

### **ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА МІОГРАФУ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ КІНЦІВКИ**

*У роботі розглянуто теоретичні та практичні засади побудови системи інтуїтивного керування біонічним протезом. Показано можливості використання sEMG сигналу, як керуючого імпульсу біонічної кінцівки. Розроблено інформаційно-вимірвальну систему міографу біонічної кінцівки та досліджено її функціональні можливості на прикладі аналізу часових характеристик sEMG сигналу базових положень кисті – відкритої долоні та хапального руху.*

**Ключові слова:** *поверхнева електроміографія, біонічне протезування, інтуїтивна система керування.*

**Вступ.** Протезування кінцівок, як спосіб фізіологічної та психологічної ліквідації наслідків різного роду ампутацій, за останні роки зазнав суттєвих змін, що дозволило перейти від дерев'яних та металевих кріюків до автономних електронних протезних систем [1].

Протезні пристрої умовно можна розподілити на дві групи протезів верхніх та нижніх кінцівок. Серед них виділяють тимчасові (госпітальні) та постійні протези. Тимчасові протези встановлюються на невеликий проміжок часу до моменту виготовлення індивідуально-підбраного зразка з відповідними розмірами приймальної гільзи. Постійні встановлюються на тривалий час для повсякденного використання пацієнтом [2]. Постійні протези верхніх та нижніх кінцівок також бувають різних видів. Серед них, зокрема, виділяють активні, які завдяки приведенню в дію окремих частин протезу дозволяють користувачеві виконувати певний набір функцій а також пасивні (косметичні), які лише імітують втрачену частину кінцівки пацієнта.

При лікуванні наслідків ампутацій верхніх кінцівок досить успішно застосовуються механічні та тягові протезні пристрої, проте все більшого розповсюдження набувають біонічні протези. Вони дають користувачам змогу виконувати набір окремих рухів та хватів за допомогою штучної руки. Водночас, керовані протези є комплексними пристроями, для успішної реалізації яких необхідно дотримуватись певних фізіологічних та технічних критеріїв та забезпечити реалізацію низки конструкторських задач. Так, враховуючи сферу використання цього виду виробів, одним із найважливіших критеріїв, що впливають на можливість його медичної імплементації, є вага та габаритні розміри пристрою. Орім того, виділяють зручність приймальної гільзи протезу (у випадку необхідності її застосування), біоміметичну подібність штучної кінцівки, забезпечення достатньої кількості ступенів свободи, можливості керування пристроєм на інтуїтивному рівні, його дешевизну і енергоефективність [3]. Приводяться в рух такі прилади, зазвичай, за рахунок біологічних сигналів тіла користувача, забезпечуючи тим самим можливість більш «природного» керування штучною кінцівкою. Однак, аналіз сигналів у масштабах біонічного протезу є складним та громіздким завданням і потребує відповідної системи вимірювання та інтерпретації.

Для визначення біологічних імпульсів, придатних для подальшого використання у протезних системах, користуються різноманітними методами вимірювання сигналів, зокрема здійснюють дослідження нервів [4] або м'язів вцілілої частини тіла пацієнта, відносно якої повинно бути проведено протезування. При цьому найбільш поширеним методом реєстрації біосигналів, що використовуються при створенні систем керування біонічними протезами, є поверхнева електроміографія (sEMG) [5-6].

Кожна з біонічних протезних систем є унікальною та залежить від зони застосування, кількості ступенів свободи, організації системи керування, функціональних можливостей та вихідної потужності, запропонованих розробником. Основні функціональні блоки, що присутні в тій або іншій штучній кінцівці, залишаються типовими. Приклад узагальненої схеми біонічного протезного пристрою наведено на рис. 1.

## ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ



Рис. 1. Узагальнена структурна схема біонічного протезу кінцівки

Вимірювання сигналів для реалізації системи інтуїтивного керування біонічним протезом на основі поверхневої електроміографії здійснюють шляхом відведення біопотенціалів м'язів користувача при виконанні ним певних рухів вцілою частиною кінцівки. Вимірювання здійснюється за допомогою поверхневих електродів Ag-AgCl або їх матриць, що можуть бути гелевими, сухими, активними, пасивними, одно та багаторазовими [7] тощо. При цьому вимірювальні електроди розміщуються на шкірі пацієнта на відстані приблизно 2 см один від одного відносно окремих функціональних груп м'язів. Використання групи м'язів може варіюватись залежно від типу досліджуваного руху та включати *flexor pollicis longus*, *flexor carpi ulnaris*, *extensor inidecis*, *brachioradialis*, *pronator teres* та інш. [8-9]. Після підсилення та фільтрації біопотенціалів в блоці вимірювання сигналу, здійснюється їх обробка та класифікація у відповідності до алгоритму досліджень. Класифікований сигнал у придатній для подальшого використання формі подається на мікропроцесорний блок для генерації керуючого імпульсу та приведення в дію мульти-координатних виконавчих механізмів протезної кінцівки. Головною вимогою до блоку живлення є забезпечення якомога більшого часу автономної роботи системи без збільшення габаритних розмірів. Враховуючи часткову або повну відсутність природних сенсорних функцій кінцівки в зоні застосування протезу, ефективність його використання може бути підвищена шляхом застосування штучних сенсорів, які сумісно з системою зворотного зв'язку дозволять підвищити точність та достовірність аналізу та контролю розподілу функцій протезного пристрою. Фізичний принцип перетворювачів, їх конструкція та кількість визначається функціоналом та конструкцією протезу, проте найбільш часто застосовуваними в штучних кінцівках є датчики тиску і положення.

При виготовленні максимально зручної та портативної інтуїтивної системи керування (ІСК), важливо знайти оптимальне конструктивне та функціональне рішення для її побудови. Варіантом реалізації прототипу біонічного протезу кінцівки з інтуїтивним керуванням може стати використання автономних мікропроцесорних схем на основі малоканалних засобів вимірювання sEMG-сигналу.

Тому метою даної роботи є розробка інформаційно-вимірювальної системи міографу біонічного протезу кисті та дослідження її функціональних можливостей для оцінки часових характеристик поверхневої електроміограми передпліччя пацієнтів без функціональних порушень.

**Методи та засоби.** Відведення біопотенціалів м'язів є специфічним процесом, тому побудова блоку вимірювання сигналу (рис. 1) біонічного протезу потребує дотримання умов щодо компактності та автономності при збереженні належних метрологічних та експлуатаційних характеристик. При цьому критичним є індивідуальний підбір типу поверхневих електродів та місця їх розташування. Для вимірювання поверхневої електроміограми використовуються одно та багатоканальні міографи, рівень сигналу з яких є досить слабким та має значну шумову складову [10]. Тому електроміографи повинні забезпечувати значне підсилення отриманих імпульсів, їх згладжування, випрямлення та комплексну фільтрацію [11-12].

Для проведення попередніх вимірювань було використано лабораторний стенд KL-720 та блок для вимірювання електроміограми в комплекті з пасивними гелевими електродами F-55

## ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ

(SkinTact). Даний одноканальний пристрій складається з попереднього підсилювача, розв'язуючого контуру, режекторного фільтру, смугового фільтру, основного підсилювача, напівперіодного випрямляча, інтегратора та буферу. Його особливість полягає в можливості отримувати паралельне зображення початкової електроміограми і випрямленого та інтегрованого сигналу одночасно в режимі реального часу. У процесі аналізу експериментально вимірюваного на 64 пацієнтах sEMG-сигналу для визначення відносних величин ймовірних керуючих сигналів для ІСК біонічним протезом було визначено, що зазначена модель має високий рівень вхідних шумів та низьку амплітуду вихідного сигналу. «Лабораторне» призначення стенду, а відтак і габаритні розміри, не дозволили використати його в якості вимірювального засобу при прототипізації біонічного протезу. Застосування подібних стендів, як і клінічних електроміографів, є доцільним, швидше, для визначення попередніх характеристик окремих типів рухів у лабораторних умовах. Для побудови повноцінного протезного блоку реєстрації сигналу авторами було використано спеціальний одноканальний EMG-модуль фірми SparkFun Electronics та програмне забезпечення (ПЗ) власної розробки (рис. 2 б). Спроектоване ПЗ після підключення EMG-модулю (рис. 2 а) дозволяє в режимі реального часу відстежувати міографічний сигнал, відображати його у вигляді графічної залежності вимірної амплітуди (у сантивольтах) від часу проведення ітерації (у мілісекундах), а також додатково виводити значення амплітуди на інформаційне табло та записувати у вигляді текстового файлу.

