

UDC 612.176:612.014

# ЗАСТОСУВАННЯ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ КЕРУВАННЯ РУХАМИ ПАЛЬЦІВ БІОПРОТЕЗУ

*Гнетнев Костянтин Юрійович*

[konstantinid@ukr.net](mailto:konstantinid@ukr.net)

*Шликов Владислав Валентинович*

[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

м. Київ, Україна

*Анотація* – Дана робота присвячена розробці системи керування біонічного протезу руки, яка використовує нейронну мережу для управління рухами пальців протезів, шляхом навчання нейронної мережі у процесі зчитування електроміографічних (ЕМГ) сигналів зі здорової руки та їх синхронізації з ЕМГ-сигналами у культі пацієнта. Такий підхід дає змогу пацієнтам швидше звикнути до протеза і ефективніше керувати ним під час використання. Крім того, застосування дешевих і вітчизняних складників дозволить зробити такі протези більш доступними для пацієнтів. Макетний зразок системи керування протезом має вигляд простого захоплюючого механізму, для керування яким використано один датчик, що приймає сигнали з відповідного м'язу здорової руки. Наприклад, для відтворення рухів згинання вказівного пальця обрано поверхневий м'яз згинання пальців (*musculus flexor digitorum superficialis*) як м'яз поверхневого шару м'язів передпліччя, який знаходиться в оточенні м'язів синергістів. Модель нейронної мережі має два прихованих шари та простий класифікатор: два прихованих шари по 200 нейронів, вхідний шар на 3 нейрони, і вихідний шар на 1 нейрон. Максимальне відхилення від точності 1.000 під час навчання нейронної мережі складає 0.013, що обумовлює достовірний результат за 100 епох. Після того, як нейронна мережа робить передбачення на основі рухів здорової руки, система керування протезом на основі мікроконтролера Arduino подає класифіковану подію на виконуючий двигун у вигляді коду: 0 – розкриття кисті, 1 – стискання кисті. Таким чином, у розробленій системі керування біонічним протезом руки увага зосереджена на забезпеченні легкого та швидкого процесу реабілітації та використання протезу.

**Ключові слова:** біонічний протез руки, системи керування, нейронна мережа, мікроконтролер Arduino.

## I. ВСТУП

На сьогоднішній день потреба у протезуванні людей зростає. В дослідженні GBD (Global Burden of Diseases) за 2019 рік можна побачити, що у 1990 році кількість випадків травматичного ампутування сягала 11.37 мільйонів, а кількість осіб які пережили ампутацію – 370.25 мільйонів, у той час як у 2019 р. цифри становили 13.23 мільйонів випадків та 552.45 мільйонів осіб відповідно. Тобто кількість ампутацій у рік зростає на 16.4%, а кількість осіб з ампутацією – на 49.2% [1].

Якщо подивитись на статистику протезування 1986 року в Англії, то більшість випадків приходилося на людей вікової групи 60-79 років і частіше це було протезування при відсутності однієї ноги, а найпоширенішою причиною ампутації були судинні хвороби та діабет [2]. Натомість в 2019 році більшість випадків приходиться на вікову групу 20-24 роки, і найчастішим випадком є ампутація пальців в наслідок падінь та «контакту з машинними силами» [1]. Варто зазначити, що якщо раніше протези були більше для відновлення естетичності тіла, то сьогодні з нинішніми

технологіями протези набувають все більшої функціональності та доступності, що теж відіграє свою роль у прийнятті пацієнтами з ампутацією рішення щодо протезування [3].

Також на сьогоднішній день в Україні збільшилась кількість ампутантів через війну. Потерпілими стають як військові, так і цивільні. За даними Ottobock, німецької компанії з виробництва протезів, на 17 місяць війни кількість людей які втратили кінцівки знаходиться у діапазоні від 20000 до 50000 осіб [4].

Від наявності імплантованих елементів протези можна класифікувати як не імплантовані та частково імплантовані [5, 6], а також від наявності сенсорної стимуляції від датчиків, які передають інформацію про дотик, протези можна розділити на такі, що мають сенсорну стимуляцію, та ті, що не мають її [7].

У якості макетного прототипу біопротезу авторами представлено розроблену систему керування протезом руки, яка використовує нейронну мережу для управління рухами протезами пальців, шляхом навчання нейронної мережі у процесі зчитування електроміографічних (ЕМГ) сигналів.

## II. ОБ'ЄКТ ДОСЛІДЖЕННЯ

У даній роботі об'єктом дослідження є не імплантовані протези без сенсорної стимуляції при трансрадіальних ампутаціях.

