

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Міністерство освіти і науки України

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

**Вонсевич Костянтин Петрович**

УДК612.741.1:617.577:681.525:616-77


**ДИСЕРТАЦІЯ**

**МІОГРАФІЧНА СИСТЕМА БІОНІЧНОЇ РУКИ З ОПТИЧНОЮ  
ІДЕНТИФІКАЦІЄЮ ТИПУ ПОВЕРХНІ**

05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,  
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

 К.П. Вонсевич

Науковий керівник:  
Безуглий Михайло Олександрович  
доктор технічних наук, доцент

Київ 2020

## АНОТАЦІЯ

*Вонсевич К.П.* Міографічна система біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи». – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Київ, 2020.

Дисертаційна робота присвячена вирішенню важливого науково-прикладного завдання підвищення точності класифікації жестів кисті руки та достовірності ідентифікації структури об'єктів маніпуляції у системі протезу з міокеруванням. Розпізнавання категорій фізіологічних рухів і жестів забезпечується одночасним аналізом сигналів двох міографічних каналів та можливістю ідентифікації типу контактної поверхні об'єктів маніпуляції шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії. Це дозволило реалізувати біокерування рухами пальця протезу із варіативними параметрами швидкості та сили стиснення, теоретично та експериментально обґрунтувати методику і апаратні засоби для імплементації штучних нейронних мереж та оптичної ідентифікації у завданнях класифікації міографічних сигналів і визначення типів контактних поверхонь.

У роботі вирішено вказане науково-прикладне завдання завдяки використанню у міографічній системі біонічної руки структури мультирівневих штучних нейронних мереж, що виконують розпізнавання набору рухів пальців та системи оптичної ідентифікації із концентратором оптичної енергії для визначення типів контактних поверхонь.

Основні результати дисертаційного дослідження викладено у чотирьох розділах. У першому розділі «Методи та технічні засоби протезування верхніх кінцівок людини» наведені результати аналітичного огляду та літературного

пошуку, що розкривають проблематику порушуваних у дисертації задач. Зокрема, представлено структурну схему біонічної протезної системи верхньої кінцівки. Проведено дослідження засобів і технології реєстрації сигналів м'язової активності кисті та пальців руки. Здійснено класифікацію електроміографічних та форсе-міографічних методів вимірювання рухової та силової активності м'язів, наведено алгоритм отримання і розпізнавання сигналів для керування рухами протезу.

Розглянуто протезні системи верхніх кінцівок з біокеруванням і відмінності їх конструктивних та функціональних характеристик. Показано методи та засоби зворотного зв'язку в протезних пристроях. Визначено особливості електронно-програмної класифікації сигналів для міографічної системи біонічного протезу. На основі проведеного аналітичного огляду, визначено перелік задач, що повинні бути вирішені у дисертаційній роботі.

У другому розділі «Вдосконалення міореєструючої системи протезу руки засобами оптичної ідентифікації» представлено вдосконалення двоканальної міореєструючої системи протезу руки засобами оптичної ідентифікації. Зокрема, розроблено схему функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки із оптичною ідентифікацією типу поверхні, що дозволило визначити структуру та початкові вимоги до алгоритму функціонування системи, базуючись на граничних умовах її застосування. Описано алгоритм функціонування та формування вихідних сигналів руху пальців біонічної руки. Окрім того, розроблено алгоритм визначення типу контактної поверхні та генерації проміжних параметрів для міографічної системи біонічної руки, що дозволило здійснити покроковий опис процесу роботи міографічної системи і обґрунтувати початкові умови до створення та імплементації математичної моделі. Створено математичну модель визначення вхідних сигналів міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні, що дозволила здійснити аналіз процесів перетворення вхідних сигналів у вихідні сигнали руху експериментального зразку штучного пальця.

У третьому розділі «Розроблення експериментального зразка протезу руки з міоелектронним керуванням» показано процес розроблення експериментального зразка протезу з міоелектронним керуванням. Зокрема, створено алгоритм роботи

модулів вимірювання електроміографічних та force-міографічних сигналів, що дозволив визначити особливості та окремі обмеження при визначенні сигналів, а також створити програмне забезпечення для міографічної системи. Виготовлено вимірювальні модулі та охарактеризовано окремі принципи реалізації їх складових частин, внаслідок чого вдалось визначити схеми функціонування розроблених приладів, сумісно із створеним програмним забезпеченням та міографічною системою біонічної руки. Розроблено алгоритм і структуру модуля вимірювання сигналу оптичної ідентифікації, визначено початкові умови і обмеження при проведенні досліджень по визначенню типу контактної поверхні, що дало можливість створити передумови для розробки методики розпізнавання типу поверхні створеним модулем та її практичної імплементації у міографічній системі.

У четвертому розділі «Експериментальне дослідження функціонування міографічної системи біонічної руки» здійснено практичну апробацію та представлено експериментальні дослідження функціонування міографічної системи біонічної руки. Зокрема, визначено набір рухів пальців рук для міографічної системи біонічної руки та визначено послідовність проведення міографічних вимірювань, що дало можливість визначити передумови до процесу оцінювання вхідних сигналів міографічної системи і організації процесу їх подальшої класифікації. Показано процес отримання масиву вхідних даних для системи біонічної руки. Проведено систематизацію груп пацієнтів та проаналізовано результати класифікації вхідних сигналів для міографічної системи, залежно від виду вимірюваного сигналу та позиціонування вимірювальних сенсорів на кінцівці пацієнта.

Здійснено оцінювання часових характеристик поверхневої електроміограми та часових характеристик force-міограми фізіологічних рухів кисті руки. Визначено експериментальну методику розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації із використання штучної нейронної мережі, що дало можливість визначити принципи застосування запропонованого методу оптичної ідентифікації у системі біонічної руки.

Здійснено експериментальну апробацію функціонування міографічної системи біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні. Обґрунтовано складові рухів біонічних пальців із варіативними параметрами швидкості та сили стиснення, залежно від значень вихідних сигналів.

Під час виконання дисертаційної роботи отримано такі наукові результати:

1. Вдосконалено метод розпізнавання категорій фізіологічних рухів та жестів шляхом аналізу електро- та форс- міографічних сигналів мультирівневими штучними нейронними мережами, що дозволило підвищити точність класифікації жестів кисті руки.
2. Вдосконалено метод розпізнавання контактної поверхні пальцем протезу шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії, що дало можливість підвищити достовірність ідентифікації структури об'єктів маніпуляції.
3. Вдосконалено метод координації рухів протезу кисті руки шляхом одночасної реєстрації і розпізнавання фізіологічних сигналів та сигналу оптичної ідентифікації, що дало можливість реалізувати біокерування рухами пальців протезу із варіативними параметрами швидкості та сили стиснення.

Практична цінність отриманих результатів дисертації полягає у тому що:

1. Створений алгоритм і програмна реалізація забезпечили розпізнавання і відтворення видів рухів із варіативними параметрами швидкості та керування стисненням пальців протезу руки.
2. Розроблені макети і прототипи вимірювальних модулів, створені алгоритми і програмне забезпечення «IMsEMG» та «IMFMG» (захищені свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 8351-19 та № 8349-19 відповідно), забезпечили вимірювання електроміографічного та force-міографічного

сигналів, розрахунок їх значущих параметрів і класифікацію згідно з визначеним набором видів рухів.

3. Розроблені вимірювальні схеми, алгоритм та програмне забезпечення «IMFeed» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 8350-19) створили умови для реалізації біокерування рухами протезу руки за сигналами оптичної ідентифікації контактної поверхні при м'язовій біоактивності.

*Ключові слова:* біонічний протез руки, класифікація сигналів, матриця похибок, оптична ідентифікація, поверхнева електроміографія, протезування, розпізнавання поверхонь, штучна нейронна мережа, force-міографія, TDF-характеристики.

### **Список публікації здобувача**

Наукові праці, у яких опубліковані основні наукові результати дисертації.

1. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski and J. Awrejcewicz, "Features of low-channel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement", *Engineering Dynamics and Life Sciences*, Lodz: DAB&M of TUL Press, pp. 567-578, 2017
2. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки", *Перспективні технології та прилади*, №10, с. 32 – 37, 2017.
3. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №1, с. 45 – 53, 2018.

4. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23–33, 2019.
5. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160–168, 2019.
6. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, and O.A. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації.

7. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый, "Особенности бионического протезирования верхних конечностей", на 9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016», Минск, 2016, с.36 – 37.
8. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый, "Бионическое протезирование пальцев рук", на 10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2016, с.214.
9. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, "Electromyographic indicators for bionic prosthetics of fingers", на 15-й Міжнародній науково-технічній конференції «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи», Київ, 2016, с.138-139.
10. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый "Модель классификации движений пальцев рук для протезного применения», на 10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017», Минск, 2017, с. 225-226.
11. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Biomechatronic solution for human fingers replacement", in Proc. 14-th international conference «Dynamical systems: theory and applications», Lodz, 2017, p. 392.

12. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглый, "Force-міографічна система керування біонічним протезом пальців руки", на XVII Міжнародній науково-технічній конференції «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи», Київ, 2018, с.130-131.
13. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Force-миография в распознавании жестов рук", на 11-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2018, с.83.
14. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Особенности Force-міографічного методу діагностики рухової активності м'язів", на XI науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», Київ, 2018, с.366-369.
15. Ю.В. Лобур, К.П. Вонсевич, "Модуль неінвазивного зворотного зв'язку в системі штучного пальця", на XIV Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2018, с. 288-290.
16. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Электронно-оптический модуль определения типа поверхности для протеза верхней конечности", на 12-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.142.
17. К.А. Варданесян, К.П. Вонсевич, "Особенности измерения и анализа сигналов в биоэлектрических протезах верхних конечностей", на 12-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2019», Минск, 2019, с. 140-142.
18. К.А. Варданесян, К.П. Вонсевич, "Система електроміографу для біоелектричного протезування руки", на XV Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2019, с. 310-313.



Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації.

19. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, "Інструкція з використання «ІМFMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8349-19*, 01.10.2019.
20. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та М.О. Безуглий, "Інструкція з використання «ІМFeed»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8350-19*, 01.10.2019.
21. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та К.А. Варданесян, "Інструкція з використання «ІMsEMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8351-19*, 01.10.2019.

## ANNOTATION

Vonsevych K.P. Myographic system of bionic hand with optical identification of surface type. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Thesis for the degree of Candidate of Technical Sciences in specialty 05.11.17 «Biological and medical devices and systems». – National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute» MES of Ukraine, National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute» MES of Ukraine, Kyiv, 2020.

The dissertation is devoted to the solution of an important scientific and applied problem of increasing the classification accuracy of hand gestures and the reliability of identification of objects manipulation structure in the prosthesis system with myocontrol.

Recognition of categories of physiological movements and gestures have been provided by the simultaneous signal analysis of two myographic channels and the possibility of identifying contact surface type of objects by optical identification with instruments of concentration of optical energy. This allowed implement bio-control of finger prosthesis movements with variable parameters of speed and grip force; theoretically and experimentally substantiate the methodology and hardware for the implementation of artificial neural networks and optical identification in the problems of classification of myographic signals and determining the types of contact surfaces.

The specified scientifically applied problem has solved in work due to the use in the myographic system of the bionic hand the structure of multilevel artificial neural networks that perform the recognition of a set of finger movements and optical identification system with an optical energy concentrator to determine types of contact surfaces.

The main content of the thesis has outlined in four chapters. The first chapter “Methods and technical instruments of prosthetics of the upper extremities” presents the results of analytical and literature review which revealing the problems raised in the dissertation.

In particular, the block diagram of the bionic prosthetic system of upper extremity and study of the means and technology of recording signals of muscular activity of the hand and fingers have presented. The classification of electromyographic and force-myographic methods for measuring the motor and force activity of muscles have performed, the algorithm of obtaining and recognizing signals for controlling the movements of the prosthesis has given. Prosthetic systems of upper extremities with biocontrol and differences of their constructive and functional characteristics have considered. Methods and means of feedback in prosthetic devices have shown. Peculiarities of electronic-software classification of signals for myographic system of bionic prosthesis have determined. Based on the analytical review the list of tasks, which should to be solve in the dissertation have determined.

In second chapter, «Improvement of myoregistration system of hand prosthesis by instruments of optical identification» the improvement of two-channel muscle signal recording system of hand prosthesis by instruments of optical identification have shown. In particular, a scheme of functioning of the myographic system of biocontrolled prosthesis of the hand with optical identification of surface type has developed, which allowed determine the structure and initial requirements to the functioning algorithm of the system, based on the boundary conditions of its application. The algorithm of functioning and formation of output signals of movement of fingers of a bionic hand has described. In addition, an algorithm for determining the type of contact surface and generating intermediate parameters for the myographic system of the bionic hand has developed, which allowed to make a step-by-step description of the myographic system and justify the initial conditions for creating and implementing a mathematical model. The mathematical model for determining input signals of the myographic system with optical identification of the surface type, which allowed the analysis of conversion input signals into output signals of movement for the experimental sample of an artificial finger, has created.

Third chapter «Development of an experimental sample of a hand prosthesis with myoelectronic control» shows the process of development of prosthesis experimental sample with myoelectronic control. In particular, an algorithm of work for modules for

measuring electromyographic and force-myographic signals has created, which allowed to determine the features and some limitations in determining the signals, as well as to create software for the myographic system. Measuring modules have made and separate principles of realization of their constituent parts have characterized, as result of which it was possible to define functioning schemes for developed devices, together with the created software and myographic system of bionic hand. An algorithm and structure of the module for measuring the optical identification signal have been developed, initial conditions and limitations in conducting research to determine the type of contact surface have been determined, which made possible to create preconditions for developing methods of surface type recognition by the created module and its practical implementation in the myographic system.

In fourth section «Experimental research of the functioning of the myographic system of the bionic hand» a practical approbation has performed and experimental studies of the functioning of myographic system of bionic hand have presented. In particular, a set of finger movements for the myographic system of bionic hand was determined and the sequence of myographic measurements was determined, which made it possible to determine the prerequisites for the process of evaluating input signals of myographic system and organizing the process of their further classification. The process of obtaining an array of input data for bionic hand system has shown. The systematization of patients groups has carried out and the results of input signals classification for the myographic system, depending on the type of measured signal and positioning of measuring sensors on the patient's limb have analyzed. The temporal characteristics of the surface electromyogram and the temporal characteristics of the force-myogram for the wrist physiological movements have evaluated.

An experimental method of surface type recognition by the module of optical identification using an artificial neural network was determined, which made possible to determine the principles of application of the proposed method of optical identification in the bionic hand system. An experimental approbation of the functioning of bionic hand myographic system with optical identification of the surface type has performed. The

composition of bionic finger movements with variable parameters of velocity and grip force, depending on the values of the output signals have substantiated.

During the dissertation research, such main scientific results have obtained:

1. The method for recognizing categories of physiological movements and gestures by analyzing electro- and force-myographic signals on the base of multilevel artificial neural networks have been improved, which allowed to increase the accuracy of classification of wrist gestures.
2. The method of recognizing the contact surface by a finger prosthesis due to optical identification with instruments of concentration optical energy have been improved which made possible to increase the reliability of identification of the structure of the objects of manipulation.
3. The method of hand prosthesis movements coordination based on simultaneous registration and recognition of physiological signals and optical identification signal have been improved, which made possible to implement biocontrol of prosthesis finger movements with variable parameters of speed and grip force.

The practical significance the obtained results in dissertation:

1. The created algorithm and software provided recognition and reproduction of movements types with variable parameters of speed and control of grip force for prosthesis fingers.
2. Developed models and prototypes of measuring modules, created algorithms and software «IMsEMG» and «IMFMG» (protected by copyright registration certificate № 8351-19 and № 8349-19 respectively), provided measurement of electromyographic and force-myographic signals, calculation of their significant parameters and classification according to a certain set of movements types.
3. Developed measurement schemes, algorithm and software «IMFeed» (protected by copyright registration certificate № 8350-19) created the conditions for realisation

of biocontrol for movements of hand prosthesis based on the signals of optical identification of the contact surface during muscle bioactivity.

*Keywords:* artificial neural network, bionic hand prosthesis, confusion matrix, force myography, optical identification, prosthetics, signal classification, surface electromyography, surface recognition, time domain features.

### **List of the applicant's publication**

Scientific works in which the main scientific results of the dissertation have published.

1. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski and J. Awrejcewicz, «Features of low-channel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement», *Engineering Dynamics and Life Sciences*, Lodz: DAB&M of TUL Press, pp. 567-578, 2017.
2. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, and O.A. Gaponiuk, «Information-measuring system of myograph of bionic limb prosthesis», *Perspektyvni Tekhnolohii ta Prilady*, №10, c. 32 – 37, 2017.
3. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, and O.A. Gaponiuk, «Evaluation of electromyogram time characteristics of the wrist functional movements for intuitive control of bionic prosthesis», *Naukovi Visti NTUU KPI*, №1, c. 45 – 53, 2018.
4. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, «Fingers movements control system based on artificial neural network model», *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23–33, 2019.
5. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, «Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method», *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160–168, 2019.

6. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, and O.A. Prytula, «Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application», *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.

Scientific works that certify the approbation of the dissertation materials:

7. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, «Features of bionic prosthetics of the upper extremities», at the 9th International Scientific and Technical Conference «Instrumentation-2016», Minsk, 2016, c.36 – 37.
8. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, «Bionic finger prosthetics», at the 10th International Scientific and Technical Conference of Young Scientists and Students «New Trends in the Development of Instrument-Making», Minsk, 2016, c.214.
9. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, «Electromyographic indicators for bionic prosthetics of fingers», at the 15th International Scientific and Technical Conference «INSTRUMENT MANUFACTURING: Status and Prospects», Kyiv, 2016, c.138-139.
10. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi “Classification model of finger movements for prosthetic use”, at the 10th International Scientific and Technical Conference “Instrument-Making-2017”, Minsk, 2017, p. 225-226.
11. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, «Biomechatronic solution for human fingers replacement», in Proc. 14-th international conference «Dynamical systems: theory and applications», Lodz, 2017, p. 392.
12. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, «Force-myographic control system of bionic finger prosthesis», at the XVII International Scientific and Technical Conference «INSTRUMENT MANUFACTURING: state and prospects», Kyiv, 2018, c.130-131.
13. O.A. Prytula, K.P. Vonsevych, «Force-myography in the recognition of hand gestures, at the 11th International Scientific and Technical Conference of Young Scientists and Students «New Trends in the Development of Instrument Engineering», Minsk, 2018, c.83.