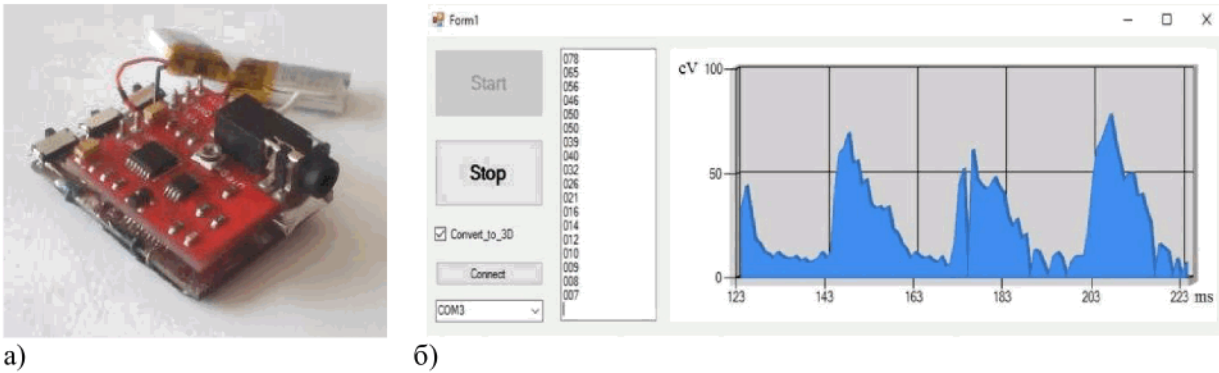


Рис. 2. Зовнішній вигляд міографу (а) та інтерфейс (б) програмного забезпечення для sEMG

Використаний EMG-модуль є малогабаритним, має розміри 25x25 мм та включає в себе схему вимірювання, фільтрації та згладжування електроміографічного сигналу. Спроектовані інформаційно-вимірювальна система міографу біонічної кінцівки, що містить одноканальний EMG-модуль, схему обробки і передачі сигналу на базі мікроконтролера Atmega16A та UART модулю HC-12 SI4463, та розроблене ПЗ дають змогу отримувати більш чіткий та потужний sEMG-сигнал, придатний для подальшого аналізу та сприйняття ІСК виконавчими механізмами протезної системи.

Вибір набору рухів кисті, який може бути присутнім у конкретному протезі, обирається розробником залежно від функціональних можливостей штучної кінцівки, потужності та автономності її системи керування, а також особливостей механічної частини і виконавчих елементів. У більшості біонічних пристроїв передбачена можливість одночасного згинання всіх пальців протезу та відведення їх у початкове положення у стан відкритої долоні. У нашому дослідженні за базовий рух кисті, відносно якого проводились вимірювання показників sEMG, було обране положення відкритої долоні (рис. 3. а) та «хапальний» рух (рис. 3. б).



Рис. 3. Базові рухи кисті: відкрита долоня (а) та «хапальний» рух (б)

## ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ

Початкове положення руки характеризує розслаблений стан кисті з відкритим положенням усіх пальців (рис. 3 а). «Хапальному» руху властиве одночасне згинання вказівного, середнього, безіменного пальців та мізинця від положення відкритої долоні до досягнення проксимальними фалангами цих пальців поверхні долоні (рис. 3 б). Після закінчення руху здійснювалось подальше розгинання пальців у зворотному напрямку. Використання таких рухів у повсякденному житті є функціональною основою для обхвату предметів різної форми і утримування їх впродовж тривалого часу.

