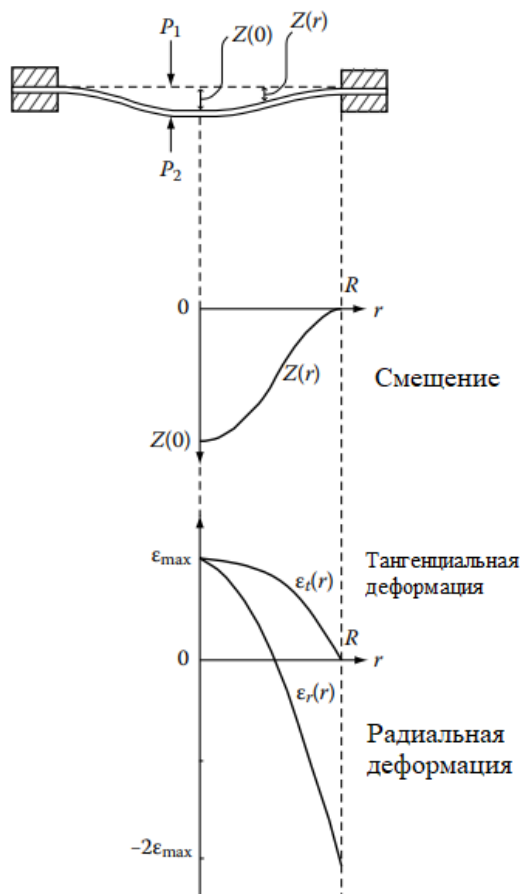


Рис. 4. Деформация тонкой круглой диафрагмы с защемленным краем [2]

Объемное смещение, которое определяется как изменение объема, вызванное деформацией диафрагмы, определяется уравнением (8):

$$V = \frac{\pi(1 - \mu^2)R^6 \Delta P}{16Et^3}. \quad (8)$$

В уравнениях 4 – 7 размерность ΔP и E отменяют друг друга, а все оставшиеся переменные R , r и t имеют размерность длины. Таким образом, пока для этих переменных последовательно используется одна и та же единица, в этих уравнениях можно использовать любую единицу, такую как м, см или мм.

Данные уравнения дают основу для конструкции датчика. Смещение и деформации диафрагмы при заданном давлении зависят от геометрии диафрагмы. Как видно из уравнений 4 – 7, чувствительность датчика определяется, когда заданы геометрия и компоненты материала диафрагмы. Однако если толщина изменяется пропорционально радиусу, уравнение 7 не меняется. Отношение смещения в центре к радиусу, $Z(0)/R$, также остается неизменным, пока R/t остается постоянным. Таким образом, датчики давления разных размеров, имеющие одинаковую чувствительность, могут быть сконструированы с использованием одного и того же материала и геометрически подобной конструкции.

Пока чувствительность одинакова, меньшая диафрагма выгодна, так как объемное смещение уменьшается пропорционально третьей степени радиуса, если R/t не изменяется, как видно из уравнения 8. Очень маленькие датчики давления были изготовлены с помощью технологии микрообработки кремния. Нижний предел размера определяется уровнем шума из-за броуновского движения молекул. Этот эффект, однако, незначителен в диапазонах физиологического давления, даже для диафрагмы диаметром 0,1 мм.

Тензометрический тип широко используется. Этот принцип использует металлические и полупроводниковые элементы, в которых электрическое сопротивление изменяется в зависимости от деформации. Хотя связь между электрическим сопротивлением и деформацией нелинейная, связь можно считать линейной, когда деформация меньше 0,5 %. Если длина и ее изменение равны L и ΔL , а электрическое сопротивление и его изменение равны R и ΔR , их отношение, G , определяется как

$$G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L}, \quad (9)$$

и является постоянным. Это называется коэффициентом тензочувствительности. Коэффициент тензочувствительности G для металлов составляет около 2,0 и зависит только от изменения размеров, в то время как полупроводники имеют большие коэффициенты тензочувствительности, между -100 и 140, где добавляется изменение сопротивления из-за пьезорезистивного эффекта.

