



УДК 621.3-1/8:617.58-77

О. Ю. Азархов, д.м.н.

ORCID: 0000-0003-2085-4786

І. І. Сілі, к.т.н.

ORCID: 0000-0002-6603-2174

Б. В. Єфременко, к.т.н.

ORCID: 0000-0003-0438-6433

ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет»

e-mail: sili_i_i@pstu.edu, efremenko_b_v@pstu.edu,

azarhov_a_y@pstu.edu. тел.: 096-150-00-78

ЕЛЕКТРОННА СИСТЕМИ ВИМІРУ ДЕФОРМАЦІЙ ПІЛОНУ ПРОТЕЗНИХ СИСТЕМ

Анотація. У цьому дослідженні представлена методика вимірювання деформації в пілонній частині протеза за допомогою комп'ютеризованих тензодатчиків. Збір даних здійснюється шляхом використання плати мікроконтролера Arduino Uno. Це дослідження зосереджене на розробці простих методологій деформаційних систем для швидкого вимірювання деформації поверхні протезних деталей. Пластиковий протезний пілон був побудований на основі адитивного виробництва з використанням 3Д друку для експериментальних випробувань та моделювання. Тензометричний датчик об'єднаний з мікроконтролерною системою для реєстрації значення деформації протезного пілона. Тестовий експеримент реалізовувався під навантаженням ваги пацієнта під час ходьби або іншого руху. Похибка вимірювання склала 3%.

Ключові слова: деформація, протезний пілон, Arduino, 3D-принтер, тензодатчик.

Аналіз останніх досліджень. Ампутації кінцівок стають все більш поширеними проблемами в усьому світі в результаті зростання кількості дорожньо-транспортних пригод захворювань, пов'язаних з судинами [1]. Агресія російської федерації проти України та воєнні дії суттєво збільшили кількість пацієнтів з важкими осколковими пораненнями та ампутаціями кінцівок [2]. На верхні і нижні ампутовані кінцівки часто накладають протез (штучний лімб), як реабілітаційний засіб для відновлення зовнішнього вигляду і повсякденної діяльності [3]. Як показано на рисунку 1, протез складається з декількох обов'язкових компонентів: пазу, пілона та стопи. Багато досліджень стосуються вимірювання та розрахунку деформації в протезних частинах, саме через її важливість у визначенні механічної та

біомеханічної поведінки частин протеза, особливо в дослідницькій галузі. Проведені дослідження в [4], щодо розробки та перевірки датчика для вимірювання міжфазних зсувних сил на залишковій кінцівці в пазу з ампутованими кінцівками. З попереднього аналізу літератури відзначимо, що деформаційні системи мають істотне значення для оцінки значення деформації в частинах протезів; з цієї причини дане дослідження зосереджено на розробці методологій простих деформаційних систем для вимірювання деформації поверхні протезних деталей без необхідності лабораторних досліджень, а також забезпечення системи при низькій собівартості, щоб вона могла використовуватися дослідниками і в експериментальних умовах під час виготовлення протезів та ортезів [5-9].



Рисунок 1. Основні компоненти протеза

Науковцями кафедри «Біомедична інженерія» ПДТУ вже представлено ряд розробок та публікацій присвячених проблемі сучасного протезування [10,11,12], а дане дослідження є продовженням даної роботи.

Формулювання мети статті. Розробити недорогу, просту, швидко та ефективну електронну систему виміру деформації пілону протеза, для покращення методики вибору протезної системи пацієнту.

Основна частина. Тензометрична система складається з тензодатчика, мікроконтролеру типу Arduino Uno, завдяки своїй дешевизні і простим програмуванням, павербанку для живлення системи, LCD дисплею. Тензометричний датчик - це прилад, який використовується для вимірювання деформацій об'єкта. Принцип роботи тензодатчика опору заснований на деформаційному ефекті, що

утворюється у резистивному матеріалі при механічній деформації під дією зовнішніх сил. Коли сила прикладається до тензодатчика, його опір змінюється, в результаті чого змінюється електричні параметри такі як електричний опір. Тензодатчики використовують цей підхід для кількісної оцінки сили, зважування, деформації та напруги. При правильному підключенні до об'єкта або пристрою тензодатчики можуть вимірювати скорочення або розширення об'єкта, навіть якщо ця величина є досить невеликою, оскільки дані сенсори невеликі і високочутливі [13]. Тензодатчик, який використовується в представленій деформаційній системі, представлений на рисунку 2.