14. O.A. Prytula, K.P. Vonsevych, «Peculiarities of Force-myographic method of diagnostics of motor activity of muscles», at the XI scientific-practical conference of students and post-graduate students «Look into the future of instrument making», Kyiv, 2018, c.366-369.
15. Y.V. Lobur, K.P. Vonsevych, «Module of non-invasive feedback in the artificial finger system», at the XIV Scientific-practical conference of students, graduate students and young scientists «Efficiency of engineering solutions in instrument making», Kyiv, 2018, p. 288-290.
16. O.A. Prytula, K.P. Vonsevych, «Electron-optical module for determining the type of surface for an upper limb prosthesis», at the 12th International scientific and technical conference of young scientists and students «New directions in the development of instrumentation», Minsk, 2019, c.142.
17. K.A. Vardanesyan, K.P. Vonsevych, «Features of the measurement and analysis of signals in bioelectric prostheses of the upper limbs», at the 12th International Scientific and Technical Conference «Instrument-Making-2019», Minsk, 2019, p. 140-142.
18. K.A. Vardanesyan, K.P. Vonsevych, «Electromyograph system for bioelectric prosthetics of the hand», at the XV Scientific and practical conference of students, graduate students and young scientists «Efficiency of engineering solutions in instrument making», Kyiv, 2019, c. 310-313.

Scientific works that additionally confirm the scientific results of the dissertation:

19. K.P. Vonsevych, O.A. Prytula, “Instructions for use of «IMFMG»”, *Copyright registration certificate № 8349-19*, 01.10.2019.
20. K.P. Vonsevych, O.A. Prytula, and M.A. Bezuglyi, “Instructions for use of «IMFeed»”, *Copyright registration certificate № 8350-19*, 01.10.2019.
21. K.P. Vonsevych, O.A. Prytula, та K.A. Vardanesyan, “Instructions for use of «IMsEMG»”, *Copyright registration certificate № 8351-19*, 01.10.2019.



## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	20
ВСТУП.....	21
РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ ТА ТЕХНІЧНІ ЗАСОБИ ПРОТЕЗУВАННЯ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ.....	28
1.1. Структурна схема біонічної протезної системи верхньої кінцівки.....	28
1.2. Засоби і технології реєстрації сигналів м'язової активності кисті та пальців руки і їх сенсорне розпізнавання .....	31
1.3. Сенсорні засоби вимірювання та аналізу сигналів рухової та силової активності м'язів руки для протезування.....	35
1.3.1. Класифікація електроміографічних та форсе-міографічних методів	37
1.3.2. Алгоритм отримання і розпізнавання сигналів рухової активності м'язів і їх застосування для керування рухами протезу.....	39
1.3.3. Реєстрація та обробка сигналів sEMG та FMG в біонічному протезуванні.....	42
1.4. Протезні системи верхніх кінцівок з біокеруванням і відмінності їх конструктивних та функціональних характеристик .....	45
1.5. Методи та засоби зворотного зв'язку в протезних пристроях.....	47
1.6. Електронно-програмна класифікація сигналів для міографічної системи біонічного протезу.....	51
1.7. Постановка задачі.....	55
1.8. Висновки до розділу 1.....	57
РОЗДІЛ 2. ВДОСКОНАЛЕННЯ МІОРЕЄСТРУЮЧОЇ СИСТЕМИ ПРОТЕЗУ РУКИ ЗАСОБАМИ ОПТИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ .....	58
2.1. Розроблення схеми функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні та граничних умов її застосування.....	58

2.2.	Розроблення алгоритму функціонування та формування міографічних сигналів руху штучних пальців біонічної руки .....	63
2.3.	Розроблення алгоритму визначення типу поверхні та генерації проміжних параметрів для міографічної системи біонічної руки.....	64
2.4.	Розроблення математичної моделі визначення вхідних сигналів міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні.....	66
2.5.	Висновки до розділу 2.....	72

### РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ЗРАЗКА ПРОТЕЗУ РУКИ З МІОЕЛЕКТРОННИМ КЕРУВАННЯМ..... 73

3.1.	Алгоритм роботи модулів вимірювання sEMG та FMG сигналів .....	73
3.2.	Розроблення і виготовлення конструкції та програмного забезпечення модуля вимірювання й інтерпретації електросигналів м'язової активності .....	75
3.2.1.	Конструювання модуля вимірювання sEMG сигналів.....	75
3.2.2.	Програмне забезпечення роботи модуля вимірювання sEMG сигналів.....	77
3.3.	Розроблення і виготовлення конструкції та програмного забезпечення модуля вимірювання й інтерпретації force-міографічних сигналів м'язової активності .....	79
3.3.1.	Конструювання модуля вимірювання FMG сигналів.....	79
3.3.2.	Програмне забезпечення роботи модуля вимірювання FMG сигналів.....	81
3.4.	Метод оптичної ідентифікації типу поверхні: початкові умови дослідження та алгоритм проведення вимірювань.....	83
3.5.	Висновки до розділу 3.....	87

### РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНУВАННЯ МІОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ БІОНІЧНОЇ РУКИ..... 88

4.1.	Набір рухів пальців рук для міографічної системи біонічної руки .....	88
4.2.	Отримання масиву вхідних даних для системи біонічної руки.....	92

4.3. Систематизація груп пацієнтів та послідовність проведення міографічних вимірювань.....	98
4.4. Оцінювання часових характеристик поверхневої електроміограми фізіологічних рухів кисті руки.....	100
4.5. Оцінювання часових характеристик force-міограми фізіологічних рухів кисті руки .....	108
4.6. Методика розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації з використанням штучної нейронної мережі.....	112
4.7. Експериментальна апробація функціонування міографічної системи біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні .....	120
4.8. Висновки до розділу 4.....	128
ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ.....	130
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....	132
Додатки.....	152
Додаток А. Алгоритм функціонування та формування міографічних сигналів руху пальцями біонічної руки.....	153
Додаток Б. Методика роботи у програмному забезпеченні модуля вимірювання sEMG сигналів.....	156
Додаток В. Методика роботи у програмному забезпеченні модуля вимірювання FMG сигналів.....	163
Додаток Г. Антропометричні дані пацієнтів.....	170
Додаток Ґ. Акти практичного впровадження.....	172
Додаток Д. Список публікацій здобувача.....	175

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач  
ЕТС – електро-тактильна стимуляція  
ЗЗ – зворотний зв'язок  
КОЕ – концентратор оптичної енергії  
МК – мікроконтролер  
МН – машинне навчання  
МП – матриця похибок  
МС – міографічна система  
ОЗЗ – оптичний зворотний зв'язок  
ОІ – оптична ідентифікація  
ОН – опорна напруга  
ПЗ – програмне забезпечення  
ПК – персональний комп'ютер  
Поз – позиція  
ПС протезна система  
РФЕ – розширений фізіологічний ефект  
САК – самостійний автоматичний контроль  
СВ – серія вимірювань  
СпВ – спосіб вимірювання  
ANN – штучна нейронна мережа  
EMG – електроміографія  
FMG – force-міографія  
FP – хибно-позитивна відповідь  
MAD – середнє абсолютне відхилення  
sEMG – поверхнева електроміографія  
TDF – часові характеристики  
VAR – дисперсія функції

## ВСТУП

### **Актуальність теми дослідження.**

У складній структурі наслідків локальних та глобальних світових воєн, травматизму на виробництві, вроджених аномалій, дизваскулярності, неоплазії та людських травм різного роду, одним із найбільш значущих факторів виступає повна або часткова втрата кінцівок. За статистичними даними [1], у найбільш продуктивному віці – від 16 до 54 років – відбуваються ампутації рук, ніг та окремих частин і фаланг кінцівок. Однією з основних першопричин ампутацій верхніх та нижніх кінцівок є вогнепальні поранення різного роду складності. Так, за даними літературних джерел, серед потерпілих з вогнепальними травмами переважають важкі (85,4%) та украй важкі (5,5%) поранення [2], що у 8-19,6% випадків закінчуються укороченням кінцівок, а у 11,8% – ампутаціями. Підтвердженням цієї тенденції є дані Центру Медичної статистики МОЗ України за період з 2010 по 2015 роки, згідно з якими було проведено 76339 ампутацій різного роду, без урахування показників у АР Крим та окремих частинах Донецької і Луганської областей у 2014 та 2015 рр. Серед основних першопричин ампутацій виділяють: судинні захворювання, хворобу «діабетичної стопи», наслідки роботи з циркулярною пилкою (32,5%), виробничими механізмами (30%), вогнепальні й вибухові травми (20,1%), ураження електричним струмом (6,3%). Одним з найскладніших випадків ампутації кінцівок є втрата великого пальця кисті пацієнта, яка не закінчується ізольованою ампутацією і у 81% випадків має місце ампутація інших пальців тієї ж кисті [3].

Для подолання наслідків різного роду ампутацій найчастіше застосовують трансплантацію здорової кінцівки (або її частини) та протезування [3,4]. Трансплантація обтяжена складністю процесу хірургічного втручання [5], проблемою наявності донора та, в окремих випадках, неможливістю застосування. У такому випадку до тіла пацієнта пристосовують протезний пристрій, який може естетично або функціонально замінити ампутовану частину. Водночас адаптивний фізіологічний функціонал властивий тільки біонічним протезам, сучасні зразки

яких мають не лише зовнішню подібність до здорової кінцівки, а й здатні частково відновити її сенсорно-моторні функції.

Біонічні протези, що виробляються, наприклад, компаніями «Össur Corporation», «Ottobock», «Touch Bionics» чи «Open Bionics», поряд з косметичними силіконовими оболонками використовують механічні привідні механізми та електронні схеми вимірювання та аналізу біологічних сигналів. Питання підвищення ефективності розпізнавання жестів рук та точності відтворення окремих рухів і елементів сенсорики у системах протезів верхніх кінцівок розглядаються в роботах багатьох вчених. Зокрема, дослідження принципів міографічних досліджень проводиться у роботах (C.J. De Luca, H. Hermens, C. Castellini, E. Scheme, M.H. Malek), відтворення елементів сенсорики і ідентифікації поверхонь (S. Micera, E. Todorov, C. Cipriani, M. Controzzi), а принципів організації систем для відтворення окремих рухів (G. Pfurtscheller, G. Müller-Putz, C.M. Carrozza, C. Menon, S. Stramigioli) та іншими.

Застосування комплексного поєднання електронного керування виконавчими механізмами протезу, що базується на міографічних сигналах вимірюваних з кукси пацієнта, дозволяє відтворювати лише набір окремих рухів природних кінцівок, однак не забезпечує повноцінного відновлення їх функціональності. Більше того, міографічні системи біонічних кінцівок, що здатні повторити набір рухів пальців чи кисті пацієнта, використовують масив сенсорів, здійснюючи багатоканальні вимірювання біологічних сигналів та ускладнюючи прилад і його вартість. Водночас не розв'язаним залишається завдання ефективного розпізнавання рухів пальців у міографічних системах протезів із обмеженою кількістю вимірювальних каналів. Окрім того, не вирішеним однозначно залишається і завдання визначення типу контактної поверхні (аналог чутливості та дотику пальця) в малоканальних міографічних системах біонічних рук.

Таким чином, створення біонічної руки зі значною кількістю категорій фізіологічних рухів і жестів, розпізнавання яких забезпечується одночасним аналізом сигналів малої кількості міографічних каналів та можливістю

ідентифікації типу контактної поверхні є актуальною науково-прикладною задачею протезно-ортопедичного приладобудування.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.**

Дисертаційна робота пов'язана з науково-дослідними роботами кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» «Створення фундаментальних засад взаємодії польових структур об'єктів при діагностиці та лікуванні» №0108U000442, «Електро-міографічна система вимірювання та класифікації біологічних сигналів біонічного протезу пальців рук» №0118U004714.

### **Мета і задачі дослідження.**

**Метою дисертаційної роботи** є створення міографічної системи протезної руки з розширеними можливостями рухів та жестів із розпізнаванням міоелектричних сигналів нейромережевим інтерфейсом та оптичним ідентифікатором контактної поверхні для дотику пальців.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Визначити види біологічних сигналів, методи та технічні засоби протезування верхніх кінцівок.
2. Обґрунтувати технічні вимоги до розпізнавання контактної поверхні об'єктів маніпуляції у системі біонічної руки на підставі аналізу методів та сенсорів зворотного зв'язку в протезних пристроях.
3. Розробити модель електронно-програмної класифікації сигналів на основі штучних нейронних мереж для впровадження у експериментальний зразок протезу руки з міоелектронним керуванням.
4. Визначити масив вхідних даних і алгоритм проведення досліджень, створити модулі вимірювання і програмне забезпечення для інтерпретації виміряних електричних сигналів м'язової активності та сигналів оптичної ідентифікації.
5. Провести експериментальну апробацію функціонування двоканальної міографічної системи біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні для типового набору рухів пальців.

*Об'єкт дослідження* – процес протезування руки при ампутаціях.

*Предмет дослідження* – міографічна система протезу руки людини з використанням штучних нейронних мереж та оптичною ідентифікацією типу поверхні.

### **Методи дослідження.**

У роботі використовувались: методи поверхневої електроміографії та методи force-міографії – для вимірювання вхідних сигналів міографічної системи при виконанні набору функціональних рухів штучних кисті та пальців руки; методи класифікації та аналізу вхідних сигналів системи біонічної руки, які оцінювались класифікацією набору відповідних категорій; методи розробки штучних нейронних мереж – для визначення структури та параметрів нейронних мереж, як класифікатору для оцінювання розрахованих параметрів вхідних сигналів; оцінювання класифікації методом матриці похибок – для наглядного порівняння ефективності застосування структур штучних нейронних мереж при класифікації вхідних сигналів; методи організації зворотного зв'язку та ідентифікації поверхонь – для визначення початкових умов і побудови схеми вимірювання сигналу оптичної ідентифікації типу контактної поверхні для біонічної руки.

### **Наукова новизна одержаних результатів.**

1. Вдосконалено метод розпізнавання категорій фізіологічних рухів та жестів шляхом аналізу електро- та форс- міографічних сигналів мультирівневими штучними нейронними мережами, що дозволило підвищити точність класифікації жестів кисті руки.
2. Вдосконалено метод розпізнавання контактної поверхні пальцем протезу шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії, що дало можливість підвищити достовірність ідентифікації структури об'єктів маніпуляції.
3. Вдосконалено метод координації рухів протезу кисті руки шляхом одночасної реєстрації і розпізнавання фізіологічних сигналів та сигналу оптичної ідентифікації, що дало можливість реалізувати біокерування



рухами пальців протезу із варіативними параметрами швидкості та сили стиснення.

**Практичне значення одержаних результатів** для галузі медичного приладобудування полягає в тому, що:

1. Створений алгоритм і програмна реалізація забезпечили розпізнавання і відтворення видів рухів із варіативними параметрами швидкості та керування стисненням пальців протезу руки.
2. Розроблені макети і прототипи вимірювальних модулів, створені алгоритми і програмне забезпечення «IMsEMG» та «IMFMG» (захищені свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 8351-19 та № 8349-19 відповідно), забезпечили вимірювання електроміографічного та force-міографічного сигналів, розрахунок їх значущих параметрів і класифікацію згідно з визначеним набором видів рухів.
3. Розроблені вимірювальні схеми, алгоритм та програмне забезпечення «IMFeed» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 8350-19) створили умови для реалізації біокерування рухами протезу руки за сигналами оптичної ідентифікації контактної поверхні при м'язовій біоактивності.

#### **Особистий внесок здобувача.**

Основні наукові положення та усі винесені на захист результати дисертації, що становлять наукову новизну і практичну цінність отримано особисто. Також автором сформульовано основні задачі дослідження, обрані методи їх вирішення, розроблено алгоритмічні, схемо-технічні та програмні рішення для створення вимірювальних модулів міографічної системи біонічної руки. У працях опублікованих у співавторстві здобувачеві належить: розробка принципів функціонування вимірювального засобу для force-міографії; ідея схемо-технічної та програмної реалізації електроміографічного модуля вимірювання біологічних сигналів; ідея практичного застосування результатів комбінованого розрахунку параметрів електроміографічного сигналу; обґрунтування вибору моделі класифікації біологічних сигналів для системи біонічного протезу; аналіз

достовірності класифікації міографічних сигналів методом штучних нейронних мереж для обмеженого набору фізіологічних жестів кисті руки; аналіз відбиваючих властивостей біологічних тканин на визначених довжинах хвиль; розробка схеми класифікації видів зворотного зв'язку в біонічних протезах; ідея схемо-технічної реалізації системи оптичної ідентифікації для біонічного протезу пальця; розробка моделі штучної нейронної мережі для розпізнавання сигналів відбитого від окремих видів поверхонь оптичного випромінювання.

### **Апробація результатів дисертації.**

Основні наукові та практичні результати, отримані в дисертаційній роботі, були представлені на таких наукових семінарах та міжнародних і всеукраїнських конференціях: «Новые направления развития приборостроения» (г. Минск, Беларусь, 2016, 2019 р.р.); «Приборостроение» (г. Минск, Беларусь, 2016, 2017, 2019 р.р.); «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи» (м. Київ, Україна, 2016, 2018 р.р.); «Dynamical Systems Theory and Applications» (Lodz, Poland, 2017 р.); «Погляд у майбутнє приладобудування» (м. Київ, Україна, 2018 р.); «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» (м. Київ, Україна, 2018, 2019 р.р.);

Результати дисертаційної роботи також впроваджено у навчально-виробничий процес ТОВ «МЕДХОЛДІНГ» (м. Київ) та навчальний процес приладобудівного факультету національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» при підготовці студентів за освітньо-науковими та освітньо-професійними програмами.

### **Публікації.**

Основні результати дисертаційної роботи було викладено у 21 науковій праці, у тому числі в 1 колективній монографії, 5 статтях у наукових фахових виданнях (з них 1 стаття у виданні іноземних держав; 4 у виданнях України, що включені до міжнародних науко метричних баз), 3 свідоцтвах на реєстрацію авторського права, 12 тезах доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

### **Структура та обсяг дисертації.**

Дисертаційна робота складається з анотації, переліку умовних позначень, вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків.