Как упоминалось ранее, чувствительность датчика давления мембранного типа можно оценить по его геометрии и материалам, используемым в нем. Например, если используется стальная диафрагма, то модуль Юнга составляет примерно $2 \cdot 10^{11}$ Н/м², коэффициент Пуассона равен 0,3, и если радиус равен 5 мм, а толщина диафрагмы равна 0,1 мм, то из уравнения 4 смещение в центре оценивается примерно в 0,007 мм для приложенного давления 13 кПа (100 мм рт. ст.). Когда для обнаружения смещения используется металлический тензодатчик длиной 10 мм, деформация составляет около 0,07 %, а если коэффициент тензодатчика равен 2, то отношение изменения электрического сопротивления составляет 0,14 %. Мост с этими датчиками дает выходное напряжение около 7 мВ для 13 кПа (100 мм рт. ст.) при возбуждении 5 В. Объемное смещение также оценивается примерно в 0,7 мм³ для изменения давления 13 кПа (100 мм рт. ст.) из уравнения 8.

Когда катетер и датчик давления подключены к пациенту, все поверхности, контактирующие с жидкостями организма, должны быть стерильными. Однако неудобна частая стерилизация всего узла датчика. Чтобы избежать этого, используется одноразовый купол, в котором тонкая пластиковая мембрана отделяет диафрагму датчика давления от жидкостей организма внутри купола.

На рис. 5 показан датчик сердечно-сосудистого давления, в котором полупроводниковый тензодатчик балочного типа используется для обнаружения смещения металлической диафрагмы.

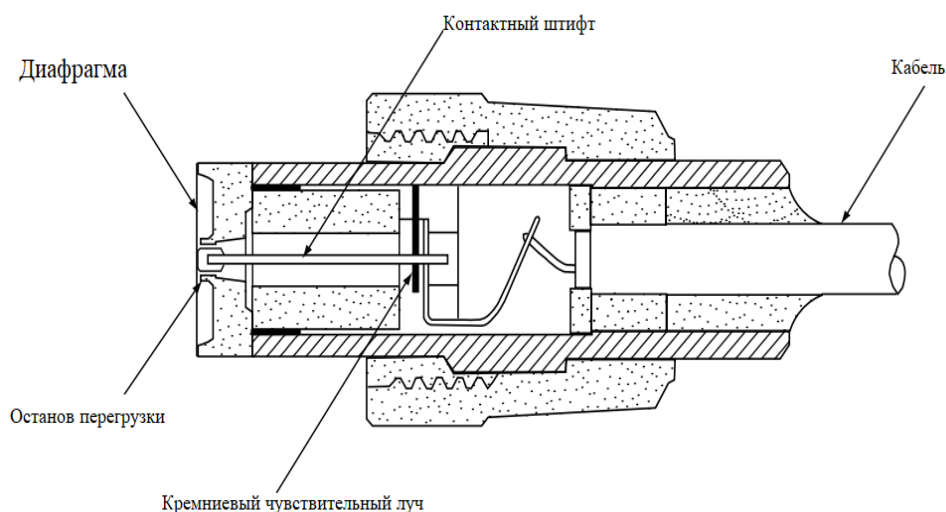


Рис. 5. Датчик давления с использованием кремниевого тензодатчика балочного типа [2]

ИЗМЕРЕНИЯ СИЛЫ В ИЗОЛИРОВАННЫХ МЫШЦАХ

В физиологических исследованиях мышц сокращение измеряется с помощью датчика силы. Из-за трудностей в подготовке большого образца обычно используются небольшие изолированные мышечные полоски длиной всего несколько мм [2]. Маленький образец выгоден, поскольку он поддерживает свою активность только за счет диффузионного поступления кислорода из окружающего раствора. Датчик силы для такого измерения должен быть чувствительным, малоподатливым, с малым дрейфом и иметь быстрый отклик.