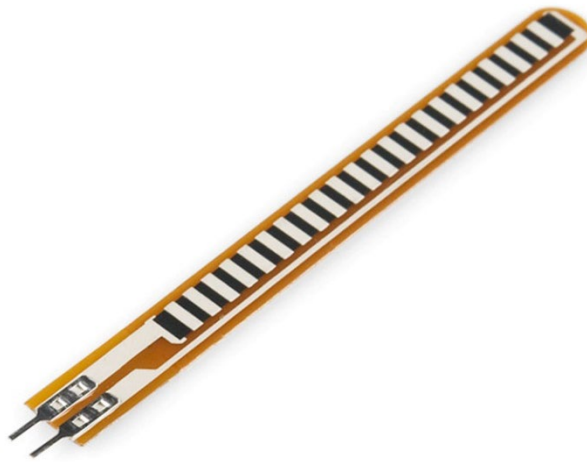


Рисунок 2. Тензометричний датчик

Arduino підключений до тензодатчика в системі вимірювання деформацій. Vcc порт з'єднаний з одним із виходів тензодатчика, а GND через резистор з опором у 80 кОм - з іншим як проілюстровано на рисунку 3.

Аналогова вихідна напруга датчика буде надходити на аналоговий порт Arduino A0. LCD-дисплей з I2C має чотири контакти: SDA, SCL, GND і 5 Вольт (VCC). Всі контакти підключені до Arduino одночасно. Функція «`lcd.setCursor(0,0)`» вибирає положення даних на LCD-дисплеї. Дані будуть відображатися на LCD-дисплеї згідно з «`lcd.print(data)`».

У цьому дослідженні пілон для використання протезів нижніх кінцівок виготовляється з ниток пластикового волокна за допомогою 3D-принтера. Розмір пілона становить 30 мм зовнішнього діаметру при довжині, що дорівнює 250 мм. Пілон - одна з важливих складових протеза. Коли пацієнт використовує протез низького рівня, пілон буде піддаватися навантаженню і напрузі через вагу пацієнта. Тому необхідно виміряти значення деформації, щоб знати механічну поведінку протезної частини. Як правило, в області протезування,