Загальний обсяг дисертації становить 180 сторінок, з яких основний зміст викладено на 111 сторінках, містить 62 рисунки (16 з яких у додатках), 11 таблиць (1 з яких у додатках), список використаних джерел із 159 посилань та 6 додатків на 27 сторінках.

## **РОЗДІЛ 1**

### **МЕТОДИ ТА ТЕХНІЧНІ ЗАСОБИ ПРОТЕЗУВАННЯ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ**

У цьому розділі наведені результати аналітичного огляду та літературного пошуку, що розкривають проблематику порушуваних у дисертації задач. Зокрема, представлена структурна схема біонічної протезної системи верхньої кінцівки, досліджені біофізичні основи реєстрації сигналів для інтуїтивного керування біонічним протезом руки, з'ясовані особливості вимірювання та аналізу біопотенціалів м'язів руки в задачах біонічного протезування, наведені технічні засади конструювання та основні характеристики сучасних протезних систем, а також розглянуті методи та сенсори для забезпечення зворотного зв'язку й ідентифікації поверхонь в протезних пристроях та особливості класифікації сигналів активності м'язів для системи біонічного протезу.

#### **1.1 Структурна схема біонічної протезної системи верхньої кінцівки**

Біонічний протез є комплексною системою, для успішної реалізації якої необхідно витримати цілий ряд критеріїв та забезпечити реалізацію окремих функцій. Враховуючи медичну імплементацію готового виробу до таких критеріїв відносять: вагу, габаритні розміри, біоміметичну подібність, можливість інтуїтивного керування, дешевизну і енергоефективність протезної системи (ПС) [1, 6]. Фактично, кожна ПС є унікальною та залежить від запропонованої розробником конструкції, кількості ступенів свободи, системи керування, наявності зворотного зв'язку, і як наслідок – функціоналу розробленого зразка. Водночас основні функціональні блоки, що присутні в тій чи іншій системі біонічного протезу, є типовими і властиві практично кожному дослідному зразку або готовому виробу. На основі результатів аналітичного огляду запропонуємо схему біонічної ПС верхньої кінцівки людини, показану на рис. 1.1.



Рисунок 1.1 Схема біонічної протезної системи верхньої кінцівки

Кількість та тип вимірювальних сенсорів, що застосовуються в ПС, залежать від обраного розробником методу вимірювання вхідних біологічних сигналів. Серед основних методів вимірювання, що застосовуються в практиці біонічного протезування та визначають тип використаного сенсору, виділяють: електроміографію (sEMG), force-міографію (FMG), електроенцефалографію, електронейрографію, електрокортикографію, вимірювання активності м'язів шляхом ультразвукових досліджень [7-10] та інші. У випадку застосування міографічних методів вимірювання, датчики розташовуються у зоні найвищої активності м'язів ушкодженої кінцівки, а її сканування відбувається у вимірювальних каналах, кількість яких складає, як правило, від 1 до 128 [11-12].

Блок обробки сигналу для біонічних протезних систем містить різноманітні схеми підсилення та попередньої обробки вимірюваних імпульсів (їх фільтрацію, згладжування, інтегрування тощо) для можливості подальшого використання визначеного рівня сигналів у мікроконтролерному блоці керування. Електричні схеми адаптації сигналу залежать від фізичної природи імпульсів та, в переважній більшості випадків, включають такі електронні компоненти як операційні підсилювачі, смугові фільтри, випрямлячі та інші. [13, 14].

Мікроконтролерний блок керування (МКБК) протезної системи призначений для обробки та класифікації вхідних біологічних сигналів, співставлення їх з набором визначених жестів або рухів здорової кінцівки, генерування вихідних сигналів керування для виконавчих механізмів, а також для збору та аналізу

додаткової інформації про положення чи взаємодію протезу з об'єктами маніпуляції [15, 16]. Розпізнавання і класифікація вхідних біологічних сигналів у МКБК відбувається шляхом інтеграції в програмному коді мікроконтролеру (МК) окремих методів машинного навчання [17-19], а вибір конкретної моделі МК залежить від кінцевих можливостей протезу згідно з технічним завданням й об'ємами інформації з периферійних модулів, що повинна аналізуватись МКБК протезу [20].

Використання і реалізація блоку зворотного зв'язку (ЗЗ) в системі біонічного протезу є опціональним рішенням для кожного конкретного проекту. Однак, для забезпечення максимально інтуїтивного і прецизійного керування штучною кінцівкою, у біонічних протезах застосовують окремі техніки або навіть поєднання кількох методів організації ЗЗ [21, 22]. Залежно від обраного методу, блок ЗЗ може включати в себе набір датчиків різних фізичних полів, що відповідають за збір інформації про положення протезу в просторі, форму та структуру поверхні об'єктів маніпуляції, а також прикладеного до них зусилля [23-25].

Як виконавчі механізми протезної системи використовують різноманітні види шарнірних конструкцій, що приводяться в рух за допомогою двигунів різного типу (сервоприводи, лінійні, двигуни постійного струму тощо) або пневматичних чи альтернативних систем [26-30]. Кількість привідних механізмів та як наслідок – двигунів, залежить від числа ступенів свободи розробленої ПС, а також необхідності відокремленого руху кожного пальця штучної кінцівки [31, 32]. Керування двигунами протезу здійснюється за допомогою мікроконтролерної системи керування, через спеціальні мікросхеми, що забезпечують як подачу належного рівня струму (напруги) до двигуна від блоку живлення системи, так і можливість їх прямого та реверсного руху. Блок живлення повинен забезпечувати протезну систему рівнем напруги достатнім для стабільної роботи її схематичних компонентів, надаючи при цьому можливість автономного функціонування протезу впродовж декількох годин без необхідності його перезарядки [1, 6, 32]. Водночас живлення мікросхем та блоку ЗЗ протезу, як правило, відокремлюється від живлення блоку виконавчих механізмів шляхом

використання окремих акумуляторних батарей для різних конструктивних частин ПС.

Реалізація інтуїтивного керування у запропонованій схемі біонічної протезної системи є можливою лише при вимірюванні вхідних біологічних сигналів від тіла пацієнта з подальшою їх класифікацією у МКСК протезу. Саме тому, доцільно розглянути основні методи і біофізичні засади реєстрації біологічних сигналів, що застосовуються у практиці біонічного протезування.

## **1.2 Засоби і технології реєстрації сигналів м'язової активності кисті та пальців руки і їх сенсорне розпізнавання**

Серед широкого різноманіття методів реєстрації біологічних сигналів придатних для використання у біонічних ПС, виділяють такі основні методи:

- електроенцефалографію – метод реєстрації сигналів, які є результатом спонтанної електричної активності мозку [7];
- електорокортикографію – метод запису зубців електричної активності від первинної моторної кори [33];
- електронейрографію – вимірювання електричного сигналу в момент його поширення вздовж нервового волокна [8, 34];
- ультразвукові дослідження акустичного сигналу, отриманого внаслідок м'язової активності кінцівок [9, 10, 35];
- механо-міографію – метод реєстрації біологічного сигналу, що виникає внаслідок механічних зусиль, викликаних м'язом або сухожиллям [1].

Однак переважну більшість перелічених методів застосовують лише в умовах лабораторних досліджень. На противагу цьому, використання методу електроміографії, вже стало традиційним для протезних систем.

Електроміографія (EMG) – це електрофізіологічний метод апаратної оцінки функції м'язів чи їх окремих елементів шляхом визначення електричної активності або ступеню провідності нервових закінчень м'язу [36]. Зареєстрована за допомогою відповідної вимірювальної апаратури та електродів EMG крива

відображає різницю електричних потенціалів скорочуваного та розслабленого м'язу, що виникають внаслідок електромагнітних явищ, які супроводжують роботу м'язової системи організму та забезпечують проведення збудження через відповідне середовище.

Як сенсори для вимірювання EMG сигналів використовують різноманітні типи електродів, які умовно можна поділити на: поверхневі (які розташовують на шкірі пацієнта, над поверхнею досліджуваного м'язу) та внутрішньо-м'язові електроди (що розміщують безпосередньо в середині м'язу) [37, 38]. У свою чергу, серед поверхневих виділяють пасивні та активні електроди (рис. 1.2). Пасивні електроди не вимагають будь-якої вхідної енергії для їх активації. Тоді як активні – потребують певного рівня живлення та зазвичай мають високий вхідний імпеданс і вмонтовану в конструкцію сенсору систему попереднього підсилення сигналу [26]. Серед пасивних вирізняють також сухі та гелеві електроди. Сухі електроди розміщують у безпосередньому контакті із шкірою пацієнта, без застосування будь-яких додаткових провідних середовищ. Гелеві електроди – містять у своєму складі провідну речовину (гель), яка розмежовує шкіряний покрив пацієнта і металеву частину електроду. У переважній більшості випадків, як гелеві електроди застосовують *Ag-AgCl* електроди одно і багаторазового використання. При проведенні вимірювань електричного потенціалу м'язів поверхневі електроди розміщують на відстані приблизно 2 см між кожним сенсором з метою запобігання виникненню їх сумісного впливу один на одного [26, 37].

Внутрішньо-м'язові електроди, які використовуються при EMG дослідженнях, бувають двох загальних типів: голкової форми та біполярні (виконані у формі двох дротів) [14, 38]. Незважаючи на високу достовірність результатів, які отримують при вимірюванні електроміограми з використанням внутрішньо-м'язових (iEMG) електродів, їх практичне застосування у сфері біонічного протезування кінцівок є вкрай обмеженим у порівнянні з sEMG (поверхневими) електродами. Використання iEMG електродів передбачає обов'язкове інвазивне втручання в досліджуваний м'яз травмованої кінцівки, що підвищує складність щоденного використання протезного пристрою і може



викликати подразнення та больові відчуття в процесі активної рухової активності пацієнта.

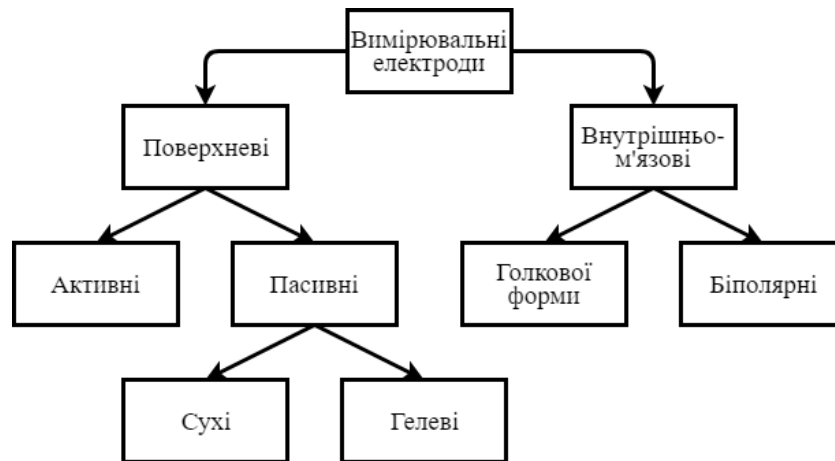


Рисунок 1.2 Класифікація вимірювальних електродів для електроміографії

Метод sEMG досліджень використовується у біонічних протезних пристроях більш широко, однак також має набір недоліків, які обмежують його практичне застосування. Це властиво при вирішенні окремих завдань протезної індустрії (динамічному розрахунку траєкторії руху, положення та зміни кутів суглобів пальців руки тощо) та призводить до значної невідповідності між результатами, досягнутими в лабораторних умовах, і тими, що спостерігаються в реальній клінічній практиці [39, 40]. До таких недоліків виділяють [39-42]:

1) чутливість EMG сигналів до шуму, викликаного зміщенням вимірювальних електродів, поганим контактом з досліджуваною поверхнею, значним імпедансом шкіри або потовиділенням;

2) зниження інформативності EMG сигналів, внаслідок ефекту м'язової втоми при постійній роботі кінцівки;

3) необхідність точного позиціонування EMG електродів над конкретною групою м'язів;

4) складність реєстрації сигналу при міопатії м'язів пацієнта.

Альтернативним методом вимірювання м'язової та рухової активності верхніх кінцівок, що застосовують в біонічному протезуванні і здатен частково нівелювати окремі недоліки притаманні EMG, є метод force-міографії (FMG). FMG

або метод топографічного відображення м'язового тиску [39, 43-45] є технологією, що базується на картографічному визначенні об'ємних змін форми м'язового волокна під час виконання рухів чи жестів кінцівкою, що реєструються за допомогою масиву сенсорів, розміщених над поверхнею м'язу [46]. Під час виконання певного жесту верхньої кінцівки сила, з якою м'яз діє на чутливий елемент, змінюється. Саме ця зміна і формує вихідний FMG сигнал, що підлягає подальшому аналізу та класифікації.

У порівнянні з sEMG, метод force-міографії є відносно невивченим і менш стандартизованим, однак має набір потенційних переваг, до яких можна віднести [43, 45, 47]:

- 1) нечутливість до зовнішніх електричних перешкод або потовиділення;
- 2) відсутність значної після-обробки, характерної при аналізі електроміограм;
- 3) більш просту у застосуванні та конструюванні вимірювальну апаратуру.

Однак слід враховувати і деякі обмеження цього методу, серед яких виділяють:

- 1) ефективність FMG вимірювальних приладів залежить від виду обраного сенсору;
- 2) для виявлення руху м'язів, активні датчики повинні перебувати у тісному контакті зі шкірою пацієнта [41, 45];
- 3) подібно до обмежень, характерних для EMG, складність реєстрації сигналу при міопатії м'язів пацієнта.

Враховуючи поширеність міографічних методів дослідження біологічного сигналу у біонічних протезних системах, доцільним буде розглянути особливості проведення вимірювання та аналізу саме sEMG та FMG методів визначення рухової активності м'язів.

### 1.3 Сенсорні засоби вимірювання та аналізу сигналів рухової та силової активності м'язів руки для протезування

У процесі вимірювання та аналізу біопотенціалів важливим є точне позиціонування вимірювальних sEMG електродів відносно певної групи м'язів руки [10, 14, 37], які відповідають за виконання руху кінцівки. Так, при дослідженні згинання і розгинання великого пальця виконується позиціонування електродів на групах м'язів *flexor* та *extensor pollicis*. Для мізинця, безіменного та середнього пальця вимірювальні електроди розміщуються на м'язах *flexor carpi ulinaris*, *digitorum superficialis*, *carpi radialis* та *palmaris longus* відповідно. При аналізі розгинання цих пальців – на м'язах групи *extensor carpi ulinaris* та *extensor inidcis*. У свою чергу, рухи передпліччя аналізують на підставі вимірних біопотенціалів м'язів *brachioradialis*, *pronator teres* та *pronator quadratus* [27, 38, 48-51]. У загальному випадку вибір тієї або іншої групи м'язів є опціональним для кожного дослідження і залежить від кінцевої конструкторської та функціональної мети.

Для дослідження сигналу м'язів, що реєструється методом force-міографії характерним є той же принцип розміщення вимірювальних сенсорів відносно досліджуваних груп м'язів. Однак, на відміну від sEMG сигналу, FMG вимірювальні сенсори використовуються також для реєстрації імпульсів, що виникають при переміщенні сухожилля кінцівки пацієнта в момент виконання функціональних рухів.

Вимірний sEMG потенціал характеризується двома станами: перехідним (який описує процес збудження м'язу та його скорочення) і сталим (при якому м'яз перебуває у постійному напруженні чи розслабленні) [52]. Загальний вигляд кривої sEMG потенціалу формується сукупністю окремих значущих параметрів (рис. 1.3,а). А саме: формою і довжиною сигналу, його амплітудою  $A$ , площею під кривою  $S$ , кількістю фаз  $I_F$  і поворотів  $I_Z$ , напрямом руху кривої, тривалістю імпульсів  $t_i$ , частотою імпульсів і тривалістю потенціалу дії  $t_w$  [13, 53].

Приклад force-міографічного сигналу показаний на рис. 1.3,б. Його характеристичний вигляд визначається типом сенсору, що застосовують для FMG досліджень, а відтак і видом його вихідної характеристики. У випадку застосування п'єзоелектричних сенсорів, графік FMG кривої і набір її значущих параметрів буде аналогічним до sEMG сигналу. Використання оптоволоконних чи тензо-чутливих датчиків призводить до виникнення характеристичної кривої, що розташована вище нульової лінії. Водночас застосування таких параметрів, як кількість фаз  $I_F$  і поворотів  $I_Z$ , а також напрямом руху кривої не доцільне.

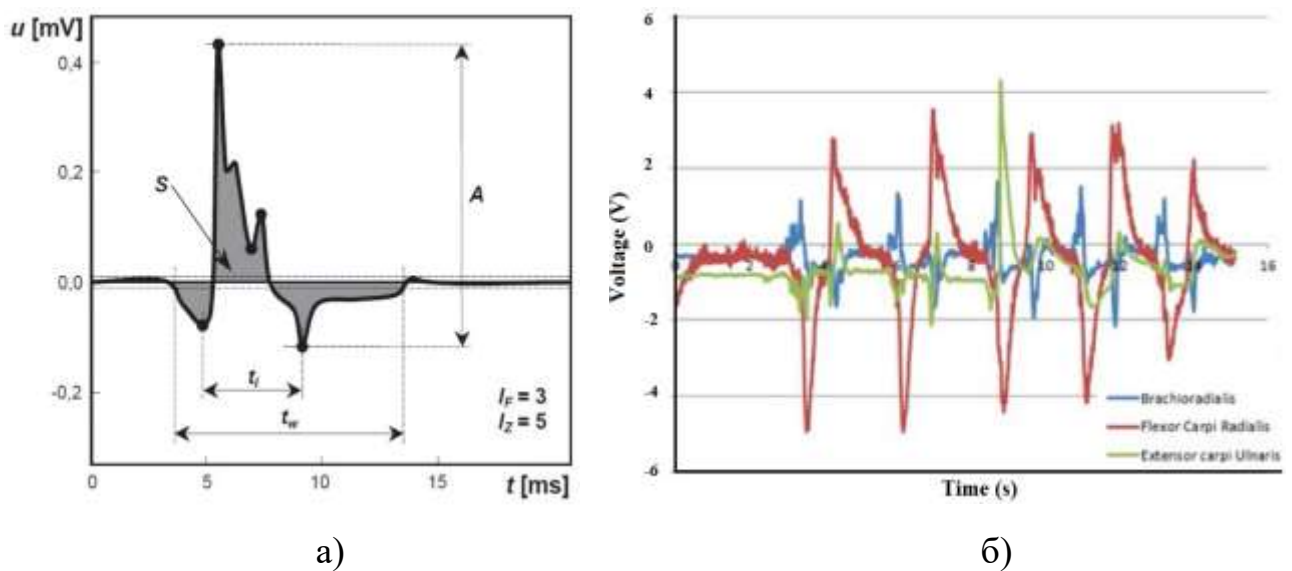


Рисунок 1.3 Вигляд та основні параметри поверхневої електроміограми [53] (а) та вигляд форс-міограми [54] (б)

Характеристичні криві, що описують FMG і sEMG сигнали, які використовуються як в біонічному протезуванні, так і в медичній практиці (при діагностиці функціонального стану, виявленні захворювань та патології м'язів) отримують шляхом застосування одного із електроміографічних або force-міографічних методів дослідження, загальну класифікацію яких розглянемо нижче.