В работе [2] был использован датчик силы с консолью Чепмена, выполненный из плексигласа размером $1,5 \times 3,0 \times 26,0$ мм. Деформация консоли была обнаружена пьезоэлектрическим тензодатчиком, и он дал линейный выход от 10^{-7} до 10^{-1} Н с резонансной частотой 1,1 кГц и податливостью 2 мм/Н. Тот же кантилевер с пьезорезистивным тензодатчиком дал резонансную частоту 460 Гц, податливость 8 мм/Н, а уровень шума и дрейфа был менее 10^{-7} Н.

Датчик силы консольного типа с емкостным обнаружением, показанный на рис. 6, был описан Хамреллом в 1975 году [6]. Кантилевер, изготовленный из инвара, был приклеен к кварцевому диску на одном конце, а на другом конце имел воздушный зазор 0,025 мм между кантилевером и вакуумно-напыленной пленкой на кварцевом диске. Расчетное перемещение кантилевера составило менее 0,25 мм, резонансная частота – 600 Гц, а отношение сигнал/шум – 100 при уровне силы выше 10^{-2} Н [2].

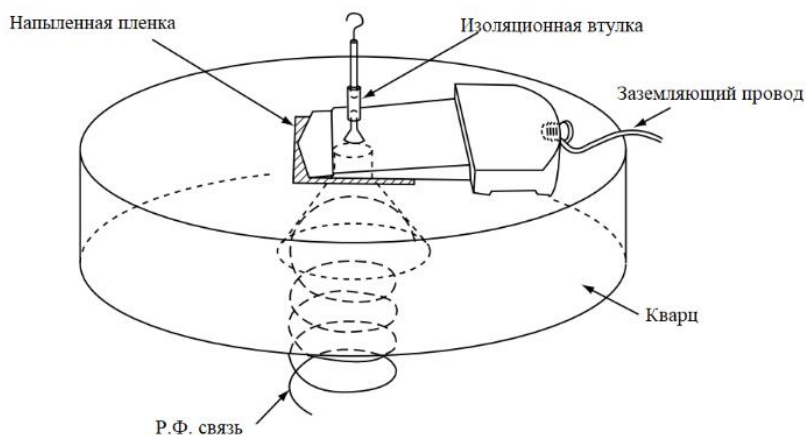


Рис. 6. Датчик силы консольного типа с емкостным обнаружением [2]

Для обнаружения небольшого смещения кантилевера или пружины также использовались оптические методы. На рис. 7 показана изометрическая система регистрации силы. Препарат мышцы удерживается пинцетом на одном конце, а другой конец удерживается трубкой с зажимом, который соединен с парой пластинчатых пружин из фосфористой бронзы. Трубка несет лопасть, которая частично блокирует световой луч. Характеристики системы: вес подвижной части – 300 мг, диапазон измерения – от 5×10^{-6} до 9×10^{-3} Н, податливость – 18 мм/Н и постоянная времени – 0,02 с.

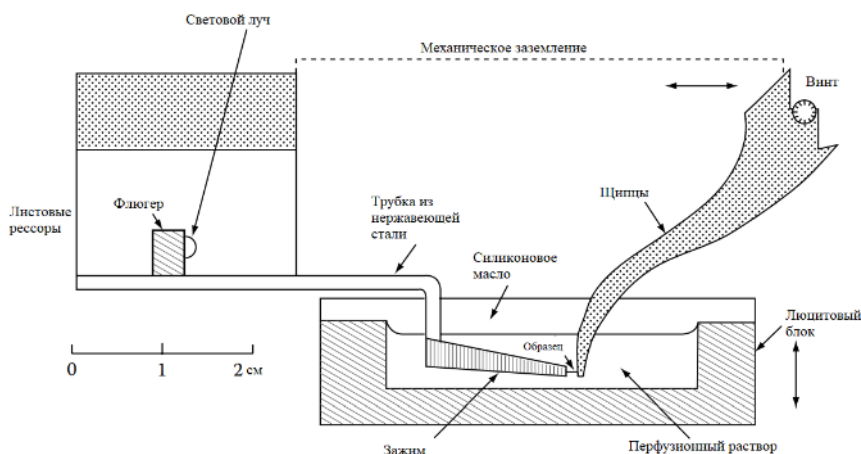


Рис. 7. Система регистрации изометрической силы [2]

Для обнаружения малых смещений с помощью светового луча также использовались параллельно расположенные решетки с равноотстоящими чередующимися прозрачными и непрозрачными полосами. На рис. 8 показан пример.