Важливим також є точне розташування вимірювальних електродів на кінцівці пацієнта. Некоректне розміщення, наприклад, референтного електрода може призвести до значних похибок у вимірюванні сигналу та повної його відсутності. У той же час правильне позиціонування вимірювальних електродів відносно обраної групи м'язів може підвищити точність отриманих результатів для їх подальшої інтерпретації в ІСК. При проведенні даних досліджень вимірювальні електроди були позиціоновані на передпліччі пацієнта в зоні м'язів *Flexor Digitorum Superficialis*, *Flexor Digitorum Profundus* та *Flexor Carpi Ulnaris* [8-9]. Референтний електрод розміщувався на кістці у ліктьовій зоні руки пацієнта.

**Результати та обговорення.** Розпізнавання функціональних рухів кисті пацієнта інтуїтивною системою керування біонічним протезом на основі sEMG-сигналу може здійснюватися шляхом обчислення його чисельних параметрів. У якості таких параметрів використовується набір різноманітних показників [13], що в подальшому класифікуються за допомогою методів машинного навчання [14].

Оцінка результатів вимірювання «хапального» руху здійснювалась шляхом визначення та порівняння окремих часових характеристик sEMG-сигналу (середнього абсолютного значення MAV та дисперсії VAR), що можуть бути використані як класифікатори у системі інтуїтивного керування. Однак, на думку авторів, для коректної оцінки (особливо у випадку виконання більш широкого набору складних рухів) вищевказаних показників недостатньо. Тому запропоновано використовувати додаткову характеристику sEMG-сигналу, що може бути використана в якості класифікатора, а саме – показник середнього абсолютного відхилення (MAD).

Експериментальне дослідження sEMG-сигналу передбачало серію вимірювань поверхневої електроміограми на 20-ти здорових пацієнтах різних вікових категорій (20±4, 40±4 та 50±4 роки). Реєстрація біологічних імпульсів проводилась для рухів (рис. 3) у кількості 5-ти ітерацій для кожного окремого пацієнта. При цьому часовий інтервал кожної ітерації складав 250 мс, а відповідний рух виконувався пацієнтом виключно по команді у заданих інтервалах. Тривалість часової ітерації співвідноситься з дослідницькими рекомендаціями ISEK та SENIAM і повинна знаходитись в інтервалі від 20 мс (швидкі, рефлексивні рухи) до 500 мс (повільні або статичні активності). Окрім того, для уникнення втрат при передачі вимірних даних від електроміографічного модулю до ПК при аналізі часового інтервалу було враховано затримку 5 мс. Для уникнення статистичної похибки, серед отриманих результатів на 5-ти ітераціях для кожного пацієнта при порівнянні до уваги не бралися «крайні» за мінімальною та максимальною амплітудою значення.

Аналізуючи результати експериментальних вимірювань (на рис. 4 показані дані для п'яти пацієнтів) можна помітити, що не дивлячись на стать і різні вікові групи, значення характеристик отриманого sEMG-сигналу при виконанні руху «відкритої долоні» відрізняються від значень «хапального» руху в мірі, достатній для чіткого розуміння моменту переходу кисті з початкового до кінцевого положення. Отримані показники дають змогу проводити подальшу класифікацію виміряного сигналу та є початковою базою для створення системи інтуїтивного керування виконавчими механізмами біонічного протезу. Як видно з рис. 4.в запропонований авторами показник MAD має більший відносний діапазон між положенням «Відкритої долоні» та «Хапального руху» порівняно з показником MAV (рис.4.а) та значно меншу варіабельність отриманих результатів для кожної ітерації порівняно з показником VAR. Зазначені особливості можуть бути використані при машинній класифікації виміряного sEMG сигналу для підвищення ефективності адаптаційних характеристик ІСК біонічного протезу.

Розрахунок описаного набору часових характеристик здійснено за результатами вимірювання, отриманими за допомогою спроектованої системи електроміографа. Вона побудована на доступних компонентах, має достатньо високий рівень вихідного корисного сигналу (від 0 до 5V), забезпечує одночасну передачу й аналіз даних як за допомогою програмного забезпечення на ПК, так і за допомогою мікропроцесорних пристроїв (система керування протезом), а її портативність та малогабаритність дають можливість подальшої імплементації в протезні пристрої.