## III. ФАКТОРИ, ЯКІ ОБУМОВЛЮЮТЬ ВИБІР БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ

У праці Ніенке Кервер [8] зібрані основні фактори, на які звертають увагу пацієнти при виборі протезу, та які зафіксовані шляхом опитування людей з ампутацією. Усі фактори розділено на шість груп [8]: «фізична», «ментальна», «соціальна», «пов'язані з протезом», «діяльність», «реабілітація, вартість та обслуговування».

У цій роботі зосередимо увагу на декількох факторах. Наприклад, фактор «діяльність». До цієї групи належать усі фактори, які пов'язані з участю людини у повсякденному житті, її заняттями тощо. Відмічається, що сучасні біонічні протези виявились менш придатними для використання під час виконання фізичної роботи, оскільки вони легко ламаються, а також дуже вразливі до води та бруду.

Наступний фактор «пов'язані з протезом» є найбільшою групою, яка охоплює фактори, пов'язані з властивостями та особливостями протезу. Цей фактор поєднує характеристики «функціональність протеза» і «надійність протеза». Фактор «функціональність протеза» виступав як аргумент при відмові людей від протеза: вони вказували на те, що протез не був для них цінним і не додавав потрібних можливостей. Фактор «надійність протеза» дуже важливий для користувачів, оскільки в біонічних протезах можуть статись несподівані рухи або, навпаки, відсутність рухів, коли це потрібно.

Найбільш часто згадуваний фактор «реабілітація, вартість та послуги протезиста» об'єднує всі фактори, які стосуються навчання керуванням та обслуговування протеза, процедурами відшкодування та різними послугами, які надають протезист та реабілітаційна команда.

Від цих факторів залежить як вибір між протезуванням і відмови від нього, так і вибір типу протеза. Це можна вважати головним викликом сучасного протезування – занадто широкий діапазон потреб, який мусить покрити протез. Усі ці наведені вимоги можуть задовольнити тільки персоналізовані протези, які через свою унікальність дорого коштують.

Враховуючи зазначені вище вимоги до протезу, у розробленій системі керування біонічним протезом руки увага зосереджена на забезпеченні легкого та швидкого

процесу реабілітації та використання протезу пацієнтом.

#### IV. СИСТЕМА КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ ПАЛЬЦІВ

Особливістю розробленої системи керування є можливість перезаписування умов активації протеза або маніпулятора через співставлення сигналів керуючої руки (культі) з сигналами здорової руки за допомогою мікроконтролерів типу Arduino.

Керуючий пристрій складається з електромеханічної системи керування і керованого протезу. У роботі для наочності використовувався макет маніпулятора, який позичений у TanmayBenjwal [9] з файлами для 3D друку (рис. 1).



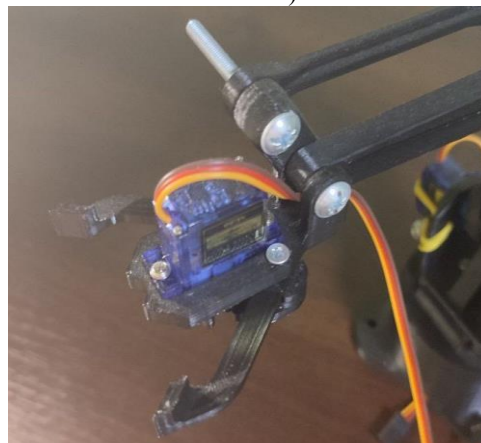
Рис. 1. – Маніпулятор керуючого пристрою.

Маніпулятор за допомогою стандартних сервоприводів типу SG90 може рухатись у просторі, а також виконувати хватальний рух – розкриття і стискання. До цих серводвигунів під'єднаний акумулятор типу 6F22 9V. Також цей акумулятор можна використовувати для автономного живлення двох мікроконтролерів Arduino, які використовуються для оброблення сигналів з культу та здорової руки. Для демонстрації

роботи системи керування було реалізовано хватальний рух (рис. 2 а, б), оскільки від збільшення рухливості приладу система керування значних змін не зазнає.



а)



б)

Рис.2. – Положення маніпулятора: а) «закрите» положення; б) «відкрите» положення.

Система керування реалізована на основі мікроконтролера Arduino UNO і плати Sensor Shield 4.0 для полегшення підключення модулів до мікроконтролера. У якості датчика використано модуль AD8232 для ЕКГ, який було перероблено під зняття ЕМГ сигналів. Для зручності імітації сигналу від здорової руки на макеті використовується змінний резистор (потенціометр) на 10кОм, який дає змогу симуляції постійного аналогового сигналу.