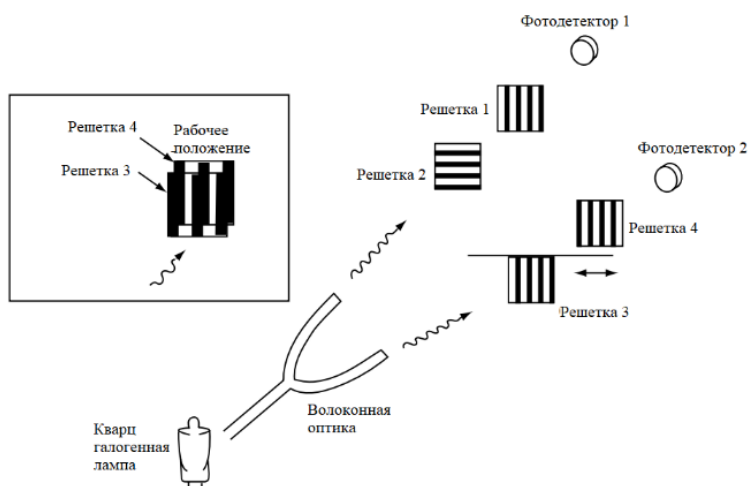


Рис. 8. Методы обнаружения малых сил с использованием световых лучей и решеток [2]

Имеем два луча для дифференциальной работы, чтобы компенсировать колебания источника света. Один луч проходит через две фиксированные решетки, расположенные под прямым углом, а другой луч проходит через две параллельные решетки, в которых одна из них движется относительно другой.

Используемые решетки имели 250 линий/дюйм, а сила варьировалась от 10^{-7} до 2×10^{-5} Н с податливостью 160 мм/Н и резонансной частотой 105 Гц. Миннс и Франц также разработали датчик силы, использующий решетки, как показано на рис. 9 (а), который имел диапазон измерения до 3×10^{-4} Н с податливостью 33 мм/Н и резонансной частотой 400 Гц. На рис. 9 (б) показан метод монтажа компонентов в корпус микроскопа [2].

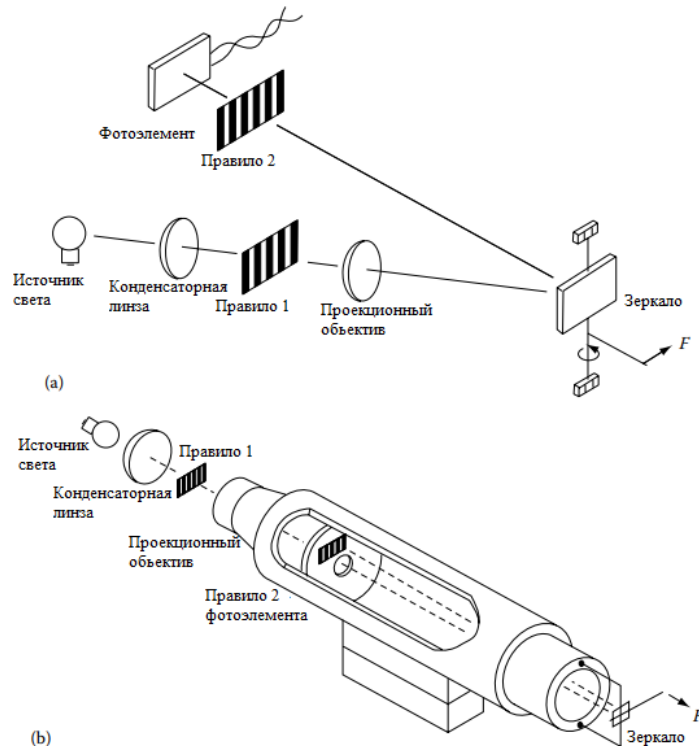


Рис. 9. Небольшой датчик силы, использующий одиночный световой луч (а) и метод монтажа компонентов в корпусе микроскопа (б) [2]

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Тензодатчики – один из ключевых компонентов современной биомедицинской инженерии, обеспечивающий высокоточные измерения деформаций, напряжений и механических нагрузок внутренних органов и тканей человека. В рамках этой статьи был выполнен анализ основных направлений их использования в медицинских приборах и системах мониторинга здоровья. Особое внимание было уделено применению тензодатчиков для отслеживания мышечной активности и диафрагмы.