### 1.3.1 Класифікація електроміографічних та force-міографічних методів

Класифікація методів вимірювання електроміографічного сигналу, що застосовують у клінічній, діагностичній та протезній практиці показана на рис.1.4. За локалізацією вимірювальних електродів EMG дослідження бувають поверхневі (з використанням поверхневих електродів для реєстрації біопотенціалу групи м'язів), локальні (з використанням внутрішньо-м'язових електродів та реєстрацією біопотенціалу окремого м'язу) і стимуляційні (з використанням поверхневих чи внутрішньо-м'язових електродів для впливу на м'яз електричним стимулом з метою реєстрації його відгуку на електричний подразник) [52, 53].

За методом дослідження виділяють EMG спокою, EMG довільного скорочення м'язів та стимуляційну EMG. Електроміографія спокою дозволяє проводити реєстрацію електричних явищ, які відбуваються у м'язах за умови повного їх розслаблення. У більшості випадків, такий тип досліджень проводиться з використанням внутрішньо-м'язових електродів, для діагностики стану конкретного м'язу [13].

Стимуляційна електроміографія, у свою чергу, дозволяє реєструвати біопотенціали як відгук на електричну стимуляцію м'язового волокна. Серед технік стимуляційної EMG виділяють дослідження: М-відповіді, Н-рефлексу та F-хвилі [13]. Дослідження часової та просторової сумачії рухів багатьох м'язових волокон і рухомих одиниць забезпечує електроміографія довільного скорочення м'язів.

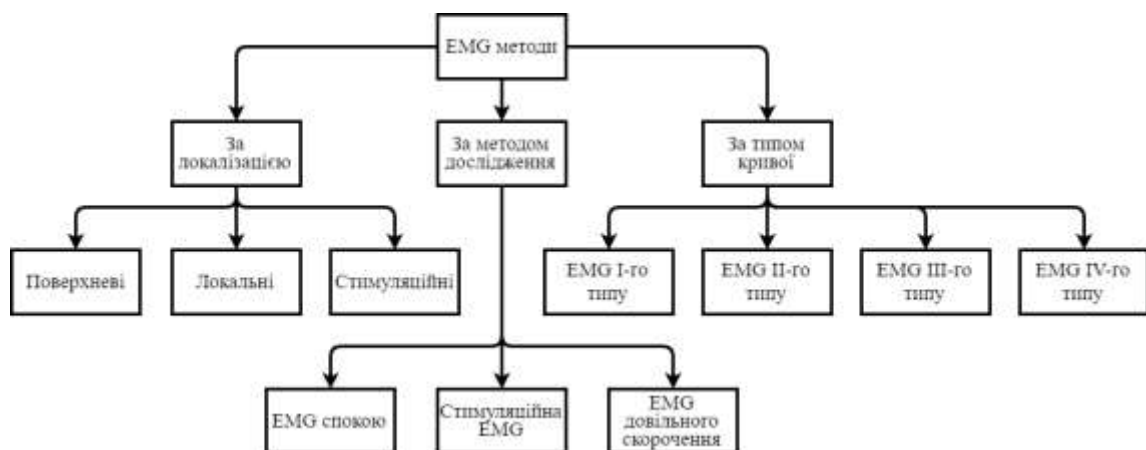


Рисунок 1.4 Класифікація електроміографічних методів дослідження

За типом кривої характеристичні електроміограми поділяють на [55]:

- EMG I-го типу – інтерференційна крива, що складається з високочастотної ( $50\text{ c}^{-1}$ ) поліморфної активності. Характерна для нормального стану м'язу без патології.
- EMG II-го типу – крива з латентною ритмічною активністю (від  $6\text{ c}^{-1}$  до  $50\text{ c}^{-1}$ ), яка має два підтипи: Па (від  $6\text{ c}^{-1}$  до  $20\text{ c}^{-1}$ ) та Пб (від  $21\text{ c}^{-1}$  до  $50\text{ c}^{-1}$ ). Така міографічна крива є характерною при ураженнях спинного мозку людини.
- EMG III-го типу – крива з підсиленими і досить частими коливаннями, що спостерігаються у стані спокою та згруповані в окремі ритмічні розряди. EMG III-го типу спостерігається при супраспінальних розладах рухової активності.
- EMG IV типу – випадок для якого характерне «електричне мовчання» при спробі випадкового м'язового скорочення.

Біонічне протезування верхніх кінцівок здебільшого здійснюється з використанням поверхневих електроміографічних досліджень довільного скорочення м'язів. Саме такий вид sEMG-сигналів активно застосовують при організації міографічних систем керування біонічних протезів та при вивченні рухів верхніх та нижніх кінцівок пацієнтів [14, 31, 37, 51]. Локальні та стимуляційні методи дослідження sEMG у протезуванні використовуються рідше і характерні у медичному застосуванні при діагностиці захворювань та патології м'язів [13, 36, 38, 55].

Класифікація методів вимірювання force-міографічного сигналу, що застосовуються у біонічному протезуванні верхніх кінцівок, показана на рис.1.5. За видом рухомих одиниць FMG дослідження умовно поділяють на: force-міографію переміщення сухожиль та FMG руху м'язів, які реєструються в процесі виконання окремих функціональних жестів чи рухів кінцівки пацієнта [42, 45-46, 56-58]. За кількістю вимірювальних каналів force-міографія поділяється на малоканальну (від 1 до 8 сенсорів), багатоканальну (від 8 до 32) та FMG високої щільності (від 32 до 128 датчиків) [12, 59, 60].



Рисунок 1.5 Класифікація форсе-міографічних методів дослідження

За типом сенсору розрізняють форсе-міографічні дослідження, які проводяться із застосуванням датчиків зусилля, тензо-резистивних, п'єзоелектричних, оптиволоконних датчиків тощо [40-42, 61-65]. Залежно від типу сенсору, що використовується у дослідженні, визначається подальший набір характеристичних параметрів сигналу (амплітуда, площа під кривою, тривалість імпульсів тощо) та алгоритм його обробки. Хоча тензо-резистивний вид датчиків найбільш часто застосовують для вимірювання FMG сигналів верхніх кінцівок, особливістю методу форсе-міографії є те, що він не обмежує використання перерахованих альтернативних сенсорів для вимірювання біологічного сигналу.

Розглянемо загальний алгоритм, основні етапи та практичні особливості застосування електроміографічного та форсе-міографічного методів вимірювання сигналів для протезного застосування.

### 1.3.2 Алгоритм отримання і розпізнавання сигналів рухової активності м'язів і їх застосування для керування рухами протезу

Алгоритм проведення вимірювання і аналізу поверхневого електроміографічного та форсе-міографічного сигналів для протезного застосування в загальному випадку передбачає декілька проміжних етапів, що повинні бути виконані з метою подальшого визначення показників сигналу та їх аналізу. Ці етапи

можна умовно поділити на: підготовчий етап, етап вимірювань, етап попереднього аналізу та етап класифікації. Кожен з наведених етапів є характерним як для sEMG, так і для FMG методу вимірювання, однак має окремі відмінності на підготовчому етапі досліджень.

Підготовчий етап перед проведенням реєстрації сигналів передбачає дотримання алгоритму дій, пов'язаного з підготовкою досліджуваної частини тіла пацієнта до вимірювань. Він охоплює:

- вибір місця розташування вимірювальних сенсорів;
- вибір відповідного типу електродів;
- підготовку шкіряного покриву тіла пацієнта (характерно лише для sEMG методу);

Вибір місця розташування вимірювальних сенсорів проводиться залежно від кінцевої мети дослідження та видів м'язів, активність яких буде визначатись. Активні сенсори вимірювального каналу, як правило, розміщують у зоні передпліччя над згинальними чи розгинальними м'язами, задіяними при виконанні досліджуваного набору рухів кінцівки, а референтний електрод (у випадку sEMG) – на ліктьовому суглобі або не активній групі м'язів. Конкретний тип датчику, що буде використано в кожному окремому вимірюванні, може відрізнитись як по чутливості, так і за габаритними розмірами. Для поверхневої електроміографії тип вимірювальних електродів обирається залежно від віку пацієнта (дитячий чи дорослий). Наприклад, електроди SkinTact F55 можуть бути використані при дослідженні sEMG сигналів пацієнтів віком до 10 років, а електроди F302 – для старшої вікової групи. Для дорослих пацієнтів перед етапом вимірювань sEMG сигналу проводять підготовку шкіри передпліччя, що передбачає її знежирення та очищення від волосяного покриву.

На етапі вимірювань визначають сигнали відповідних м'язів під час здійснення досліджуваного набору рухів. Алгоритм вимірювань може відрізнитись для кожного окремого завдання, однак в цілому передбачає дії показані на рис. 1.6. Обов'язкове вимірювання фоновому шум-сигналу здійснюється з метою визначення рівня шумів та завад, що адитивні з корисним sEMG та FMG сигналом,



спотворюють його форму та є характерними для кожного окремого виду руху кінцівки. Реєстрація вимірних сигналів, параметри яких будуть визначатись на етапі попереднього аналізу, здійснюється у кількості  $M$ - ітерацій, кожна з яких аналізується у визначеному часовому інтервалі.

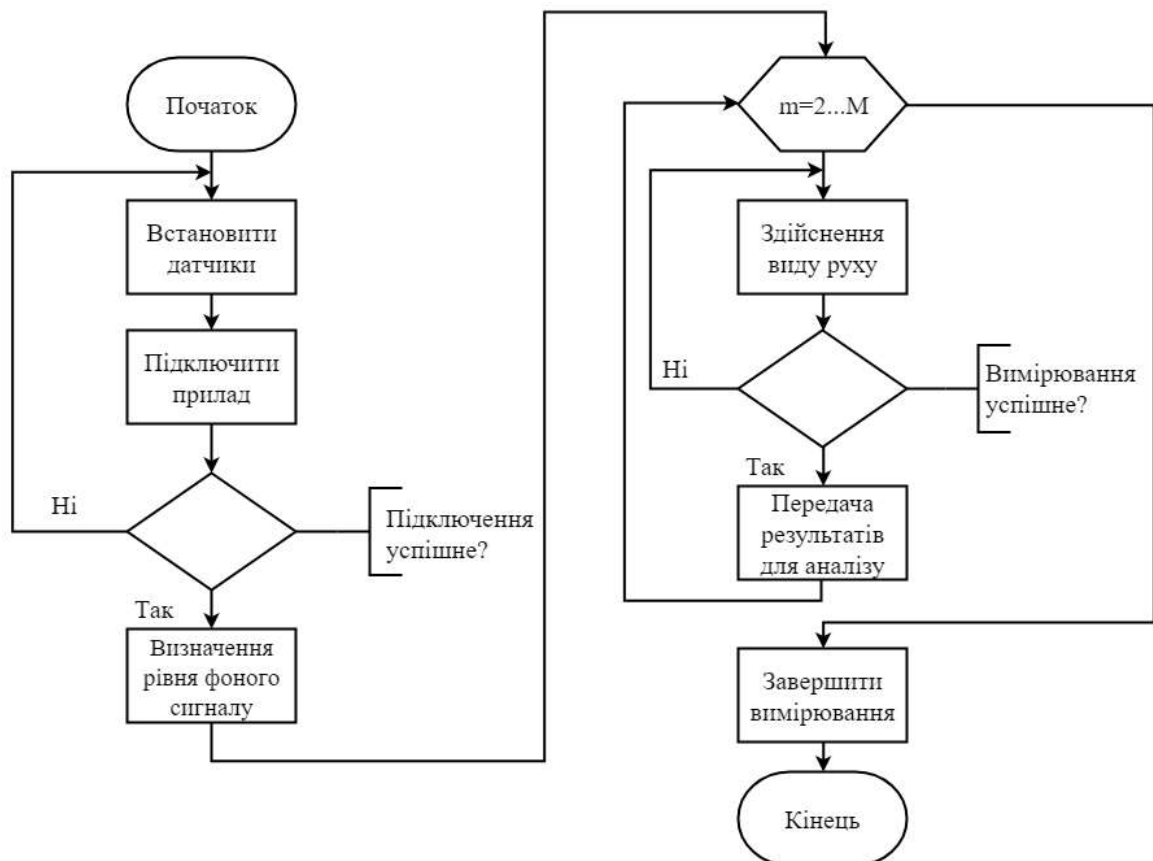


Рисунок 1.6 Блок-схема алгоритму дослідження рухової активності м'язів руки

На етапі попереднього аналізу визначають набір характеристик вимірних сигналів для подальшого використання з метою їх класифікації відповідно до виду руху. Набір характеристик сигналів, що будуть розраховані при аналізі, обирається розробником протезів індивідуально в залежності від виду дослідження та машинних ресурсів. У цьому випадку можуть бути використані часові, частотні та вейвлет характеристики, а також їх комбінації (див. п.п. 1.3.3). Кількість характеристик, що буде задіяна для аналізу сигналу також обирається індивідуально, на основі попередніх емпіричних досліджень, за принципом – «максимальна ефективність при мінімальній витраті машинного часу та ресурсів».

На заключному етапі класифікації сигналів здійснюється розподіл визначених на попередньому етапі характеристик до відповідних їм дій (наприклад, виконання певного жесту, руху чи зміни положення кінцівки). Безпосередня класифікація сигналів за визначеними характеристиками здійснюється шляхом впровадження розрахованих показників, як вхідних параметрів для методу машинного навчання (як то метод штучних нейронних мереж, опорних векторів, дерев рішень тощо). Водночас завданням обраного методу машинного навчання (МН) є співвіднесення вхідних показників сигналу із деякими, завчасно визначеними класами (категоріями) видів дій, які повинна розпізнавати або виконувати система біонічного протезу (наприклад, розпізнати який вид жесту із обраного набору було виконано у визначений момент часу). Розглянемо основні технічні особливості реєстрації та принципи обробки міографічних сигналів, що застосовуються у практиці біонічного протезування верхніх кінцівок.

### **1.3.3 Реєстрація та обробка сигналів sEMG та FMG в біонічному протезуванні**

Враховуючи природу виникнення та слабкий рівень початкового електроміографічного сигналу (коливається в межах декількох мілівольт), технічні засоби його реєстрації повинні забезпечувати значне підсилення та фільтрацію електроміографічних імпульсів. Шумова складова sEMG-сигналу є комплексною і може бути обумовлена декількома видами артефактів. На електроміографічний сигнал можуть впливати електричні флуктуації від суміжного обладнання (високочастотні шум-сигнали від стільникових телефонів, комп'ютерів тощо), електромагнітне випромінювання й артефакти пов'язані з рухом кінцівки. Окрім того, дрейф вимірювальних датчиків та температурні коливання часто створюють низькочастотну шумову складову. Окремим видом завад, які мають суттєве значення при вимірюванні sEMG-сигналу, є артефакти, спричинені роботою серця людини [66, 67].

Саме тому при розробці технічних засобів вимірювання sEMG-сигналу (електроміографів) обов'язковим є застосування таких конструктивних блоків як

підсилювачі та електронні фільтри. Окрім того, у більшості вимірювальних приладів поверхневих електроміограм присутні такі конструктивні блоки: вимірювальні сенсори, операційний підсилювач сигналу, смугові фільтри низьких та високих частот, ежекторний фільтр, випрямляч, схема згладжування сигналу та опціонально – мікроконтролер і блок передачі інформації на ПК [15, 26, 37, 66, 68-74]. Блок-схему узагальненої системи вимірювання сигналу зображено на рис. 1.7.

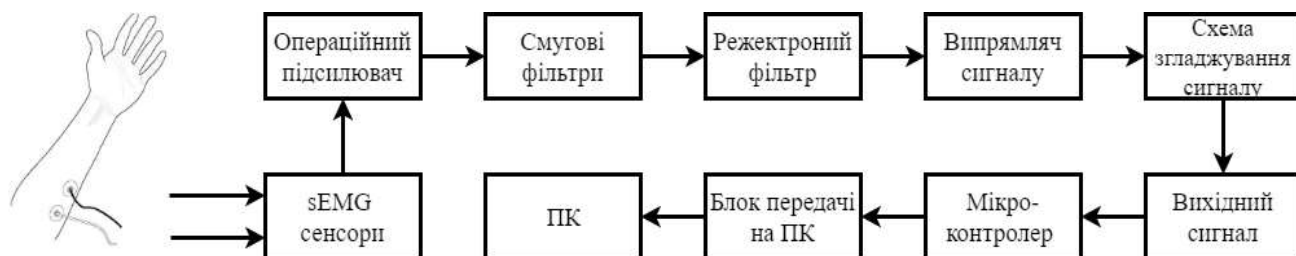


Рисунок 1.7 Узагальнена блок-схема електроміографу

У свою чергу, вимірювання FMG-сигналів відбувається за допомогою спеціальних мікроконтролерних модулів (рис. 1.8), що, як правило, містять набір датчиків для вимірювання сили, блок підсилення сигналу (за необхідності, залежно від сенсору), блок перед обробки, аналогово – цифровий перетворювач (АЦП), мікроконтролер та блок передачі інформації (до ПК або інших засобів обробки вимірної інформації). Подібно до sEMG блок перед обробки FMG містить схеми фільтрації та згладжування сигналу, підбір параметрів яких залежить від типу сенсорів і виду біологічного сигналу, обраного розробником (п.п. 1.3.1).