Керуючий пристрій працює у двох режимах роботи: штатний та калібровочний. Штатний режим роботи передбачає прийом сигналів з датчиків і реалізація відповідних сценаріїв роботи на керованому пристрої. Режим калібровки передбачає перезапис умов активації сценаріїв роботи у штатному режимі в залежності від отриманих даних з іншого пристрою.

У якості системи активації було використано порогову функцію, де межа активації визначена як середнє між максимальним і мінімальним значеннями, які отримані з датчика:

$$\text{межа} = val_{min} + \left( \frac{val_{max} - val_{min}}{2} \right),$$

де  $val_{min}$ ,  $val_{max}$  – максимальне і мінімальне значення напруги з датчиків.

Відповідно, режим калібровки системи передбачає перезаписування значення  $val_{min}$  та  $val_{max}$ . Для простоти доцільно використати один датчик, який приймає сигнали з відповідного м'язу. У даному випадку було обрано поверхневий згинач пальців (*musculus flexor digitorum superficialis*) у якості м'язу поверхневого шару м'язів передпліччя, які знаходяться в оточенні м'язів синергістів. Тому сигнал з такого м'язу буде чіткий, і навколишні м'язи не будуть вносити завад.

Калібровка для цільового м'язу була виконана наступним чином: на виконуючий пристрій приходить шифрований сигнал з пристрою, який закріплений на здоровій руці, що класифікується нейронною мережею як рух, і за цим сигналом переписуються значення датчиків.

Для реалізації пристрою який зчитує сигнали зі здорової руки було обрано мікроконтролер Arduino UNO із платою Arduino Sensor Shield 4.0, а у якості датчиків знов обрані змінні резистори. Зі здорової руки знімається електроміографічний (ЕМГ) сигнал за допомогою сенсора, який підключено до мікроконтролера Arduino.

Під час визначення дії, оброблений сигнал передається через Bluetooth адаптер на другий мікроконтролер Arduino, який знімає сигнали з культі пацієнта, співставляє їх з отриманим сигналом, і на основі цього створює нові умови активації маніпулятора. Отже, при стисканні здорової руки, система керування на культі має зрозуміти, яка виконана дія (розкриття чи стискання), і призначає для цієї дії відповідні рухи культі. Наприклад, напруженню м'язу біцепса призначається дія стискання кисті протезу.

Таким чином, пристрій який зчитує сигнали зі здорової руки працює як Master, оскільки інформація про рух надходить до керуючого пристрою, а керуючий пристрій який у цій системі приймає інформацію, працює як Slave.

## V. РОЗРОБКА НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ-КЛАСИФІКАТОРА ДІЙ

Значення з кожного датчика на тілі пацієнта записуються програмою у пам'яті мікроконтролера Arduino у різні масиви і передаються до програми на мові Python. Сукупність отриманих значень у масивах формують датасет вихідних даних для нейронної мережі.

Після реєстрації дані нормалізуються діленням на 1024 (максимальне значення для потенціометра), та утворюються тренувальні та тестові набори (в даному випадку тільки тренувальні). Робиться це шляхом перетворенням датафрейма у словник під ключі вхідних та вихідних значень з енкодингом.

Далі обирається швидкість навчання нейронної мережі: якщо потрібно швидке навчання, то обереться 100 епох (15 секунд), а якщо потрібно довге навчання – 3000 епох (приблизно 5 хвилин).

Після чого створюється модель нейронної мережі з двох прихованих шарів. Оскільки класифікатор нейронної мережі простий, тож і модель до нього проста: два прихованих шари по 200 нейронів, вхідний

шар на 3 нейрони, вихідний шар на 1 нейрон. Такі параметри нейронної мережі добре показують себе. Для прихованих шарів функція активації *tanh* просто ідеальна, оскільки з нею мінімальне відхилення точності відтворення рухів для тренувальних наборів. На валідаційних значеннях точність становить +/- 1 за 100 епох навчання (рис. 3).