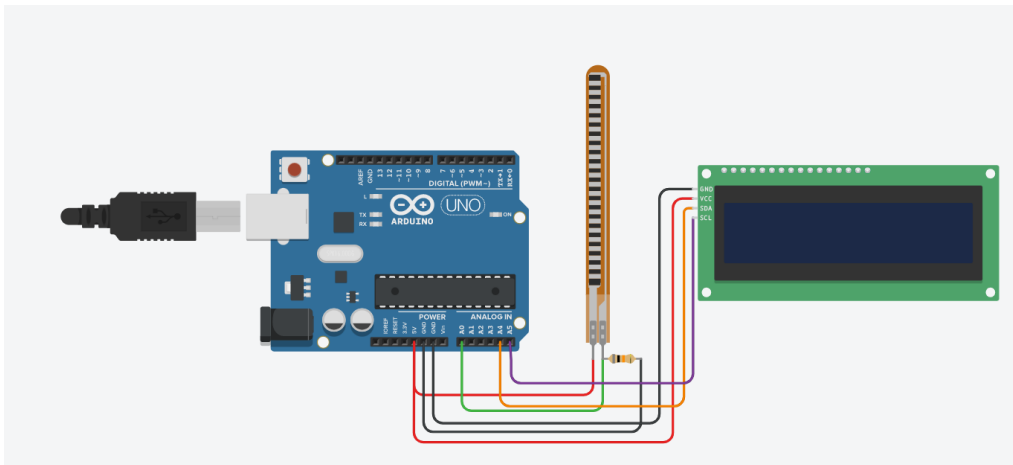


Рисунок 3. Підключення компонентів тензометричної системи

розрахунок значення деформації роблять теоретично, за допомогою чисельного аналізу і проведені механічних випробувань для визначення механічних властивостей матеріалів, які використовуються при виготовленні протезної деталі, крім креслення інженерної моделі деталі, ці вищезгадані способи вимагають часу для оцінки значення деформації чисельно. Вимірювання деформаційного значення включає в себе з'єднання тензодатчика, який вимірює механічну деформацію під дією зовнішніх сил, з Arduino. Зібрані дані зберігається не тільки на ПК, але й відображаються на LCD екрані, як показано на рисунку 4, 5.

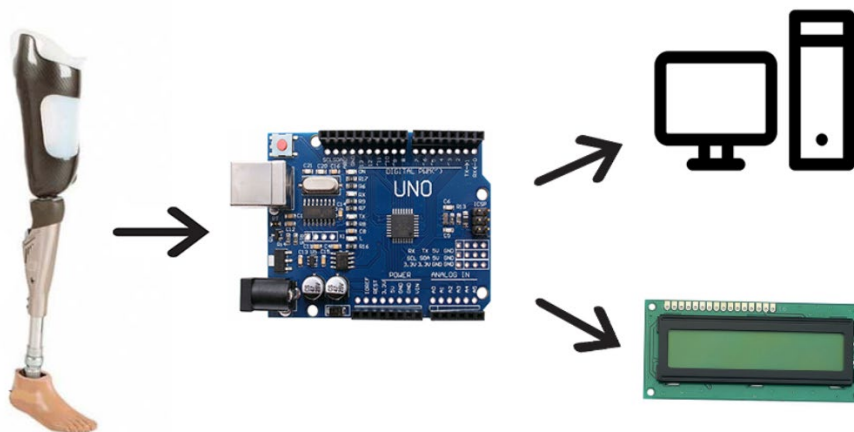


Рисунок 4. Ланцюжок передачі даних деформаційної системи

Деформація 3D-друкованого пілона з пластикового волокна вимірювалася, коли пілон був зібраний до протеза нижньої кінцівки. Для отриманих точних практичних даних, тензодатчик наклеювався на різних ділянках поверхні пілона. Приклад коду для отримання даних з датчика приведений нижче.

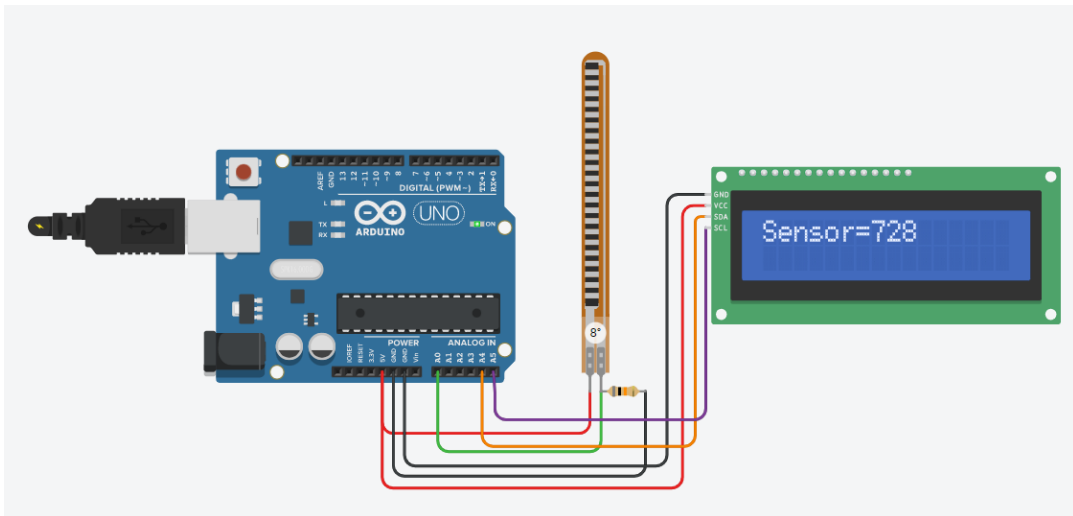


Рисунок 5. Отримання даних з датчика на LCD дисплеї

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h> // підключення бібліотеки LCD
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,20,4);
int flex; // зміна для збереження даних з датчику
```