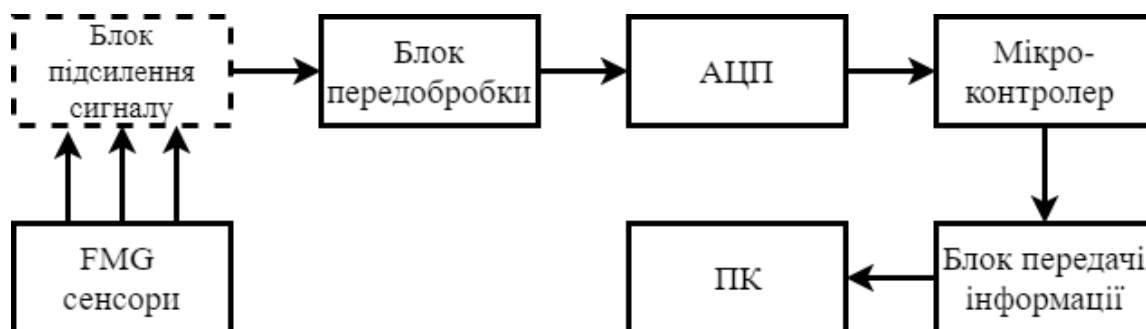


Рисунок 1.8 Узагальнена блок-схема force-міографу

Конструкція FMG вимірювальних приладів зазвичай виконується у формі браслету з вмонтованим масивом датчиків, що одягається на зап'ястя чи передпліччя пацієнта [75-79].

Результати вимірювання поверхневої електро та force-міограми в більшості випадків не можуть прийматись як однозначні класифікатори рухів верхніх кінцівок людини. Саме тому з метою подальшого аналізу для визначення класифікаційних характеристик вимірних sEMG та FMG сигналів проводиться їх обробка в межах так званих «часових вікон (або сегментів) даних». Згідно з рекомендаціями SENIAM, довжина вікна даних задається в межах від 30 до 500 мс, а максимальна довжина, яку застосовують у протезній індустрії складає 300 мс [8, 80]. З метою додаткової уніфікації перед етапом розрахунку характеристик sEMG та FMG проводиться нормалізація вимірних значень їх амплітуди. Нормалізація даних дає можливість стандартизувати різнорівневі значення амплітуди сигналів однієї природи відповідно до спільної шкали. При роботі з біологічними сигналами можуть бути використані наступні методи нормалізації даних: метод масштабування на основі мінімальних і максимальних значень (Min-Max нормалізація), нормалізація з використанням стандартного відхилення (z-score нормалізація), MVC нормалізація та амплітудна нормалізація по середньому або максимальному значенню [39, 41, 43, 47, 81] та інші.

Набір характеристик, що використовуються при аналізі sEMG та FMG кривих в обраному часовому вікні, поділяють на такі категорії:

- часові характеристики (TDF);
- частотні або спектральні характеристики;
- частотно-часові характеристики.

Категорія TDF характеристик не потребує складних математичних перетворень, що впливає на швидкість її розрахунків і проведення подальшої класифікації отриманого набору параметрів. Серед основних TDF характеристик виділяють: максимальне значення амплітуди сигналу, середнє абсолютне значення, інтегроване абсолютне значення, дисперсію функції (VAR), середнє абсолютне значення нахилу кривої, амплітуду Вільсона та інші [82-84].

Розрахунок частотних та спектральних характеристик є більш математично складним та зазвичай передбачає виділення спектру потужності сигналу, визначення частотних коефіцієнтів, а також середнього значення і медіани частоти.

Серед частотно-часових характеристик у біонічному протезуванні кінцівок використовують результати, отримані внаслідок віконних перетворень Фур'є, вейвлет перетворень та пакетних вейвлет перетворень. Варто зазначити, що використання частотно-часових характеристик є особливо ефективним при класифікації міографічних сигналів, однак розрахунок таких параметрів є математично складним і потребує використання потужної обчислювальної апаратури [82, 84, 85]. З огляду на з'ясовані особливості вимірювання та аналізу біопотенціалів та force-міографічних сигналів м'язів руки розглянемо основні технічні характеристики та конструювання сучасних протезних систем верхніх кінцівок людини.

#### **1.4 Протезні системи верхніх кінцівок з біокеруванням і відмінності їх конструктивних та функціональних характеристик**

При конструюванні біонічних протезів дослідники прагнуть досягти їх антропоморфності та біоміметичної подібності до здорової руки [16, 31]. Для цього необхідно вирішити ряд глобальних завдань, що існують при проектуванні сучасних протезних систем. А саме, здійснити: моделювання оптимальної загальної конструкції протезу, проектування пальців протезу, визначення його оптимальних кінематичних та динамічних характеристики, вивчення траєкторії руху штучної кінцівки [86-88], а також особливості розподілу і регулювання сили хвату протезу [89, 90]. Так, наприклад, при проектуванні пальців біонічної кисті руки, можуть використовуватись як звичайні конструкції з жорстких моно фаланг, двох фалангових або трьох фалангових з'єднань [20, 29, 91-94], так і новітні рішення із застосуванням гнучких пальців для здійснення активних захватів чи маніпуляцій [95]. Окрема увага приділяється біонічним протезам з максимальною біоміметичною подібністю протезної кінцівки, як, наприклад, у дослідженні [96],

де скелетна анатомія і кінематика руху здорової руки реалізована шляхом прецизійного відтворення з'єднань, штучних кісток і сухожилля у природних розмірах.

Окремим аспектом біонічного протезування є можливість створення протезних систем при часткових ампутаціях верхньої кінцівки, де відновлення функціоналу окремих пальців пацієнта при наявності вцілілої частини кисті створює ряд додаткових умов, що повинні бути витримані при розробці складних форм конструкції протезу [11, 97]. У зв'язку з цим все частіше розглядається можливість застосування технологій 3D-друку у сфері біонічного протезування. Цей метод виготовлення деталей дозволяє відтворювати складні геометричні форми ампутованої частини руки пацієнта та забезпечувати здешевлення і уніфікацію виготовлення конструкцій штучних кінцівок [16, 30, 98]. Виділяють три основні методи отримання деталей протезу з використанням 3D-друку: за допомогою FDM, SLA та SLS технологій. FDM технологія використовує тверду чи гнучку пластикова нитку, що подається через екструдер друкуючого пристрою з подальшим її розплавленням та пошаровим накладанням у визначених точках робочого простору деталі. SLA-технологія передбачає селективне лазерне спікання рідкого пластикового полімеру відповідно до визначеної моделі конструкції, а метод SLS-друку – селективне спікання порошкового пластикового полімеру відповідно до визначеної форми деталі [99, 100]. Кожен із перерахованих методів забезпечує різну вихідну точність виготовлення та складність пост обробки деталей протезу. Однак для реального практичного використання найбільш доцільним є застосування технології саме селективного лазерного спікання, що здатна забезпечити точність виготовлення у межах декількох десятків мікрон та витримати при цьому окремі параметри міцності деталей штучної кінцівки [98, 100].

Серед основних характеристик біонічних протезних систем слід виділити: габаритні розміри протезу; кількість доступних ступенів свободи; різноманітність відтворюваних жестів, хватів та рухів; наявність зворотного зв'язку; а також автономність роботи і тип привідних механізмів (двигунів) [20, 101, 102]. Привідні

механізми, що використовують у сучасних біонічних протезах базуються на: серводвигунах, двигунах постійного струму, а також пневматичних двигунах, які при значній вихідній потужності є практично безшумними, однак потребують додаткового оснащення для забезпечення їх стабільного функціонування [28]. Розглянемо основні методи та засоби забезпечення зворотного зв'язку в біонічних протезних пристроях.

### **1.5 Методи та засоби зворотного зв'язку в протезних пристроях**

Однією із складових частин, що використовується для відновлення чутливості біонічних кінцівок, є система зворотного зв'язку. При організації біонічних систем (БС) можна використовувати різні види зворотного зв'язку, загальну класифікацію яких наведено на рис. 1.9. Одним із основних критеріїв вдалої реалізації ЗЗ в протезі є комфортне його використання без будь-якого больового відчуття або контактних проблем зі шкірою пацієнта. У загальному випадку всі види зворотного зв'язку в протезних пристроях можна розділити на дві основні категорії: ЗЗ для самостійного, автоматичного контролю (САК) та ЗЗ із впливом на тіло користувача (ВТК).

САК-категорія зворотного зв'язку використовує інформацію та її автоматичну інтерпретацію блоком керування без подачі будь-яких подразників до тіла пацієнта [103, 104]. Наприклад, такий тип зворотного зв'язку може використовуватися для розрахунку комбінованої інформації про миттєву силу стиснення, положення кінцівки чи контролю над процесом вислизання предметів з пальців протезу. Окрім того, САК-категорія ЗЗ використовується і для визначення рівня відкриття/закриття, згинання/розгинання штучного зап'ястя [23, 24, 105].

На відміну від САК, ВТК-категорія зворотного зв'язку передбачає безпосередній вплив різноманітних стимулів на тіло пацієнта. Серед методів передачі стимулу розрізняють: інвазивні та неінвазивні. Інвазивний метод стимуляції є найбільш природно-наближеним способом взаємодії між людським тілом та штучною кінцівкою. Для передачі подразників цей метод організації

зворотного зв'язку часто використовує пряму стимуляцію аферентних нервів або ефект розширеної фізіологічної пропріоцепції [104].

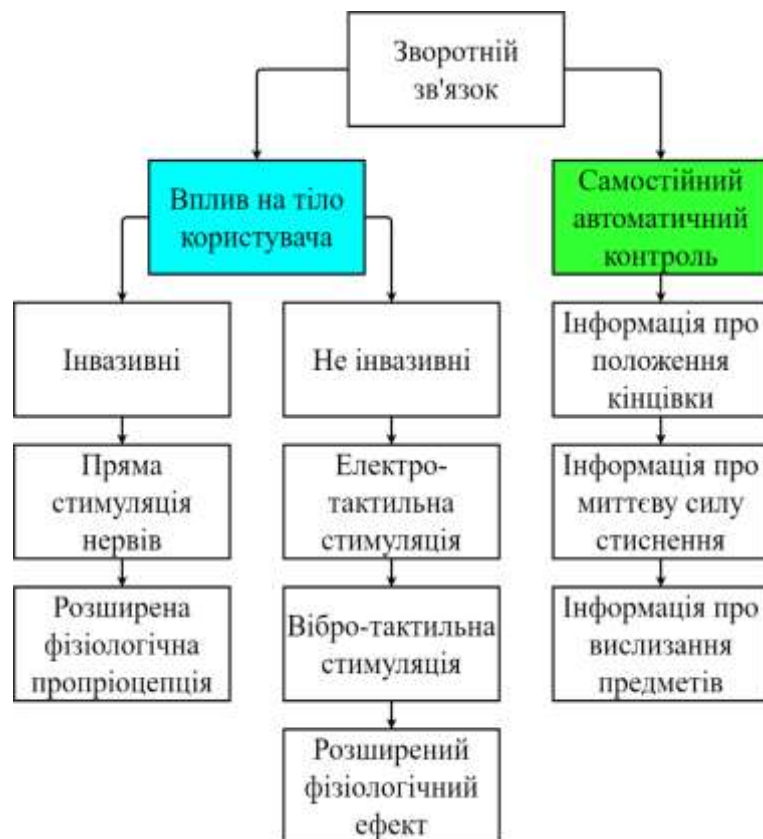


Рисунок 1.9 Класифікація видів зворотного зв'язку

У випадку неінвазивного методу стимуляції, інтенсивність відчуття організму безпосередньо залежить від інтенсивності обраного подразника. У свою чергу, ефективність подразника сильно залежить від його розташування, одночасної кількості активних центрів стимуляції, амплітуди та тривалості імпульсів. Окрім того, під час використання неінвазивного зворотного зв'язку необхідно враховувати факт адаптаційних процесів в організмі людини. Щоб уникнути адаптації обрані стимули зазвичай застосовують з перервами у певному часовому інтервалі [106].

Найбільш часто застосовуваними методами організації неінвазивного ЗЗ є вібро-тактильна стимуляція, електро-тактильна стимуляція (ЕТС) та метод розширеного фізіологічного ефекту (РФЕ). Під час РФЕ точні значення амплітуди, що вимірюються силовими датчиками системи ЗЗ, повинні конвертуватися у



вихідний стимул, прикладений до тіла пацієнта [104, 107]. У свою чергу, ЕТС є методом, при якому катодна або анодна стимуляція тіла користувача використовується як інструмент для передачі подразника. Ефективність та зміна відчуття у цьому випадку залежать від частоти пульсації, інтенсивності та ширини вихідного імпульсу [108]. Проте ЕТС має недолік – це можливість виникнення болючого відчуття, що напряму залежать від стану шкіри пацієнта, розмірів і характеристик стимулюючих електродів. На відміну від ЕТС, вібро-тактильна стимуляція має значно менш травматичний вплив. Проте ефективність зворотного зв'язку у цьому випадку залежить від частоти, розміщення і величини механізмів стимуляції та від волосяного покриву шкіри. Відчуття пацієнта при цьому можуть варіюватись від невеликої вібрації до гострого болю [109].

Як правило, для включення в схему ЗЗ, вимірювальний сенсор повинен задовольняти цілому набору вимог щодо просторового розподілу, чутливості, частотної характеристики, гістерезису, гнучкості, надійності конструкції тощо [23]. П'єзорезистивні, п'єзоелектричні, ємнісні, барометричні, оптичні та датчики на основі квантового тунельного ефекту є лише основними типами сенсорів, які можуть використовуватися як вимірювальні перетворювачі для системи зворотного зв'язку протезів [23, 24]. Більше того, для реалізації ЗЗ розробники часто використовують комбінацію декількох датчиків в одному пристрої [24]. Наприклад, у роботі [15] датчики сили та положення застосовуються для просторової координації та регулювання вихідної сили стиснення в протезному пристрої. У роботі [110] вібраційну систему, чутливу до вихідної сили хвату кисті, організовано за допомогою простих датчиків кабельного натягу. А у статті [95] описано організацію вібро-тактильного зворотного зв'язку, що реалізований за допомогою контролеру позиції.

Цікавим рішенням для реалізації системи зворотного зв'язку протезу є використання оптичних та оптико-електронних компонентів, як датчиків сканування. Оптичне сканування у цьому випадку ґрунтується на реєстрації відбитого світла від поверхні різних поверхонь і середовищ з відповідними оптичними властивостями. Оптико-електронні тактильні сенсори дозволяють

виявити зміну інтенсивності світлових пучків [105] і, як правило, складаються з інфрачервоних (ІЧ) світло діодів та фотодетекторів. У цьому типі датчиків інтенсивність світлових пучків, отриманих на фотоприймачах, пропорційна величині силового впливу на вимірювальну поверхню [23]. Оптичний зворотний зв'язок (ОЗЗ) використовується для забезпечення контактної взаємодії штучного пальця з навколишнім середовищем, а також для проведення бічного сканування об'єктів та виявлення їх форми, текстури і навіть м'якості [105, 111].

При реалізації вимірювальних оптико-електронних систем для ЗЗ важливо досягти максимального рівня корисного сигналу, що особливо важливо при реєстрації дифузної та/або колімованої складової відбитого світла від об'єктів з різною структурою поверхні та при поверхневого шару. Доволі успішно задача підвищення питомої ваги зареєстрованого світла після взаємодії з шорсткою поверхнею технічних зразків [112] та оптично мутними біологічними середовищами [113-116] вирішена при використанні еліпсоїдальних рефлекторів, як збирачів розсіяного випромінювання в межах тілесного кута  $2\pi$ .

Розпізнавання типу контактної поверхні є надважливим в процесі реалізації біонічної протезної системи. Такий вид інформації, що поступає до системи протезу, дозволяє визначати загальну текстуру, форму об'єкту маніпуляції і, як наслідок, проводити регулювання вихідної сили хвату кисті та контролювати рівень відкриття/закриття, згинання/розгинання штучної кінцівки [105, 111]. Подібний функціонал протезу дозволяє запобігати процесу вислизання предметів з пальців біонічного протезу, а також руйнуванню структури об'єктів з якими взаємодіє пацієнт [22, 24, 110].

З огляду на результати аналітичного огляду методів та сенсорів організації зворотного зв'язку в біонічних протезах верхньої кінцівки обґрунтуємо технічні вимоги до системи розпізнавання типу контактної поверхні.

- 1) Система розпізнавання повинна бути ефективною як при одно, так і при багатоканальному методі її організації, а також мати можливість додаткової модернізації шляхом комбінування декількох видів сенсорів у одній вимірювальній схемі.

2) Задля підвищення загальної уніфікації та простоти розробки системи біонічного протезу, практична реалізація вимірювального модуля повинна здійснюватися навіть за умови використання найпростішої елементної бази.

3) Ефективність застосування датчиків, обраних для системи розпізнавання контактної поверхні, повинна покращуватись при впровадженні додаткових механічних або оптичних компонентів (концентраторів, лінз, діафрагм, тощо) у вимірювальний канал модуля реєстрації сигналу.

4) Метод організації зворотного зв'язку, обраний для системи розпізнавання типу поверхні, повинен бути не інвазивним, без необхідності хірургічного втручання в тіло користувача протезу, що є особливо важливим на етапі до клінічного випробування штучної кінцівки.

Саме метод оптичного зворотного зв'язку в повній мірі відповідає вказаним вимогам і тому був використаний у дисертаційній роботі для ідентифікації типу контактної поверхні, при організації системи біонічного протезу. Поряд з міографічними сигналами, сигнали оптичної ідентифікації є масивом вхідних даних для біонічної кінцівки, тому далі доцільно розглянути аналітичні засади класифікації сигналів у системах біонічних протезів.

## **1.6 Електронно-програмна класифікація сигналів для міографічної системи біонічного протезу**

З позицій ефективного вирішення задач аналізу та класифікації сигналів у системах ідентифікації поверхонь та біонічному протезуванні [117], вдало використовують вже згадані у п.п. 1.3.2 окремі методи машинного навчання. Так, переваги застосування методу штучних нейронних мереж (ANN) [68, 118-120] при організації зворотного зв'язку та розпізнаванні різноманітних поверхонь дозволили досягти вагомих практичних результатів. Наприклад, у роботі [121] нейронні мережі використано для організації оптичного зворотного зв'язку з використанням фотохромних і люмінесцентних сполук. А у роботах [122, 123] ANN є інструментом розпізнавання поверхонь та фізичних образів предметів.