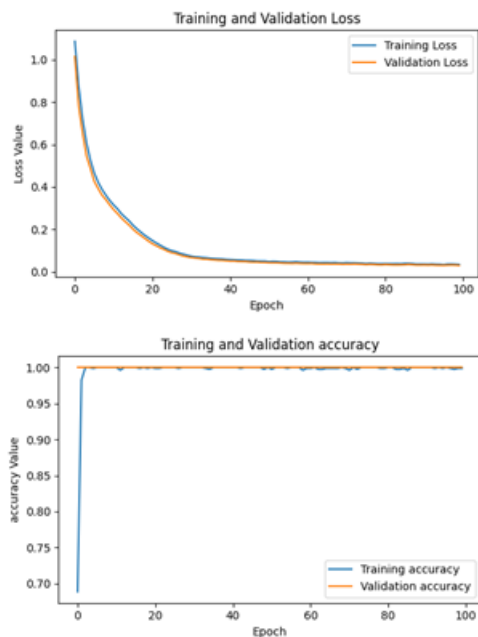


Рис. 3. – Результат навчання моделі нейронної мережі за 100 епох.

Інші функції активації у бібліотеці Python, такі як *relu*, показують гірший результат. Наприклад, при використанні функції ініціалізації HeNormal збільшується точність, але і збільшуються втрати, а при використанні ініціалізації GlorotUniform навпаки – втрати зменшуються, але і точність зменшується. Тому для робочої моделі була обрана комбінація функцій ініціалізації HeNormal і GlorotUniform.

Також обраний оптимізатор Adam, який дає найкращий результат навчання. Окрім цього до моделі нейронної мережі було додано оптимальний дропаут (0.5) і регуляризацію (l1).

Для комбінації функцій ініціалізації HeNormal і GlorotUniform максимальне відхилення від точності 1.000 під час навчання нейронної мережі складає 0.013, що обумовлює достовірний результат навчання за 100 епох.

У даному випадку на пристрій Slave в режимі калібровки надходить код 1; або 0; який повторює подію, яку в даний час відтворює здорова рука з пристроєм Master. Нижче наведений повний алгоритм керування системою (рис. 4).

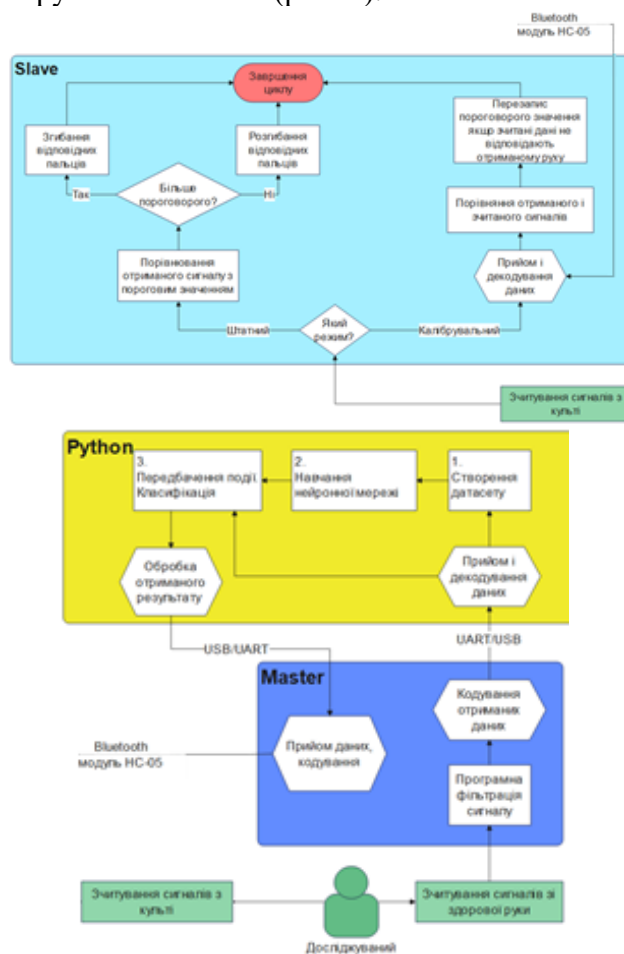


Рис. 4. – Алгоритм керування.

Після того, як нейронна мережа робить передбачення на основі рухів здорової руки, система керування протезом на основі мікроконтролера Arduino подає на виконуючий двигун класифіковану подію у

вигляді коду: 0 – розкриття кисті, 1 – стискання кисті.

## VI. ЗАКЛЮЧЕННЯ

Таким чином, у розробленій системі керування біонічним протезом руки увага зосереджена на забезпеченні легкого та швидкого процесу реабілітації та використання протезу. Розроблена система керування біонічним протезом руки використовує нейронну мережу для налаштування умов активації пальців протеза шляхом її навчання у процесі зчитування електроміографічних (ЕМГ) сигналів зі здорової руки та їх синхронізації з ЕМГ-сигналами у культурі пацієнта. Такий підхід дає змогу пацієнтам швидше звикнути до протеза і ефективніше керувати ним під час використання.