```
void setup()
{
  Serial.begin(9600); // запуск монітора порта для надсилання даних
на ПК
```

```
  lcd.backlight();
  lcd.init(); // запуск LCD
}
```

```
void loop()
{
  flex=analogRead(0); // зчитуємо дані з датчика
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Sensor=");
  lcd.print(flex); // виводимо дані з датчика на LCD екран
  Serial.println(flex); // виводимо дані з датчика на ПК
  delay(100); // робимо запит на отримання даних кожні 100 мсек
}
```

Результат випробування на розтягнення пілону показав, що відхилення датчику у 4 градуси пропорційно значенням аналогового сигналу системи на рівні 736 у.од., 8 градусів - 728 у.од, 12 градусів - 721 у.од. Результат експериментальних досліджень приведені у таблиці 1.

Таблиця 1

Отриманні експериментальні дані

Прикладена вага, кг	Напруження пілону, МПа	Напруга, В	Умовні одиниці аналогового сигналу, у.од.
60	41	3,59	737
82	52	3,55	728
90	56	3,54	725
95	59	3,52	722

Ці значення будуть використовуватися, як вхідні дані для граничних умов для теоретичного обчислення деформації за допомогою аналізу скінченних елементів. Для отримання достовірних значень деформації було проведено калібрування тензодатчика. Датчики фіксувалися на поверхні пілона за допомогою клейкої речовини. Після того, як датчик був встановлений, показання напруги, прочитані на LCD екрані, потім до пілону було застосовано вагу, і показання напруги, отримані в результаті застосування кожної ваги. Проводиться зв'язок між прикладеною вагою і значенням напруги для представлення калібрувальної схеми датчика. Для перетворення графіка калібрування з співвідношення ваги і напруги в відношення між силою і напругою, значення прикладених ваг множиться на силу тяжіння землі, як показано на рисунку 5.

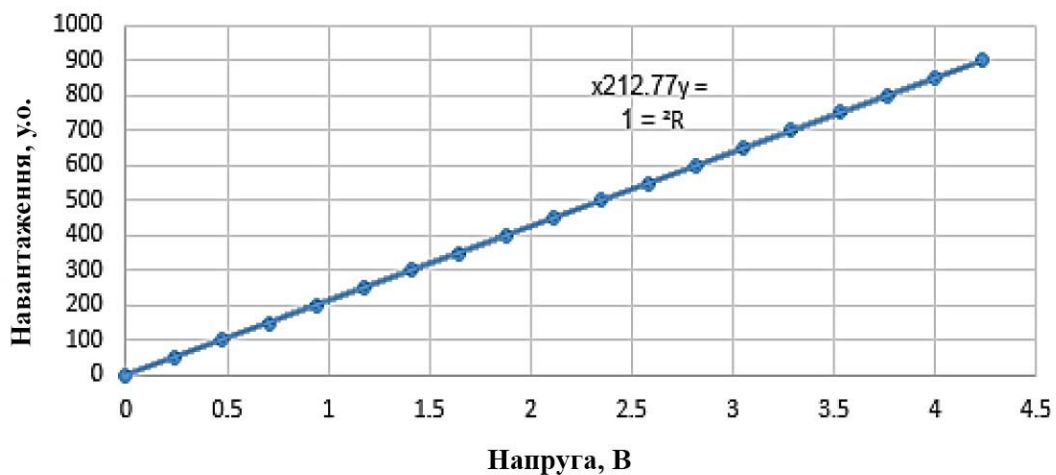


Рисунок 5. Калібрувальна діаграма, яка показує зв'язок між прикладеним навантаженням в у.о. та напругою в Вольтах

Співвідношення між деформацією пілона та навантаженням прикладеним до нього можна визначити наступним чином [14].

$$\sigma = \frac{P}{A}; \quad (1)$$



де P - дорівнює прикладеному навантаженню на пілон, МПа;
 A - площа поперечного перерізу пілона, яка дорівнює $0,0025 \text{ м}^2$.

Деформаційна система фіксує показання значення деформації, що виникла в пілоні, коли вага пацієнта застосовувався під час його руху і ходьби. Після практичної реєстрації значень деформації ці значення порівнюються зі значеннями деформації, отриманими в результаті чисельного аналізу для оцінки та перевірки отриманих показань.

Порівняння розрахункових даних та експериментальних приведені в таблиці 2.

Таблиця 2

Порівняння розрахункових та експериментальних даних

Прикладе на вага, кг	Напруження пілону, МПа	Розрахунок значення деформації пілону, $\sigma_{розр}$	Експериментальне значення деформації пілону, $\sigma_{експ}$	Похибка вимірювання, %
60	41	0,0164	0,0167	1,8
82	52	0,0208	0,0212	1,9
90	56	0,0224	0,0231	3,0
95	59	0,0236	0,0241	2,1

Приведені дані свідчать про невелику розбіжність між розрахунковими та експериментальними даними - порядку 3%. В результаті можна стверджувати, що розроблена електронна система виміру деформацій пілону протезних систем є достатньо точною і може бути використана на заміну аналітичному розрахунку при виборі протезів для пацієнтів.