У більшості випадків класифікація сигналів, що використовуються в системах біонічних протезів, відбувається шляхом використання одного з методів машинного навчання. Алгоритм МН який буде використовуватись у системі, обирається в залежності від початкових умов, набору вхідних даних та кінцевої мети проведення класифікації. Серед основних методів МН, що використовуються у біонічному протезуванні кінцівок можна виділити: лінійний дискримінантний аналіз [124], метод розмитої логіки [17, 125], метод прихованих моделей Маркова [127], метод опорних векторів [50, 60], метод k-тих найближчих сусідів [127, 128], метод дерев рішень [129-131] та метод штучних нейронних мереж [17, 18, 49, 67, 118-123]. Ефективність застосування даних методів розпізнавання сигналів в системах біонічних протезів залежить від: кількості вимірювальних каналів біонічної системи, прецизійності позиціонування сенсорів, вибірки характеристичних параметрів і подібності досліджуваних сигналів. Саме тому достовірність проведення класифікації залежить від кожного окремого випадку і може мати різні показники для одного і того ж методу [104, 132]. Наприклад, у дослідженні [77] при класифікації набору сигналів одинадцяти видів рухів передпліччя шляхом використання методу опорних векторів авторами було досягнуто показників середньої точності (mean accuracy) 87%. У той же час, використання цього ж методу класифікації для десяти видів жестів у дослідженні [78] дало результат у 93%. У роботі [133] розпізнавання рухів великого, вказівного, середнього, безіменного пальців та мізинця за допомогою штучних нейронних мереж показало результат 96.7% для показника загальної точності (overall accuracy), у той час як набір жестів з корейської мови символів було класифіковано ANN із тим же показником в 97.4% у дослідженні авторів [134].

Метод штучних нейронних мереж найбільш часто застосовують для реалізації машинного навчання, як класифікатор у системах біонічних протезів. Цей метод дозволяє знаходити нелінійні залежності між вхідними параметрами сигналу та вихідними категоріями жестів чи рухів кінцівки навіть при обмеженій кількості вимірювальних каналів біонічної системи [49, 118, 120].

Загальна оцінка ефективності (точності) класифікації ANN може здійснюватися за допомогою різних статистичних технік. В практиці біонічного протезування найчастіше використовуються такі методи оцінки точності, як розрахунок параметрів ROC-кривої або параметрів матриці похибок (МП) [133, 135-137].

Метод ROC-кривої (або кривої похибок) дозволяє оцінити якість проведеної класифікації та відображає співвідношення між часткою вірно класифікованих та помилково-позитивних результатів [135]. Кількісна інтерпретація кривої похибок зазвичай представляється шляхом розрахунку показника AUC (area under ROC curve) – площею під ROC-кривою, що обмежується віссю помилково-позитивних відповідей [138]. Чим вищим є значення показника AUC, тим вищою є загальна точність результатів, наданих класифікатором. Водночас серед параметрів оцінки ROC-кривої визначають також показники чутливості та специфічності. Тут, чутливість є співвідношенням кількості вірно-позитивних, а специфічність – помилково-позитивних категорій до загальної кількості можливих класів [139]. ROC-крива хоч і є достовірним методом оцінки якості класифікації, однак на відміну від методу матриці похибок не дає можливості одночасної візуалізації та аналізу роботи класифікатора в кожному з класів. Саме тому, для оцінювання результатів системи контроль у біонічному протезуванні частіше здійснюється шляхом розрахунку параметрів матриці похибок.

Метод МП представляє собою матрицю розміром  $N$  на  $M$  класів (рис. 1.10), де колонки матриці відповідають експертним відповідям (набору тих реальних класів, що повинні бути визначені), а рядки – є рішеннями, які насправді прийняв класифікатор (фактичними класами, які визначені класифікатором як реальні) [135, 136]. Під час формування МП відповіді, надані класифікатором для тестового набору даних, розташовуються у рядку і співвідносяться із стовпцем експертних відповідей, підраховуючи при цьому кількість  $TP$ ,  $FP$  і  $FN$  результатів.  $TP$  – це кількість вірно позитивних відповідей (означає, що категорію було відповідним чином класифіковано);  $FP$  – кількість помилково позитивних (категорія була класифікована як одна, коли насправді вона відносилась до іншої) та  $FN$  – кількість

помилково негативних відповідей (категорія вірна, але не визначена класифікатором).

Позначення	Параметр
$N_n$	Номер класу N
$M_m$	Номер класу M
$P_{nm}$	Відсоток від загальної кількості відповідей для класу
$Q_{nm}$	Кількість відповідей у класі
$R_p$	Розраховане значення показника Precision
$R_R$	Розраховане значення показника Recall
$R_F$	Розраховане значення показника F-score

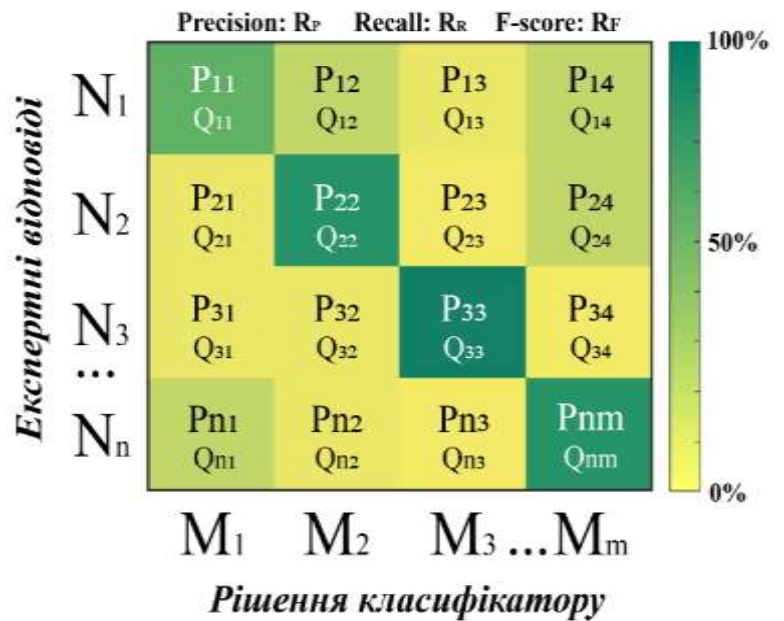


Рисунок 1.10 Загальний вигляд та параметри матриці похибок  $N \times M$  класів

У процесі вивчення результатів, наданих класифікатором, матриця похибок може бути представлена у табличному вигляді або як матриця. Для подальшої візуалізації результатів, визначених класифікатором, у дисертаційному дослідженні використовуватиметься саме зображення матриць похибок, генерованих в системі Matlab (*The MathWorks, Inc*).

Ефективність МП, як правило, оцінюється за трьома параметрами: *Precision*, *Recall* та *F-score* [136, 140, 141], значення яких обчислюються за допомогою виразів (1.1) - (1.3).

$$Precision = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (1.1)$$

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (1.2)$$

$$F - score = 2 \cdot \frac{Precision \cdot Recall}{Precision + Recall}, \quad (1.3)$$

Параметр *Precision* (1.1) може інтерпретуватися як співвідношення кількості відповідей, названих класифікатором «позитивними», до кількості тих, які фактично були позитивними. *Recall* (1.2) показує, скільки об'єктів «позитивного» класу від усіх вірно класифікованих відповідей знайшов класифікатор. Показник *F-score* (1.3) є гармонійним середнім між *Precision* та *Recall* і прийнятий за основний параметр оцінки точності класифікації в цій роботі. *F-score* прямує до нуля, якщо параметр *Precision* або *Recall* дорівнюють нулю.

У дисертаційній роботі, як класифікатор жестів пальців верхньої кінцівки та сигналів оптичної ідентифікації було обрано саме алгоритм на основі методу штучних нейронних мереж, оцінювання ефективності роботи якого здійснювалось за допомогою розрахунку перерахованих параметрів матриці похибок.

На основі проведеного аналізу методів та технічних засобів біонічного протезування верхніх кінцівок людини сформуємо задачі дисертаційного дослідження.

## 1.7 Постановка задачі

На основі проведеного огляду можна зробити висновок, що при реалізації біонічних протезних систем верхніх кінцівок важливою залишається задача створення високоефективної міографічної системи протезу, яка здатна забезпечити розпізнавання сигналів тіла пацієнта, класифікацію і відтворення заданого набору рухів пальців в умовах малоканальності вимірювальної апаратури та визначення контактної поверхні об'єктів маніпуляції.

Тому в дисертаційній роботі вирішується науково-прикладне завдання підвищення точності класифікації жестів кисті руки та достовірності ідентифікації

структури об'єктів маніпуляції у системі протезу з міокеруванням, за допомогою мультирівневих нейронних мереж та оптичної ідентифікації типу контактної поверхні.



## 1.8 Висновки до розділу 1

1. Аналіз методів та основних засобів технічної реалізації протезів верхніх кінцівок людини показав, що необхідно розробити схему функціонування малоканальної міографічної системи біокерованого протезу, на підставі якої визначити основні функціональні модулі та блоки, які забезпечують ефективність її роботи.
2. Згідно з розглянутими методами вимірювання та міографічного аналізу сигналів рухової активності м'язів в задачах біонічного протезування, потрібно створити експериментальні зразки вимірювальних модулів, розробити алгоритм функціонування та математичну модель визначення вхідних сигналів міографічної системи, яка дозволить проводити аналіз та класифікацію виміряних сигналів руху пальців верхньої кінцівки людини.
3. Згідно з визначеними основними вимогами до системи розпізнавання контактної поверхні, базуючись на розглянутих методах і сенсорах для реалізації зворотного зв'язку у протезних пристроях, розробити модуль ідентифікації та алгоритм визначення типу поверхні з метою генерації проміжних параметрів для міографічної системи біонічної руки.
4. Базуючись на розглянутих методах оцінювання ефективності електронно-програмної класифікації сигналів, оцінити результати роботи класифікатору розробленої міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні для обмеженого набору рухів пальців рук і видів контактних поверхонь, що дозволить провести подальшу експериментальну апробацію її функціонування із експериментальним зразком штучного пальця.

## **РОЗДІЛ 2**

### **ВДОСКОНАЛЕННЯ МІОРЕЄСТРУЮЧОЇ СИСТЕМИ ПРОТЕЗУ РУКИ ЗАСОБАМИ ОПТИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ**

У цьому розділі представлено вдосконалення двоканальної міореєструючої системи протезу руки засобами оптичної ідентифікації. Зокрема, розроблено схему функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки із оптичною ідентифікацією типу поверхні, описано алгоритм функціонування та формування вихідних сигналів руху пальців біонічної руки. Окрім того, розроблено алгоритм визначення типу контактної поверхні за допомогою оптичної ідентифікації та математичну модель визначення вхідних сигналів міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні.

#### **2.1 Розроблення схеми функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні та граничних умов її застосування**

Відповідно до можливостей вимірювальної апаратури та кінцевого функціоналу, який повинен забезпечувати біонічний протез, систему приладу було спроектовано відповідно до певних граничних умов. Граничні умови обмежувались набором окремих функцій, які повинен виконувати протез та вихідним параметрами роботи його складових модулів і компонентів, зазначених у відповідній документації. Таким чином, згідно з граничними умовами система протезу повинна:

- зчитувати інформацію з зовнішніх модулів вимірювання біологічного сигналу;
- мати достатню швидкодію і кількість вбудованої пам'яті для аналізу виміряних сигналів, а саме – розрахунку їх характеристик та впровадження структури мультирівневих нейронних мереж;
- визначати необхідну кількість видів рухів та жестів кисті руки пацієнта;

- виконувати регулювання швидкості руху виконавчих механізмів протезу;
- зчитувати аналогову інформацію про сигнал оптичної ідентифікації з метою регулювання сили дії виконавчих механізмів;
- працювати із живленням в межах від 3.3 до 5В.

Серед функціональних пристроїв, що відповідають ряду цих умов, варто виділити мікроконтролер, який може бути використаний як ядро міографічної системи (МС) протезу. Серед граничних умов до МК, який може бути застосований у системі протезу, варто виділити обов'язкову наявність у ньому:

- апаратного модуля АЦП (аналогово-цифрового перетворювача) для перетворення вхідних аналогових біологічних сигналів у цифровий код для МК;
- не менше 8Кб внутрішньої пам'яті для збереження робочого програмного коду міографічної системи;
- апаратних виходів ШІМ (широтно-імпульсної модуляції) для регулювання параметрів швидкості руху виконавчих механізмів протезу;
- можливості організувати безпроводовий канал прийому-передачі інформації для отримання набору вхідних сигналів МС.

Окрім мікроконтролеру до МС біонічного протезу пальців доцільно включити периферійні модулі з метою реалізації алгоритму управління виконавчими механізмами протезу. Блок-схему структурного складу міографічної системи біонічної руки наведено на рис. 2.1. Як видно з рисунку, стабільну роботу МС біонічного протезу може бути забезпечено лише за умови належного функціонування усіх складових частин, а саме: ядра-мікромконтролера, модулів прийому біологічного сигналу та модуля оптичної ідентифікації. Окрім зазначених модулів, до складу створеної міографічної системи входять такі вузли: передавач і приймач sEMG сигналу, передавач і приймач FMG сигналу та мікросхеми двигунів для виконавчих механізмів біонічної кінцівки.

Як класифікатор для МС біонічного протезу використано один з найбільш ефективних алгоритмів розпізнавання біосигналів, що застосовують в практиці біонічного протезування – метод штучних нейронних мереж. Класифікацію набору

жестів та сигналів оптичної ідентифікації в дисертаційній роботі проведено за допомогою штучної нейронної мережі типу «feed-forward», структура якої зображена на рис. 2.2, а основні позначення розшифровані в табл. 2.1.

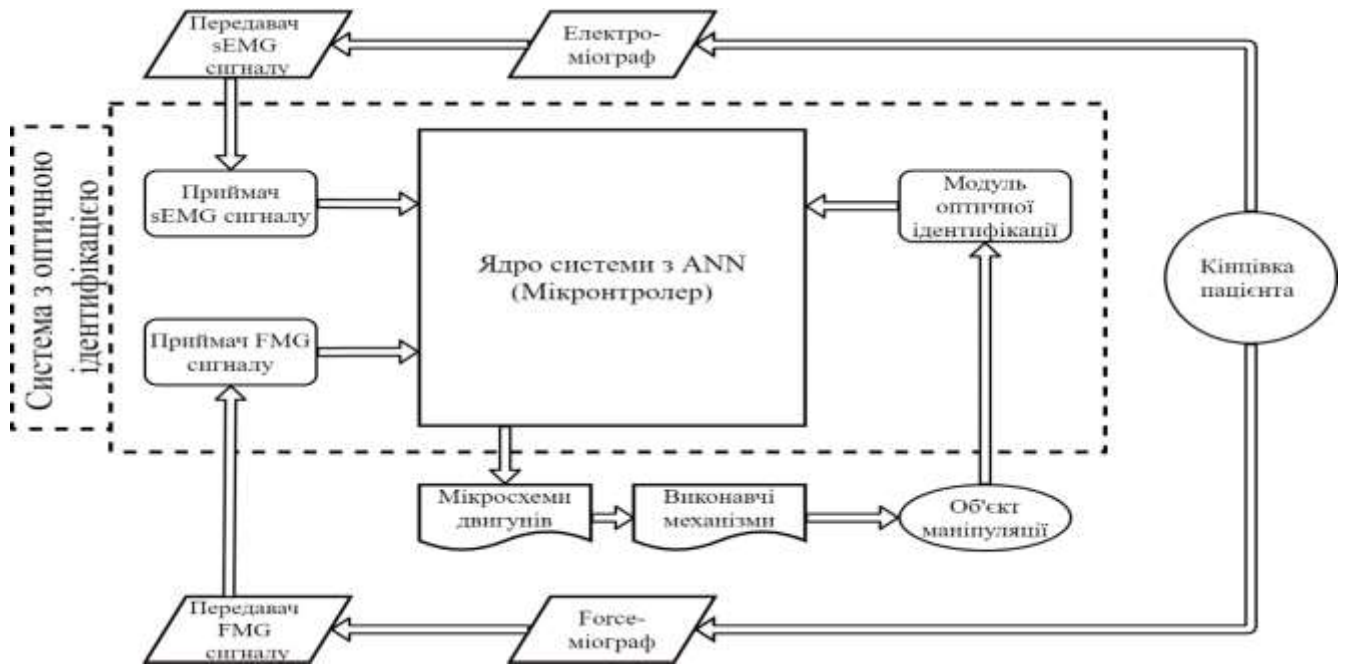


Рисунок 2.1 Блок – схема структурного складу міографічної системи біонічної руки

Створена мережа виконує завдання бінарної оцінки типу "Ні / Так" для набору конкретних вихідних категорій (розміщених у  $OL$  – шарі), базуючись на визначеному наборі параметрів емпіричних входів (а саме, на розрахованих характеристиках сигналів:  $Peak$ ,  $VAR$  та  $MAD$ ), які розміщені у вхідних нейронах  $M_{in}$ . Процедура навчання передбачає підбір нейронною мережею матриці вагових коефіцієнтів  $w$  для кожного синапсу за допомогою Levenberg-Marquardt алгоритму [142, 143], до моменту досягнення показника максимальної похибки  $E_g$ , або до тих пір, поки мережа не проходить  $I$  тренувальних епох. Спроекована структура НМ (рис. 2.2) складається з  $N_L = 3$  шарів  $IL$ ,  $HL$ ,  $OL$ , кожен з яких містить визначену кількість обчислювальних одиниць (нейронів). Водночас кількість нейронів вхідного ( $IL$ ), прихованого ( $HL$ ) та вихідного ( $OL$ ) шарів відрізняється і становить  $M_{in}$ ,  $M_h$ ,  $M_o$  одиниць відповідно.