**Фінансування.** Це дослідження не отримало зовнішнього фінансування.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**Згода на публікацію.** Усі автори, які мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію цієї праці.

### ORCID ID і внесок автора:

0000-0001-8836-4658 (С, F, E) *Vladyslav Shlykov*

0009-0005-6123-0445 (A, B, D) *Gnietniev Kostyantyn*

A – концепція та дизайн роботи, B – аналіз стандартів медичної допомоги та протоколів лікування, C – розробка макету і алгоритму, D – написання статті, E –

критичний огляд результатів, F – остаточне затвердження статті.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. The global burden of traumatic amputation in 204 countries and territories / B. Yuan та ін. *Frontiers in public health*. 2023. Т. 11. URL: <https://doi.org/10.3389/fpubh.2023.1258853>
2. Gregory-Dean A. (1991). Amputations: statistics and trends. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 73(3), C.137–142. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2499308/>
3. Analysis of man-machine interfaces in upper-limb prosthesis: a review / J. Ribeiro та ін. *Robotics*. 2019. Т. 8, № 1. С. 16. URL: <https://doi.org/10.3390/robotics8010016>
4. Pancevski B. In Ukraine, amputations already evoke scale of world war I. *The wall street journal*. 2023. URL: <https://www.wsj.com/articles/in-ukraine-a-surge-in-amputations-reveals-the-human-cost-of-russias-war-d0bca320>
5. Improved control of a prosthetic limb by surgically creating electro-neuromuscular constructs with implanted electrodes / J. Zbinden та ін. *Science translational medicine*. 2023. Т. 15, № 704. URL: <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.abq3665>
6. Lundberg M., Hagberg K., Bullington J. My prosthesis as a part of me: a qualitative analysis of living with an osseointegrated prosthetic limb. *Prosthetics and Orthotics International*. 2011. Т. 35, № 2. С. 207–214. URL: <https://doi.org/10.1177/0309364611409795>
7. Recent developments in prosthesis sensors, texture recognition, and sensory stimulation for upper limb prostheses / A. Masteller та ін. *Annals of biomedical engineering*. 2020. Т. 49, № 1. С. 57–74. URL: <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02678-8>
8. . User-relevant factors determining prosthesis choice in persons with major unilateral upper limb defects: a meta-synthesis of qualitative literature and focus group results / N. Kerver та ін. *Plos one*. 2020. Т. 15, № 6. С. e0234342. URL: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0234342>
9. TanmayBenjwal. Arm-Bot: 3D printed 4-DOF robotic arm. *Instructables*. URL: <https://www.instructables.com/Arm-Bot-3D-Printed-4-DOF-Robotic-Arm/>



УДК 612.176:612.014

# APPLICATION OF NEURAL NETWORK FOR CONTROLLING THE MOVEMENTS OF BIOPROSTHESIS FINGERS

*Kostyantyn Gnietniev*  
[konstantingid@ukr.net](mailto:konstantingid@ukr.net)

*Vladyslav Shlykov*  
[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

Department of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** – This work is devoted to the development of a control system for a bionic hand prosthesis, which uses a neural network to control the movements of finger prostheses by training the neural network in the process of reading electromyography (EMG) signals from a healthy hand and synchronizing them with EMG signals in the patient's wrist. This approach allows patients to get used to the prosthesis more quickly and manage it more effectively during use. In addition, the use of cheap and domestic components will make such prostheses more accessible to patients. The mock-up of the prosthesis control system looks like a simple exciting mechanism, which is controlled by a single sensor that receives signals from the corresponding muscle of the healthy arm. For example, to reproduce the flexion movements of the index finger, the superficial finger flexor muscle (*musculus flexor digitorum superficialis*) was chosen as a muscle of the surface layer of the forearm muscles, which is surrounded by synergist muscles. The neural network model has two hidden layers and a simple classifier: two hidden layers of 200 neurons each, an input layer of 3 neurons, and an output layer of 1 neuron. The maximum deviation from the accuracy of 1.000 during neural network training is 0.013, which provides a reliable result in 100 epochs. After the neural network makes a prediction based on the movements of the healthy hand, the Arduino microcontroller-based prosthesis control system sends a classified event to the executing motor in the form of a code: 0 - opening the hand, 1 - closing the hand. Thus, in the developed bionic hand prosthesis management system, attention is focused on ensuring an easy and fast process of rehabilitation and use of the prosthesis.

**Key words** – bionic hand prosthesis, control systems, neural network, Arduino microcontroller.