Описанные исследования подтверждают, что использование тензометрических сенсоров в медицине помогает улучшить точность диагностических процедур. Однако для дальнейшего развития в этой области необходимы дополнительные исследования, направленные на улучшение характеристик датчиков, таких как чувствительность, стабильность и долговечность, а также на поиск новых областей применения [5].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Фрейден Дж.** Современные датчики: Справочник. М.: Техносфера, 2005. 592 с.
2. **Tatsuo Togawa, Toshiyo Tamura, P. Åke.** Oberg Biomedical Sensors and Instruments. 1-st pub. 6000 Broken Sound Park-way NW: CRC Press Taylor & Francis Group, 2011. 414 p.
3. ТЕНЗО-М. Тензодатчики сжатия мембранного типа / Тензорезисторный датчик M100. [Электронный ресурс]. URL: <https://chelyabinsk.tenso-m.ru/tenzodatchiki/szhatija-membrannogo-tipa/81/> (дата обращения: 25.03.2025). [ТЕНЗО-М. (2025, March 25). Strain gauges cumprression membrane type/Strain gauge sensor [Online], (in Russian). Avaiable: <https://chelyabinsk.tenso-m.ru/tenzodatchiki/szhatija-membrannogo-tipa/81/>]
4. **Васильев Ю. С.** Тензометрические датчики в медицине/ Ю. С. Васильев, В. И. Иванов. М.: Медицина, 2000. 240 с.
5. **Кузнецов С. И.** Современные тензодатчики для биомедицинских исследований / С. И. Кузнецов, О. В. Смирнов. М.: Инфра-М, 2015. 200 с.
6. **Nickolay V.** Cantilever transducers as a platform for chemical and biological sensors. 1-st pub. Review of Scientific Instruments, July 2004. 75 p.
7. НейроФЭС // Нейроассистивные технологии. URL: <https://neuroassist.tech/nejrofes/> (дата обращения: 25.03.2025).
8. ТЕНЗОРЕЗ // https://tenzorez.ru/category_catalog/tenzodatchiki/ (дата обращения 25.03.2025).

ОБ АВТОРАХ

ГЕЙДАРОВ Эдуард Тагирович, студент кафедры БМИ

АБДУЛЛИНА Эльза Юнировна, старший преподаватель кафедры БМИ

METADATA

Title: Application of strain gauges in biomedical engineering.

Authors: E. T. Geidarov¹, E.Y. Abdullina²

Affiliation:

^{1,2} Ufa University of Science and Technology (UUST), Russia.

Email: ¹ HeydarovET@uust.ru, ²abdullina.eyu@ugatu.su

Language: Russian.

Source: Molodezhnyj Vestnik UGATU (scientific journal of Ufa University of Science and Technology), no. 2 (33), pp. 40-49, 2025. ISSN 2225-9309 (Print).

Abstract: The article discusses approaches to the use of strain gauges in biomedical engineering. Strain gauges are used in various medical devices and systems, such as prosthetics, monitoring of physiological parameters, diagnostics of diseases and rehabilitation of patients. The principles of operation of strain gauges, their design features, as well as advantages and limitations when used in biomedical applications are analyzed.

Key words strain gauge, piezoresistive effect, strain gauge, Wheatstone bridge circuit, cantilever.

About authors:

GEIDAROV Eduard Tagirovich, student of the department of Biomedical Engineering

ABDULLINA Elza Yunirovna, senior lecturer of the department of Biomedical Engineering