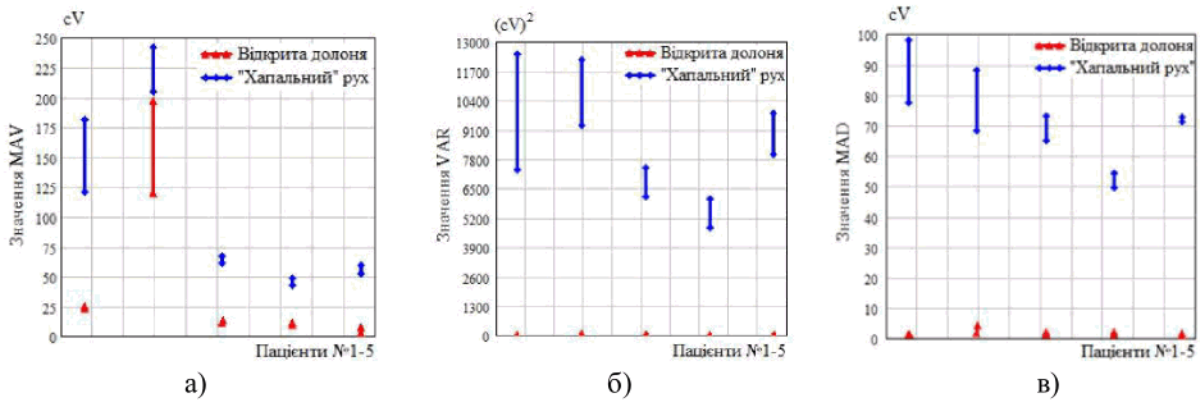


Рис. 4. Значення часових характеристик sEMG сигналу: показник MAV (а), показник VAR (б), показник MAD (в)

**Висновки.** Побудова біонічного протезу верхніх кінцівок є складним та комплексним завданням. Складові частини штучної кінцівки повинні бути анатомічно та фізіологічно адаптовані, а реалізація системи керування для забезпечення управління протезом на інтуїтивному рівні потребує точної реєстрації і аналізу біологічних сигналів, зокрема EMG. Застосування сучасних методів вимірювання та діагностики поверхневої електроміограми за допомогою автономних мікропроцесорних систем робить це завдання цілком реальним при використанні портативних інформаційно-вимірювальних засобів на основі готових електронних модулів та мало-каналних міографів з подальшим їх впровадженням у вигляді комплексної схеми.

Проаналізувавши суміжні роботи та результати власного дослідження можна стверджувати, що для реалізації інтуїтивних систем керування протезною кінцівкою з обмеженим набором виконуваних рухів цілком прийнятним є використання мало-каналних sEMG-систем та положень математичного аналізу й теорії ймовірностей. Отримані результати показують, що показник дисперсії sEMG-сигналу (VAR) та показник середнього абсолютного відхилення (MAD) мають достатньо чіткі і широкі межі при порівнянні елементарних типів рухів та можуть бути використані в якості універсального класифікатора. Показник середнього абсолютного значення (MAV) для деяких пацієнтів виявився менш інформативним, проте достатнім для застосування при вивченні більш широкого набору різних типів рухів.

Таким чином, ефективне застосування показників дисперсії, середнього абсолютного значення та додатково введеного показника середнього абсолютного відхилення забезпечує достовірну класифікацію окремих типів рухів, достатніх для виконання елементарних повсякденних дій носієм біонічного протезу.