Висновок. В даному дослідженні представлено розробку недорогої, зручної для користування споживачеві та легкої в програмуванні системи виміру деформації протеза за допомогою тензометричного датчика, плати Arduino Uno та LCD дисплею. Проведені попередні експериментальні дослідження на надрукованих на 3D принтерах макетів пілонів протезу, дозволили встановити залежність отриманих механічних даних від навантаження на пілон протезу, а система показала досить велику точність в порівнянні з математичними розрахунками, похибка вимірювання склала 3%.

Список використаних джерел

1. Laszczak P., Jiang L., Bader D. L., Moser D., Zahedi S. Development and validation of a 3D-printed interfacial stress sensor for prosthetic applications. *Med. Eng. Phys.* 2015, 37, Pp. 132–137.



2. Сталеві кінцівки: як військовим повертають ноги і руки, втрачені на війні з Росією. URL: <https://www.bbc.com/ukrainian/features-63004666>. (дата звернення: 25.01.2023).

3. Pirouzi G., Abu Osman N., Eshraghi A., Ali S., Gholizadeh H., Wan Abas W. Review of the socket design and interface pressure measurement for transtibial prosthesis. *Sci. World J.* 2014, 849073.

4. Chang-Yong Ko¹, SeongGuk Kim², Young Kuen Cho, Daewon Lee, Dong Hyun Kim, JeicheongRyu, Dohyung Lim³, and Han Sung Kim². Development of a Sensor to Measure Stump/Socket Interfacial Shear Stresses in a Lower-Extremity Amputee. *International Journal of Precision Engineering And Manufacturing*, Vol. 19, No. 6, 2018. Pp. 899–905

5. Yanggang Feng. Adjusting Ankle Angle Measurement Based on A Strain Gauge Bridge for Powered Transtibial Prosthesis. *Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, Volume 142, Issue 7, 2020.

6. Carlos Eduardo Datte, ViniciusAnéas Rodrigues, FabianaBarbiDatte, Guilherme da Rocha Scalzer Lopes, Alexandre Luiz Souto Borges, and Renato Sussumu Nishioka. The effect of different bone level and prosthetic connection on the biomechanical response of unitary implants: Strain gauge and finite element analyses. *International Journal of Advanced Engineering Research and Science (IJAERS)*, Vol-8, Issue-2, 2021.

7. Carrara C., Caravaggi P., Belvedere C., Leardini A. Radiographic angular measurements of the foot and ankle in weight-bearing: a literature review. *Foot and Ankle Surgery*, 26(5), (2020). Pp. 509–517.

8. Lau B. C. et al. Understanding radiographic measurements used in foot and ankle surgery. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2022. Т. 30. №. 2. С. e139-e154.

9. Kim B. H. et al. Measurement of ankle joint movements using IMUs during running. *Sensors*. 2021. Т. 21. №. 12. С. 4240.

10. Сілі І. І., Азархов О. Ю. Розробка моделі цифрового фетального пульсометру. *Науковий вісник ТДАТУ*. Мелітополь: ТДАТУ, 2021. Вип. 11, том 1. URL: <http://www.tsatu.edu.ua/tsst/wp-content/uploads/sites/6/naukovyj-visnyk-tdatu-2021-vypusk-11-tom-1.pdf>. DOI: 10.31388/2220-8674-2021-1-35

11. Сілі І. І., Азархов О. Ю. Модель безструмового апарату підігрівання імплантів. *Технічне забезпечення інноваційних технологій в агропромисловому комплексі: матеріали І Міжнар. наук.-практ. Інтернет-конференції (Мелітополь, 01-24 квітня 2020 р.) / ТДАТУ: ред. кол. В. М. Кюрчев, В. Т. Надикто, О. Г. Скляр [та ін.]*. Мелітополь: ТДАТУ, 2020. С. 417–419.

