

**Олександр АЗАРХОВ**, д-р мед. наук, проф.,

**Іван СІЛІ**, канд. техн. наук, доц.

ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет», м. Маріуполь, Україна, email: sili\_i\_i@pstu.edu

## РОЗРОБКА 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 3D друку для експериментальних випробувань та моделювання. Тензометричний датчик об'єднався з мікроконтролерною системою для реєстрації значення деформації протезного пілона. Тестовий експеримент реалізовувався під навантаженням ваги пацієнта під час ходьби або руху.

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

**Актуальність дослідження.** 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 рис. 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 ампутуваними 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. Науковцями кафедри «Біомедична інженерія» ПДТУ вже представлено ряд розробок та публікацій присвяченій проблемі сучасного протезування [5, 6, 7], а дане дослідження є продовженням даної роботи.

**Мета дослідження.** Розробити недорогу, просту, швидку та ефективну систему виміру деформації пілону протеза, для покращення методики вибору протезної системи пацієнту.

**Основні матеріали досліджень.** 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 напівпровідниковому матеріалі при механічній деформації під дією зовнішніх сил. Коли сила прикладається до тензодатчика, його опір змінюється, в результаті чого змінюється електричні параметри такі



**Рис. 1.** Основні компоненти протеза

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. Тензодатчик, який використовується в представленій деформаційній системі, представлений на рис. 2.

Arduino підключений до тензодатчика в системі вимірювання деформацій. Vcc порт з'єднаний з одним із терміналів тензодатчика, а GND – з іншим. 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 «set cursor(x,y)» вибирає положення даних на LCD-дисплеї. Дані будуть відображатися на LCD-дисплеї згідно з «LCD.print(data)», як проілюстровано на рис. 3.



Рис. 2. Тензометричний датчик

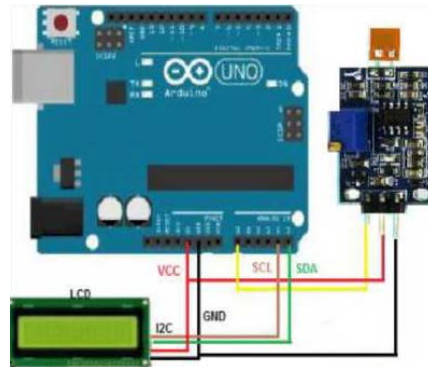


Рис. 3. Підключення компонентів тензометричної системи

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 нарузі через вагу пацієнта. Тому необхідно виміряти значення деформації, щоб знати механічну поведінку протезної частини. Як правило, в області протезування, 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 рис. 4.

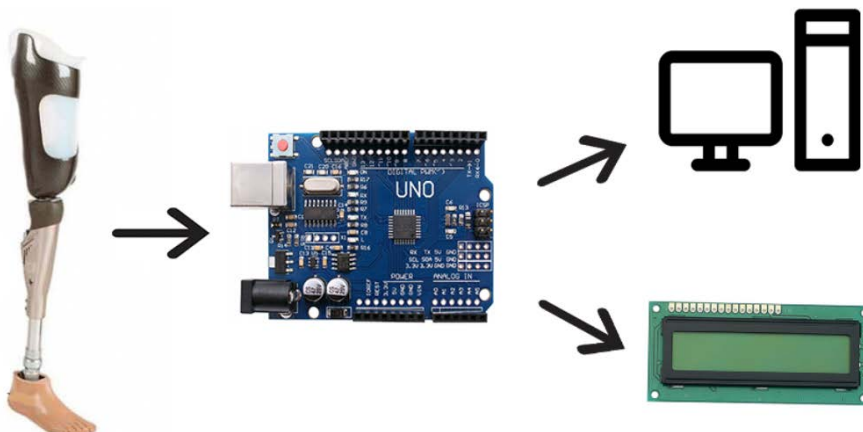


Рис. 4. Ланцюжок передачі даних деформаційної системи

Деформація 3D-друкованого пілона з пластикового волокна вимірювалася, коли пілон був зібраний до протеза нижньої кінцівки. Для практичного методу тензодатчики наклеюються на різних ділянках поверхні пілона.

Результат випробування на розтягнення показав, що  $\sigma_{\max}=58$  МПа,  $\sigma_{\min}=41$  МПа і  $E=1,62$  ГПа. 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 були застосовану 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 рис. 5.

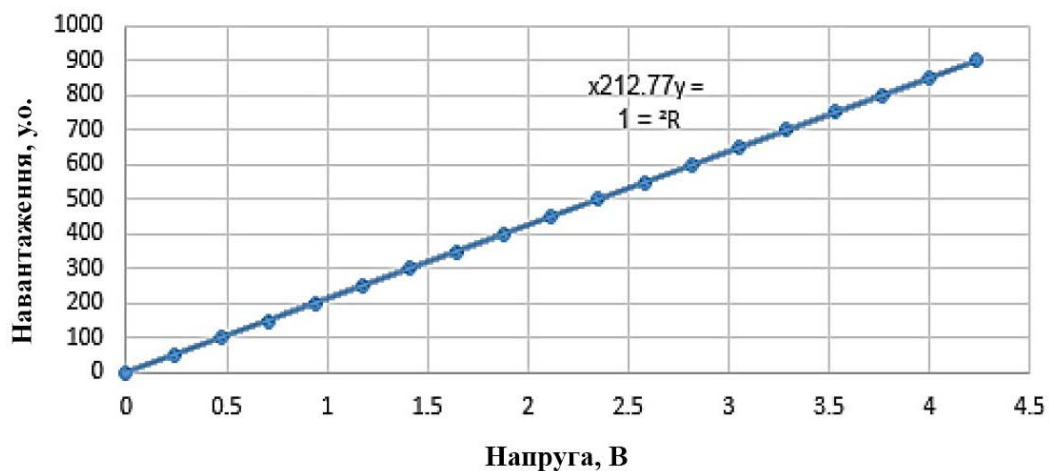


Рис. 5. Калібрувальна діаграма, яка показує зв'язок між прикладеним навантаженням в у.о. та напругою в Вольтах

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.

#### Висновок

В даному дослідженні представлено розробку недорогої, зручної для користування споживачеві та легкої в програмуванні системи виміру деформації протеза за допомогою тензOMETричного датчика, плати Arduino Uno та LCD дисплею. Проведені попередні експериментальні дослідження на надрукованих на 3Д принтерах макетів пілонів протезу, дозволили встановити залежність отриманих механічних даних від навантаження на пілон протезу.

#### Література

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, 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, 2014, 849073.
4. Chang-Yong Ko<sup>1</sup>, Seong-Guk Kim, Young Kuen Cho, Daewon Lee, Dong Hyun Kim, JeicheongRyu, Dohyung Lim<sup>3</sup>, and Han Sung Kim, “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, pp. 899-905, 2018.

5. 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/tstt/wp-content/uploads/sites/6/naukovuj-visnyk-tdatu-2021-vypusk-11-tom-1.pdf>. DOI: 10.31388/2220-8674-2021-1-35

6. Сілі І.І. Модель безструмового апарату підігрівання імплантантів / І.І. Сілі, О.Ю. Азархов. // Технічне забезпечення інноваційних технологій в агропромисловому комплексі: матеріали I 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.

7. Сілі І.І. Дослідження діелектричних властивостей пластику ABS для 3Д друку/ І.І. Сілі, Ю.М. Федюшко // Актуальні питання розвитку інформаційних технологій: тези доповідей Всеукраїнської конференції молодих учених (Маріуполь, 24 листопада 2020 р.)/ ДВНЗ «ПДТУ». Маріуполь: ПДТУ, 2020. С. 72.