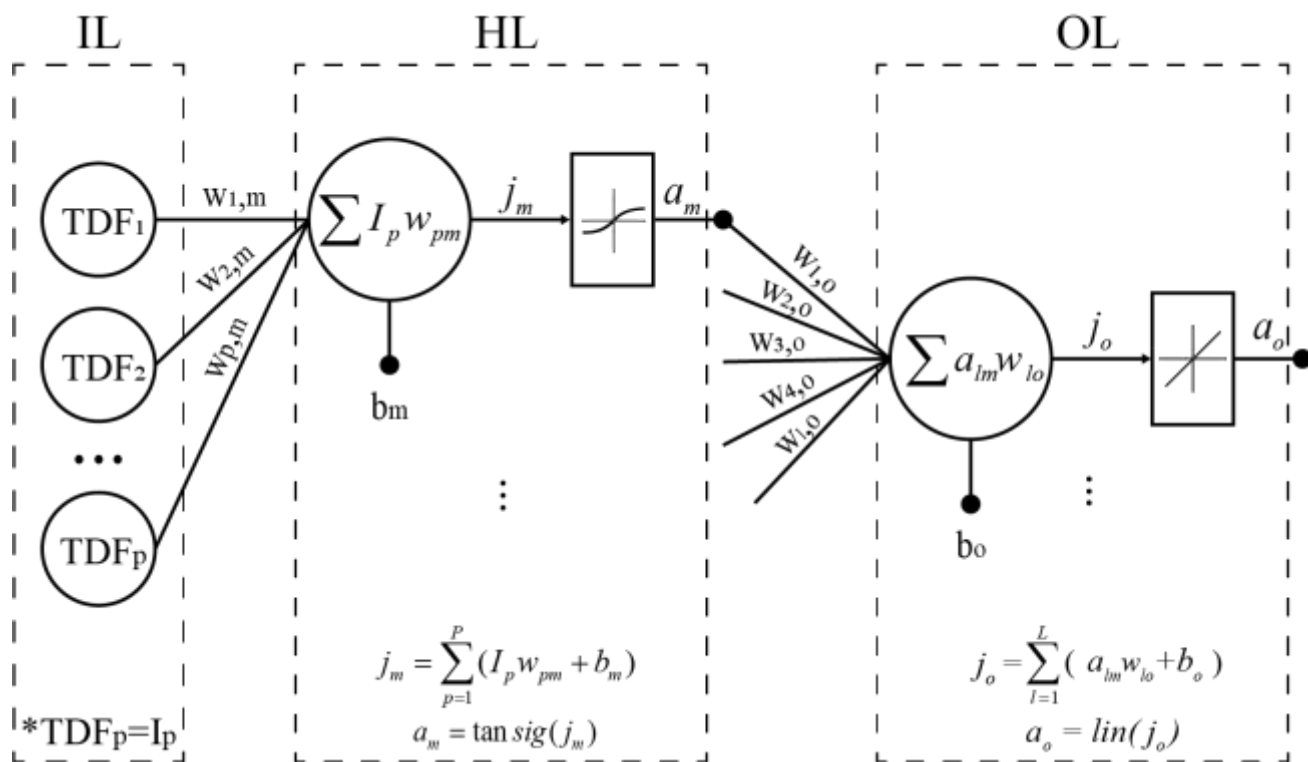


Рисунок 2.2 Структура ANN:

$w$  – ваги синапсів (нейронів),  $b$  – біас-нейрони

Як активаційні перехідні функції  $TF_h$ ,  $TF_o$  (для  $HL$  та  $OL$  шарів) використовуються *Tansigmoidal* та *Pure linear* функції, які визначені рівняннями (2.1) та (2.2). Для можливості зміщення активаційних функцій та, як наслідок – підвищення точності можливої класифікації, у  $HL$  та  $OL$  шарах ANN додатково використовуються нейрони зміщення  $b$ .

$$y = \tan \text{sig}(x) = \frac{2}{1 + e^{-2x}} - 1, \quad (2.1)$$

$$y(x) = x \quad (2.2)$$

Вибірка вхідних даних для навчання і тестування ANN складає  $P_{edu}$  і  $P_{test}$  значень показників *Peak*, *VAR* та *MAD*, причому значення тестового набору даних  $P_{test}$  не беруться до уваги у навчальній вибірці  $P_{edu}$ .

Таблиця 2.1 Основні позначення структури і параметрів нейронної мережі

Позначення	Опис
$N_L$	Кількість шарів
$IL$	Вхідний шар (input layer)
$HL$	Прихований шар (hidden layer)
$OL$	Вихідний шар (output layer)
$M_{in}$	Кількість нейронів вхідного шару
$M_h$	Кількість нейронів прихованого шару
$M_o$	Кількість нейронів вихідного шару
$w$	Матриця вагових коефіцієнтів
$b$	Біас-нейрони (нейрони зміщення)
$TF_h$	Активаційна функція (Transfer function) прихованого шару
$TF_o$	Активаційна функція (Transfer function) вихідного шару
$TA$	Алгоритм тренування мережі (Traning Algorithm)
$E_g$	Показник максимальної похибки (Error goal)
$EP$	Кількість епох
$P_{edu}$	Кількість значень у навчальній вибірці
$P_{test}$	Кількість значень у вибірці даних для тестування мережі
$I_{ST}$	Кількість ітерацій для тестового набору даних
$I_T$	Кількість ітерацій для тренувального набору даних

Тестовий тренувальний набори даних сформовано для виконання п'яти ітерацій за таким принципом:

- у випадку аналізу sEMG та FMG сигналів: три ітерації – у навчальний і дві ітерації – у тестовий набір, для кожного виду жесту;
- у випадку аналізу сигналів ОІ: по п'ять окремих ітерацій в навчальну та тестову вибірки, для кожного із видів поверхонь.

Розробка моделі ANN здійснена у програмному середовищі Matlab (*The MathWorks, Inc*), за допомогою спеціального розширення Neural Network Toolbox.

Розглянемо алгоритм роботи запропонованої міографічної системи та особливості формування сигналів рухів пальців біонічної руки.

## 2.2 Розроблення алгоритму функціонування та формування міографічних сигналів руху штучних пальців біонічної руки

Для реалізації максимально комфортного та інтуїтивного керування протезу користувачем, важливою є можливість реалізації не тільки різного виду хватів і жестів за допомогою штучної кінцівки, а і варіативності окремих параметрів руху пальців біонічного протезу, залежно від виду виконуваного руху та об'єкту маніпуляції, з яким контактує протез. Саме тому в запропонованій МС було впроваджено алгоритм функціонування, здатний проводити розпізнавання необхідної кількості видів жестів кисті пацієнта та відтворювати їх із заданим набором варіативних параметрів.

Алгоритм функціонування системи та формування сигналів рухів пальців біонічної руки (який наведено в додатку А) полягає в наступному. Після ввімкнення системи та вибору необхідного набору жестів відбувається вимірювання sEMG / FMG сигналів з подальшим розрахунком їх характеристик і передачею розрахованого набору даних до впровадженої в систему мультирівневої структури штучної нейронної мережі. Після визначення в ANN виду виконаного оператором жесту та передачі інформації в загальну систему, відбувається поетапна перевірка категорій рухів, до яких може відноситись визначений жест. У випадку, якщо жест відноситься до початкової позиції кисті оператора, штучні пальці протезу залишаються в «нерухомому» режимі роботи та положенні. Якщо система розпізнає рух або жест, то виконавчі механізми переводяться у необхідний режим роботи, регулюючи при цьому лише вибір приводів, які необхідно активувати з відповідним параметром для відтворення жестів. Коли виконаний рух передбачає взаємодію з об'єктом маніпуляції, система здійснює підключення модуля оптичної ідентифікації та визначає з його допомогою тип поверхні об'єкту, з якою повинні взаємодіяти пальці протезу. Після визначення типу поверхні відбувається вибір відповідних виконавчих механізмів і варіативних параметрів руху пальців «P1»...«Pm». Після виконання необхідного жесту, система вимикає

модуль ОІ (якщо його було попередньо увімкнено) та повертає виконавчі механізми протезу в початкове положення.

Охарактеризуємо розроблений алгоритм визначення типу поверхні за допомогою модуля оптичної ідентифікації, що призначений для генерації додаткових проміжних параметрів міографічної системи біонічної руки.

### **2.3 Розроблення алгоритму визначення типу поверхні та генерації проміжних параметрів для міографічної системи біонічної руки**

При виконанні окремих жестів, у результаті яких відбувається взаємодія біонічних пальців з об'єктами маніпуляції, що мають певну структуру поверхні, для коректної роботи протезу необхідним є визначення її типу поверхні. З цією метою у дисертаційній роботі було реалізовано розпізнавання типу поверхні шляхом застосування модуля оптичної ідентифікації. Визначення типу поверхні відбувається завдяки аналізу сигналів, наданих модулем ОІ, а їх класифікація – шляхом застосування спеціально спроектованої ANN.

Алгоритм визначення типу поверхні та проміжних параметрів, що в подальшому використані в алгоритмі функціонування міографічної системи, наведено на рис. 2.3. Як видно з рисунку, після увімкнення модуля ОІ та вимірювання вхідного сигналу, відбувається його класифікація за допомогою штучної нейронної мережі. Після визначення категорій типів поверхонь за допомогою ANN та передачі результатів до МС, здійснюється вибір одного з «Ф»-параметрів, що визначають фінальну позицію та силу стиснення пальців протезу. Якщо об'єкт має перший тип поверхні, в МС протезу обирається проміжний параметр «Ф1», при якому для додаткової надійності охопту, після досягнення поверхні об'єкту штучним пальцем, виконавчі механізми повинні здійснити «N» кроків. При другому типі поверхні – параметр «Ф2» та «M» кроків, при n-типі поверхні – «Z» кроків відповідно.



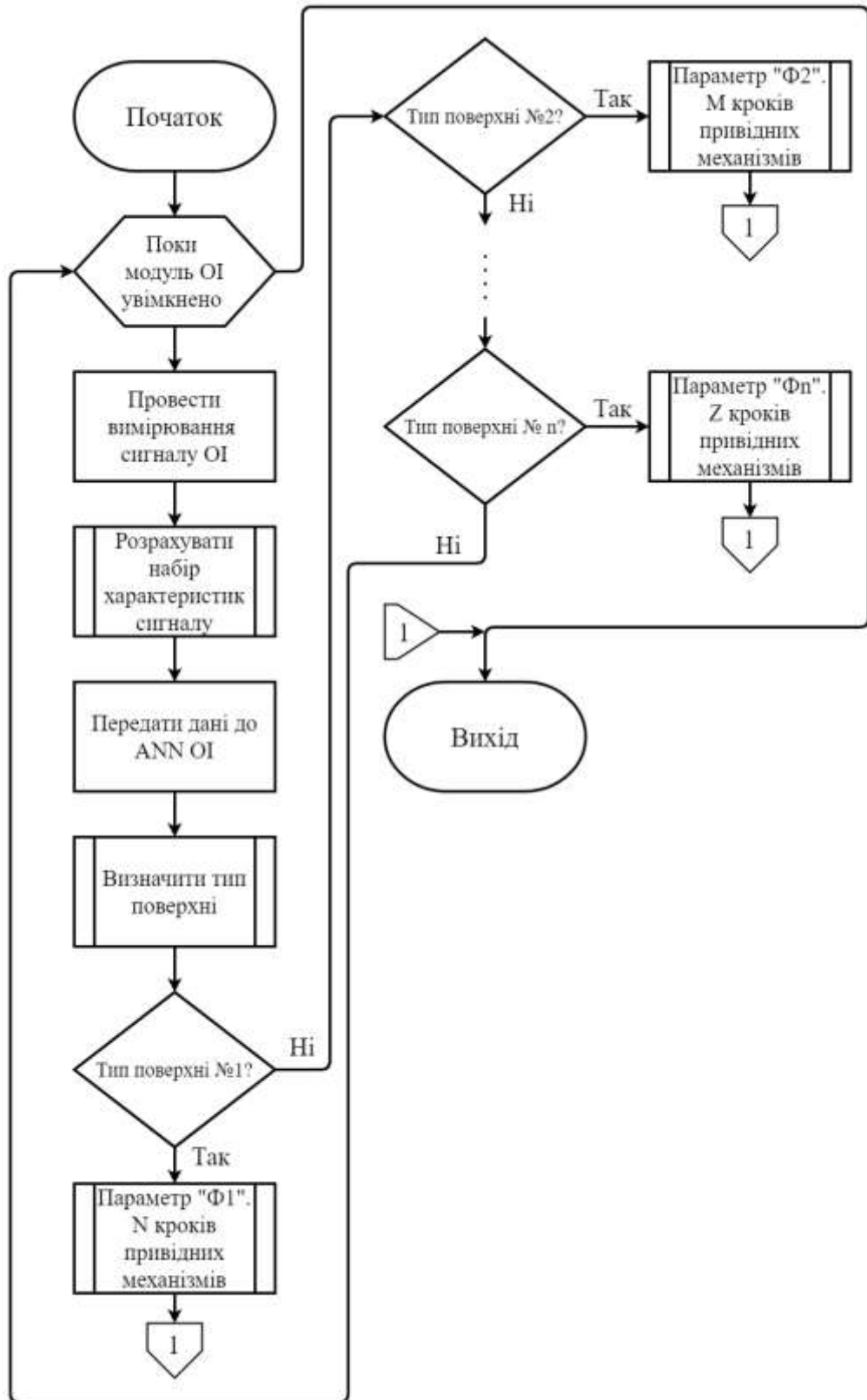


Рисунок 2.3 Блок-схема алгоритму визначення типу поверхні та генерації проміжних параметрів для МС біонічної руки

Реалізація такого алгоритму визначення проміжних параметрів для міографічної системи дозволяє здійснювати прецизійне охоплення об'єктів

маніпуляції пальцями протезу та забезпечує додаткову їх фіксацію без прослизання і пошкодження структури об'єкту. Розглянемо математичну модель визначення вхідних сигналів, що використовуються у міографічній системі біонічної руки із оптичною ідентифікацією типу поверхні.

#### **2.4 Розроблення математичної моделі визначення вхідних сигналів міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні**

Вираз для опису вихідного сигналу міографічної системи містить математичні функції трьох складових, що впливають на результуючий сигнал. Ці складові є результатом обрахунку і класифікації параметрів трьох вхідних сигналів системи: sEMG, FMG і сигналу оптичної ідентифікації. Рівняння вихідного сигналу описано формулою (2.3):

$$z_i = f_i''' \left[ f_i''(a_E, a_F), f_i'(a_{OI}) \right], \quad (2.3)$$

де  $a_E, a_F$  – значення складових міографічних сигналів sEMG та FMG,  $a_{OI}$  – значення складової сигналу оптичної ідентифікації.

Аналітичне представлення sEMG та FMG сигналів може бути записано у вигляді (2.4) та є накладанням масиву сигналів від рухомих волокон, що задіяні в процесі скорочення м'язу під час виконання певного виду руху [144, 145]:

$$S(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} S_n(t + \Delta t_i) + \psi, \quad (2.4)$$

де  $t$  – час;  $\Delta t_i$  – здвиг по часу;  $\psi$  – адитивний білий шум сигналу.

У дискретному вигляді sEMG та FMG сигнали можуть бути записані у вигляді (2.5):

$$Y(n) = \sum_{z=0}^{N-1} h(z)e(n-z) + \psi(n) \quad , \quad (2.5)$$

де  $h(z)$  – потенціал дії окремої рухомої одиниці;  $e(n)$  – імпульс роздратування;  $Z$  – число рухомих одиниць, задіяних у процесі скорочення м'язу.

Враховуючи природно низький рівень амплітуди, а також двополюсність вимірюваного біологічного сигналу і наявність обов'язкової шумової складової, перед етапом безпосереднього аналізу та розрахунку параметрів сигналу його доцільно підсилити, відфільтрувати, випрямити та інтегрувати. Процес підсилення сигналу відбувається шляхом використання схеми не інвертуючого операційного підсилювача. Як наслідок, орієнтовний рівень підсилення вимірюваного сигналу  $Y(n)$  буде залежати від параметрів компонентів електричної схеми і визначається за формулою (2.6) [146]:

$$G = \frac{R_F}{R_{in}} + 1, \quad (2.6)$$

де  $G$  – рівень підсилення сигналу;  $R_F$  – опір резистора зворотного зв'язку підсилювача;  $R_{in}$  – вхідний опір.

Випрямлений сигнал має вигляд:

$$Y_R = |\bar{Y}| = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K |Y_k|, \quad (2.7)$$

Інтегрування сигналу здійснюється за (2.8):

$$Y_I = \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (Y_{R_k})^2} \quad (2.8)$$

Розрахунок випрямленого та інтегрованого сигналу проводиться за виразом (2.9):

$$Y_{IR} = |\bar{Y}_I| = \int_0^T |Y_I(t)| dt \quad (2.9)$$

Аналогово-цифрове перетворення sEMG, FMG та сигналів ОІ реалізоване шляхом квантування за рівнем амплітуди та часу [147]. Як наслідок, випрямлені та відфільтровані значення сигналу, що проходять операцію квантування, можуть бути розраховані за виразом (2.10). Квантування сигналу за амплітудою відбувається у відповідності до (2.11), а квантування за часом – до (2.12):

$$Y_{fs} = Y_{ADC} \cdot \varphi(t), \quad (2.10)$$

де  $Y_{fs}$  – дискретизований сигнал з АЦП після квантування.

$$Y_{ADC} = \sum_{m=0}^{M-1} d_m 2^m \frac{V_{ref}}{2^M}, \quad (2.11)$$

У (2.11)  $d_m = Y_{IR}(m)$  – рівень підсилення сигналу;  $2^m$  – кількість рівнів квантування;  $V_{ref}$  – максимальне значення напруги яке можна цифрувати (опорна напруга).

$$\varphi(t) = \delta(t - nT_s), \quad (2.12)$$

де  $\varphi(t)$  – результат квантування за часом;  $\delta(t - n)$  - дельта функція Дірака;  $T_s$  – проміжок часу вибірки.

Перерахунок отриманого дискретизованого сигналу  $Y_{fs}$  здійснюється в середині мікроконтролерного модуля вимірювання і обробки сигналу та може бути

представлений як добуток отриманого значення  $Y_{fs}$  з константою для перерахунку в вольти (сантивольти):

$$\sigma = Y_{fs} \cdot C_V, \quad (2.13)$$

де  $C_V$  – константа для перерахунку значення сигналу отриманого з АЦП в вольти;  $\sigma$  – вимірне значення біологічного сигналу певного виду руху після проходження через вимірювальну схему та мікроконтролерний модуль обробки (ММОС) в сантивольтах.