12. Азархов О. Ю., Сілі І. І. Дезінфікуючий UV-C мобільний робот. *Науковий вісник Таврійського державного агротехнологічного університету: електронне наукове фахове видання / ТДАТУ; гол. ред. д.т.н., проф. В. М. Кюрчев*. Мелітополь: ТДАТУ, 2022. Вип. 12, том 3,



с. 304 - 311. DOI: 10.31388/2220-8674-2022-3-29.

13. Ma Y. et al. Flexible all-textile dual tactile-tension sensors for monitoring athletic motion during taekwondo. *Nano Energy*. 2021. Т. 85. С. 105941.

14. Senanayake D., Halgamuge S., Ackland D. C. Real-time conversion of inertial measurement unit data to ankle joint angles using deep neural networks. *Journal of Biomechanics*. 2021. Т. 125. С. 110552.

Стаття надійшла до редакції 22.03.2023 р.

O. Yu. Azarkhov, I. I. Sili, B. V. Yefremenko
Pryazovskyi State Technical University

ELECTRONIC SYSTEM FOR MEASURING DEFORMATIONS OF THE PYLON OF PROSTHETIC SYSTEMS

Summary

This study presents the method of measuring deformation in the pylon part of the prosthesis using computerized strain gauges. Limb amputations are becoming an increasingly common problem worldwide as a result of the increase in traffic accidents and vascular-related diseases. The aggression of the Russian Federation against Ukraine and military operations significantly increased the number of patients with severe shrapnel injuries and limb amputations. Scientists of the "Biomedical Engineering" department of PSTU have already presented a number of developments and publications dedicated to the problem of modern prosthetics and this study is a continuation of this work. The strain gauge system consists of a strain gauge, an Arduino Uno type microcontroller, due to its cheapness and simple programming, a power bank for powering the system, and an LCD display. Data collection is carried out using an Arduino Uno microcontroller board. This research focuses on the development of simple deformation system methodologies for the rapid measurement of surface deformation of prosthetic parts. In this study, a pylon for the use of lower extremity prostheses is fabricated from strands of plastic fiber using a 3D printer. The size of the pylon is 30 mm in outer diameter with a length equal to 250 mm. The pylon is one of the important components of the prosthesis. When the patient uses a low-level prosthesis, the pylon will be subjected to load and stress due to the patient's weight. Therefore, it is necessary to measure the deformation value in order to know the mechanical behavior of the prosthetic part. The strain gauge is combined with a microcontroller system to register the value of the deformation of the prosthetic pylon. The test experiment was carried out under the load of the patient's weight while walking or moving. The given data indicate a small discrepancy between calculated and experimental data - about 3%. As a result, it can be stated that the developed electronic system for measuring the deformations of the pylon of prosthetic systems is accurate and can be used to replace the analytical calculation when choosing prostheses for patients.

Key words: deformation, prosthetic pylon, Arduino, 3D printer, strain gauge.