#### Інформаційні джерела

1. Bajaj N. M. State of the Art in Prosthetic Wrists: Commercial and Research Devices / N. M. Bajaj, A. J. Spiers, A. M. Dollar. // Proceeding of 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2015). – 2015. – С. 331–338.
2. Thompson G. The Bionic Arm: New Prosthetic Devices Fuse Man and Machine / G. Thompson, D. Lubic. // Proceeding of 2009 of Seventh Annual Freshman Conference. – 2009. – №7. – С. 1–8.
3. Bandara D. S. Upper extremity prosthetics: current status, challenges and future directions / D. S. Bandara, R. A. Gopura, K. T. Hemapala. // The Seventeenth International Symposium on Artificial Life and Robotics. – 2012. – №17. – С. 875–880.
4. Pedera C. Neural Prostheses: Linking Brain Signals to Prosthetic Devices / C. Pedera, J. Martinez, R. Q. Quriga. // ICROS-SICE international joint conference. – 2009. – С. 1–6.
5. Fougner A. Control of Upper Limb Prostheses: Terminology and Proportional Myoelectric control – A Review / A. Fougner, Ø. Stavadahl, P. J. Kyberd. // Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2012. – №20. – С. 663–677.
6. Zecca M. Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal / M. Zecca, S. Micera, M. C. Carrozza. // Critical Reviews in Biomedical Engineering. – 2002. – №30. – С. 459–485.
7. Waris M. A. Control of Upper Limb Active Prosthesis Using Surface Electromyography / M. A. Waris, J. Mohsim, S. O. Gilani. // Proceedings of the 2013 International Conference on Biology, Medical Physics, Medical Chemistry. – 2013. – С. 47–51.

8. Farrell T. R. Pilot Comparison of surface vs implanted EMG for multichannel prosthesis control / T. R. Farrell, R. F. Weir. // Proceedings of IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. – 2005. – №9. – С. 277–280.
9. Joshi D. Trends in EMG based Prosthetic Hand Development: A Review / D. Joshi, S. Altreya, A. S. Arora. // Indian Journal of Biomechanics. – 2009. – №8. – С. 228–232.
10. Kumar J. S. Hand Prosthesis Based on Surface EMG Signal for Lower Arm Aputees / J. S. Kumar, M. B. Kannan, S. Sankaranarayanan. // International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering. – 2013. – №4. – С. 199–203.
11. Sudarsan S. Design and Development of EMG Controlled Prosthetic Limb / S. Sudarsan, C. Sekaran. // Proceedings of the 2012 International Conference on Modeling and Optimization and Computing. – 2012. – С. 3547–3551.
12. Raghavan A. EMG analysis and control of artificial arm / A. Raghavan, J. Sunny. // International Journal on Cybernetics & Informatics (IJCI). – 2016. – №5. – С. 317–327.
13. Lukai L. Whitening of the Electromyogram for Improved Classification Accuracy in Prosthesis Control / L. Lukai, L. Pu. // Annual International Conference of the IEEE EMBS. – 2012. – №34. – С. 2627–2730.
14. Bekir K. Machine Learning Algorithms for Characterization of EMG Signals / K. Bekir. // International Journal of Information and Electronics Engineering. – 2014. – №4. – С. 189–194.

**Вонсевич К.П., аспирант, Безуглый М.А., к.т.н., доцент, Гапонюк А.А., магистрант**  
 Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»

**ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА МИОГРАФА  
 БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА КОНЕЧНОСТИ**

*В работе рассмотрены теоретические и практические основы построения системы интуитивного управления бионическим протезом. Показаны возможности использования sEMG сигнала в качестве управляющего импульса бионической конечности. Разработана информационно-измерительная система миографа бионической конечности и исследованы её функциональные возможности на примере анализа временных характеристик sEMG сигнала базовых положений кисти – открытой ладони и движения хвата.*

**Ключевые слова:** *поверхностная электромиография, бионическое протезирование, интуитивная система управления.*

**K. Vonsevych, M. Bezuglyi, A. Haponiuk**

National technical university of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

**INFORMATION-MEASURING SYSTEM OF MYOGRAPH OF BIONIC LIMB  
 PROSTHESIS**

*Theoretical and practical foundations of design the intuitive control system of bionic prosthesis are considered in this paper. The possibilities of using the sEMG signal as a control impulse of the bionic limb are also shown. The information-measuring system of myograph of bionic limb have been developed and its functional capabilities using the example of analyzing the temporal characteristics of the sEMG signal of basic hand positions - the open palm and grasping movement have been studied.*

**Keywords:** *surface electromyography, bionic prosthetics, intuitive control system.*