Нормалізацію значень отриманих з ММОС у визначеному вікні даних (на часовому інтервалі  $[a, b]$ ) здійснено за формулою (2.14):

$$\sigma_{norm} = \frac{\sigma_i - \sigma_{min}}{\sigma_{max} - \sigma_{min}}, \quad (2.14)$$

Визначення набору параметрів часових характеристик («Peak», «VAR», «MAD») для вимірних сигналів здійснюється згідно з формулами (2.15) – (2.17). Параметр «Peak» визначається за виразом (2.15), як максимальне значення сигналу отриманого із ММОС на визначеному інтервалі:

$$P_i = \max_{[a,b]} \sigma_{norm}, \quad (2.15)$$

$$VAR_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left( \sigma_{norm_i}(t) - \overline{\sigma_{norm_i}} \right)^2, \quad (2.16)$$

$$MAD_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left| \sigma_{norm_i}(t) - \overline{\sigma_{norm_i}} \right|, \quad (2.17)$$

де  $\overline{\sigma_{norm_i}}$  – середнє значення амплітуди сигналу, що обчислено за формулою:

$$\overline{\sigma_{norm_i}} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N |\sigma_{norm_i}(t)|, \quad (2.18)$$

де  $\sigma_{norm_i}(t)$  –  $i$ -те значення амплітуди сигналу в момент часу  $t$ ,  $N$  – кількість точок на обраному інтервалі.

Класифікація вхідних сигналів міографічної системи відбувається шляхом впровадження визначеного набору часових характеристик для кожного окремого сигналу в структуру штучної нейронної мережі. Розрахунок проміжних параметрів нейронної мережі, на яких базується визначення необхідних складових вихідного сигналу, проводиться за формулами (2.19) – (2.21):

$$j_m = \sum_{p=1}^P (I_p w_{pm} + b_m), \quad (2.19)$$

де  $I_p$  – значення часових характеристик сигналу ( $I_1=P, \dots, I_P=MAD$ ),  $w_{pm}$  – вагові коефіцієнти синапсів нейронів прихованого шару,  $b_m$  – значення біас-нейронів прихованого шару.

Передавальну функцію прихованого шару нейронів визначено функцією тангенціального сигмоїду і обчислено за формулою (2.20):

$$a_m = \tan \text{sig}(j_m), \quad (2.20)$$

Розрахунок значень нейронів і проміжних параметрів вихідного шару нейронної мережі визначається формулою (2.21):

$$j_o = \sum_{l=1}^L (a_{lm} w_{lo} + b_o), \quad (2.21)$$

де  $w_{lo}$  – вагові коефіцієнти синапсів нейронів вихідного шару,  $b_o$  – значення біас-нейронів вихідного шару.

Передавальну функцію вихідного шару нейронів, що визначає складові вихідного сигналу міографічної системи, описано лінійною функцією і обчислено за формулою (2.22):

$$a_o = \text{lin}(j_o), \quad (2.22)$$

Таким чином, вираз (2.3) для вихідного сигналу міографічної системи можна записати як:

$$z = f''' \left[ f_{sEMG,FMG}'' \left( \text{lin} \left( \sum_{l=1}^L \left( (\tan \text{sig} \left( \sum_{p=1}^P (I_p w_{pm} + b_m) \right) \right) w_{lo} + b_o \right) \right), f_{OI}' \left( \text{lin} \left( \sum_{r=1}^R \left( (\tan \text{sig} \left( \sum_{s=1}^S (I_s w_{sm} + b_s) \right) \right) w_{ro} + b_q \right) \right) \right) \right] \quad (2.23)$$

Варто зазначити, що (2.23) є масштабованою функцією, що може бути використана і при збільшенні кількості вхідних характеристик біологічних сигналів, або сигналу оптичної ідентифікації для міографічної системи біонічної руки.

## 2.5 Висновки до розділу 2

1. Розроблено схему функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки із оптичною ідентифікацією типу поверхні, що дозволило визначити структуру та початкові вимоги до алгоритму функціонування системи, базуючись на граничних умовах її застосування.
2. Показано, що створений алгоритм функціонування та формування вихідних сигналів руху пальців біонічної руки, а також алгоритм визначення типу контактної поверхні за допомогою оптичної ідентифікації, дозволив здійснити покроковий опис процесу роботи міографічної системи біонічної руки і обґрунтувати початкові умови до створення та імплементації математичної моделі розробленої у дисертаційній роботі.
3. Розроблено математичну модель визначення вхідних сигналів міографічної системи з оптичною ідентифікацією типу поверхні, що базуючись на обґрунтованих початкових умовах, дозволила здійснити аналіз процесів перетворення вхідних сигналів у вихідні сигнали руху експериментального зразку штучного пальця.



## РОЗДІЛ 3

### РОЗРОБЛЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ЗРАЗКА ПРОТЕЗУ РУКИ З МІОЕЛЕКТРОННИМ КЕРУВАННЯМ

У цьому розділі представлено розроблення експериментального зразка протезу руки з міоелектронним керуванням. Зокрема, розроблено прототип міографічної системи біонічної руки та алгоритм роботи модулів вимірювання сигналу, створено програмне забезпечення для міографічної системи. Виготовлено sEMG та FMG вимірювальні модулі та охарактеризовано окремі принципи реалізації їх складових частин. Розроблено алгоритм і структуру модуля вимірювання сигналу оптичної ідентифікації, визначено початкові умови і обмеження при проведенні досліджень по визначенню типу контактної поверхні.

#### **3.1 Алгоритм роботи модулів вимірювання sEMG та FMG сигналів**

Алгоритм роботи модулів вимірювання sEMG та FMG сигналів представлено на рис. 3.1. Структуру алгоритму можна умовно розділити на декілька логічних частин: підготовчу, калібрувальну та вимірювальну. Під час підготовчої частини для зручності категоризації результатів вимірювання у алгоритмі передбачено обов'язкове заповнення даних про пацієнта та вибір каналу передачі даних, з яким працюватиме відповідне програмне забезпечення.

Калібрувальна частина алгоритму передбачає процес здійснення одноразового калібрування вимірювального модуля до кожного окремого пацієнта, що повинен бути візуалізований у створених програмних засобах.

Вимірювальна частина алгоритму містить опис безпосереднього процесу вимірювань sEMG та FMG сигналів, а також етапів їх обробки та використання у окремих задачах класифікації жестів. Як видно з рисунку, після увімкнення модуля вимірювання сигналу та запуску програмного забезпечення, оператору необхідно відкрити анкету пацієнта та ввести мінімально-необхідний набір даних про нього.

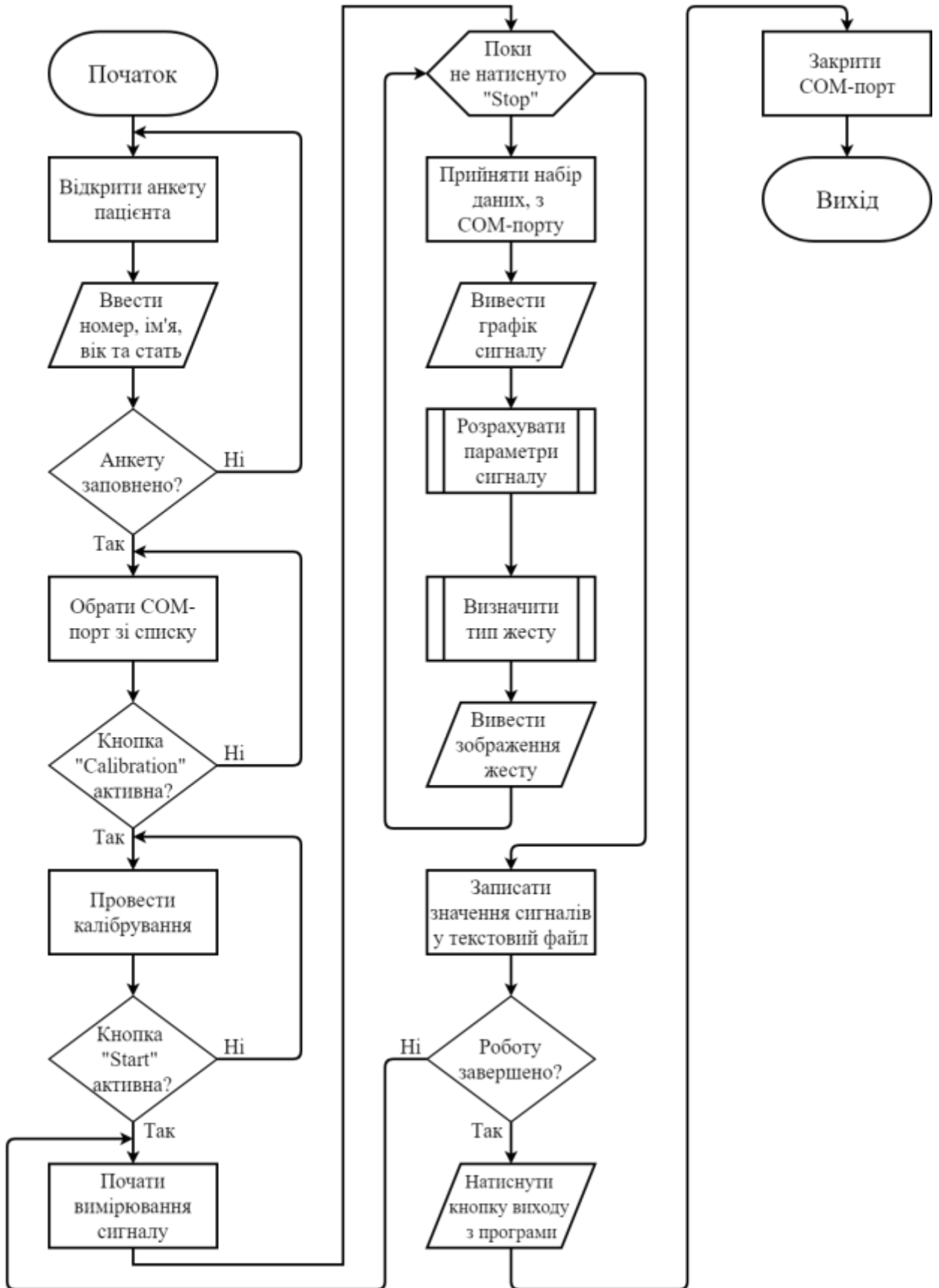


Рисунок 3.1 Алгоритм роботи програмного забезпечення для модулів вимірювання sEMG та FMG сигналів

Лише після цього у створеній програмі відкривається доступ до одного з СОМ-портів передачі даних та можливість проведення калібрування. Після проведення калібрування оператору надається можливість запуску основного процесу вимірювання та обробки вхідного набору даних, що надходять до обраного СОМ-порту. Впродовж візуалізації вхідних даних за допомогою графіку сигналу в програмі відбувається розрахунок параметрів вимірної кривої у обмеженому часовому інтервалі з метою визначення виду жесту кисті, якому відповідає сигнал. Після зупинки процесу вимірювань значення сигналу отримані з СОМ-порту системи записуються у текстовий файл, а оператору надається можливість оновлення процесу вимірювань для того ж пацієнта, або виходу з програмного забезпечення відповідного модуля.

### **3.2 Розроблення і виготовлення конструкції та програмного забезпечення модуля вимірювання й інтерпретації електросигналів м'язової активності**

Визначимо умови практичної реалізації та функціонування для створених модулів і програмного забезпечення для вимірювання й аналізу електроміографічних і force-міографічних сигналів.

#### **3.2.1 Конструювання модуля вимірювання sEMG сигналів**

*Для вимірювання електроміографічних сигналів було розроблено прототип власного одно каналного портативного sEMG модуля на базі міографу MyoWare (Advancer technologies corp). Принцип роботи розробленого модуля (рис. 3.2) полягає у наступному: після подачі живлення та ввімкнення приладу, sEMG сигнал через вимірювальні електроди надходить до електроміографу MyoWare та після попередньої обробки потрапляє до АЦП мікроконтролеру. У МК прийнятий сигнал перетворюється на відповідне йому значення амплітуди, яка обчислюється базуючись на рівень опорної напруги (ОН) заданої для мікроконтролера.*

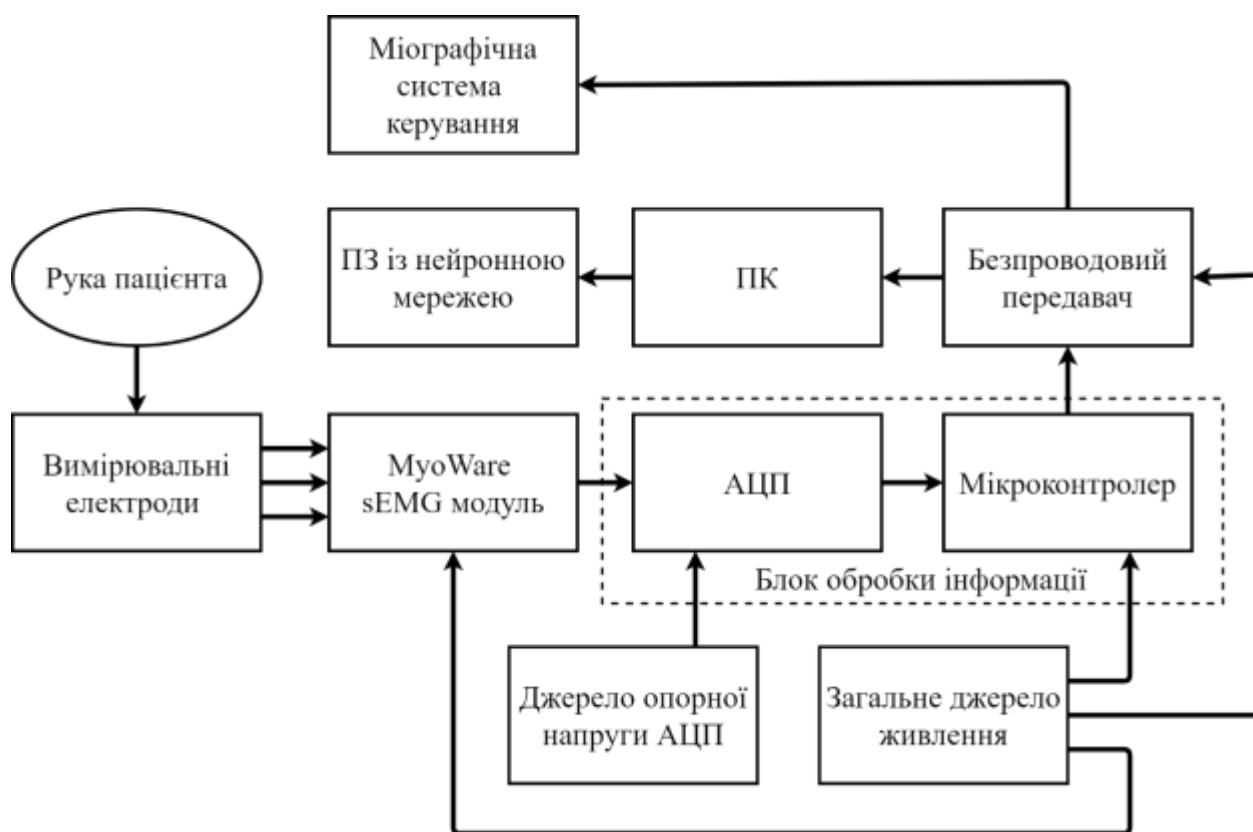


Рисунок 3.2 Структурна схема модуля вимірювання sEMG сигналу на базі електроміографу MyoWare

Рівень ОН становить 4.2 В, що відповідає рівню повної зарядженої Li-Pol батареї, що використовується спеціально для стабільного підтримання рівня ОН мікроконтролеру. Розраховані значення амплітуди сигналу надсилаються через безпроводовий передавач (UART-RF модуль) до ПК (з метою їх візуалізації та аналізу за допомогою програмного забезпечення), або до мікроконтролеру міографічної системи біонічної руки.

Водночас затримка між надсиланням кожної частини інформації складає 1 мс, швидкість передачі даних UART становить 9600 bod, а робоча частота мікроконтролера – 2 МГц.

Конструкцію прототипу модуля sEMG складено з пластикового корпусу та манжети, виготовленої з клейкої велкро-стрічки (рис. 3.3,а). Друковану плату та електронні компоненти модуля розташовано в середині корпусу (рис. 3.3,б), який має спеціальні отвори для встановлення поверхневих вимірювальних та референтного електродів.



Рисунок 3.3 Загальний вигляд прототипу sEMG модуля. Конструкція модуля у зібраному (а) стані та без кришки (б)

Манжета спроектована таким чином аби дозволити індивідуальне регулювання розмірів відповідно до діаметру передпліччя руки кожного пацієнта. Розроблений sEMG модуль є портативним, дозволяє проводити вимірювання, фільтрацію, подальшу обробку і бездротову передачу значень виміряного електроміографічного сигналу без використання додаткової (настільної) апаратури і має такі вихідні характеристики: один вимірювальний канал; бездротова передача даних; максимальний рівень вихідного сигналу 4.2 В; діапазон напруги живлення від 3.7 до 5 В; час автономної роботи до п'яти годин; можливість перезарядження джерела живлення.

Охарактеризуємо створене програмне забезпечення для розробленого модуля sEMG, що використовується для аналізу та класифікації сигналів.

### 3.2.2 Програмне забезпечення роботи модуля вимірювання sEMG сигналів

Програмне забезпечення для розробленого модуля вимірювання sEMG сигналів [148] було виконане у середовищі *Microsoft Visual Studio C#* на основі алгоритму, представленого на рис. 3.1. Розроблена програма використовувалась для: здійснення поетапного керування процесом вимірювання, візуалізації

вимірних сигналів, збереження та каталогізації визначених результатів, розрахунку характеристик вимірних сигналів і визначення виду здійсненого жесту у режимі реального часу (РРЧ).

Перед початком процедури вимірювання сигналу в програмі здійснюється обов'язкове заповнення оператором міні-анкети пацієнта, що дозволяє проводити каталогізацію вимірних результатів для кожного пацієнта і мінімізує ризик втрати даних. Перехід до робочого вікна з міні-анкетною пацієнта (в якій вказуються номер профайлу, ім'я, вік та стать пацієнта, що в подальшому будуть відображатись у назві теки, у яку зберігатимуться результати досліджень конкретного пацієнта) здійснюється шляхом натиснення на відповідну кнопку (поз. 4) в робочому вікні ПЗ (рис. 3.4).

Поетапне керування процесом вимірювання у створеній програмі реалізоване шляхом використання кнопок переходу до режиму калібрації (поз. 8), початку (поз. 10) і закінчення процесу вимірювань (поз. 9), а також лічильника кількості ітерацій виконаного жесту (поз. 2) зображених на рис. 3.4.

Візуалізація значень вимірюного sEMG сигналу, що передається в ПЗ шляхом використання послідовного COM-порту (номер якого може обиратись з відповідного списку - поз.7) проводиться шляхом його динамічного відображення на інформаційному табло (поз. 3).

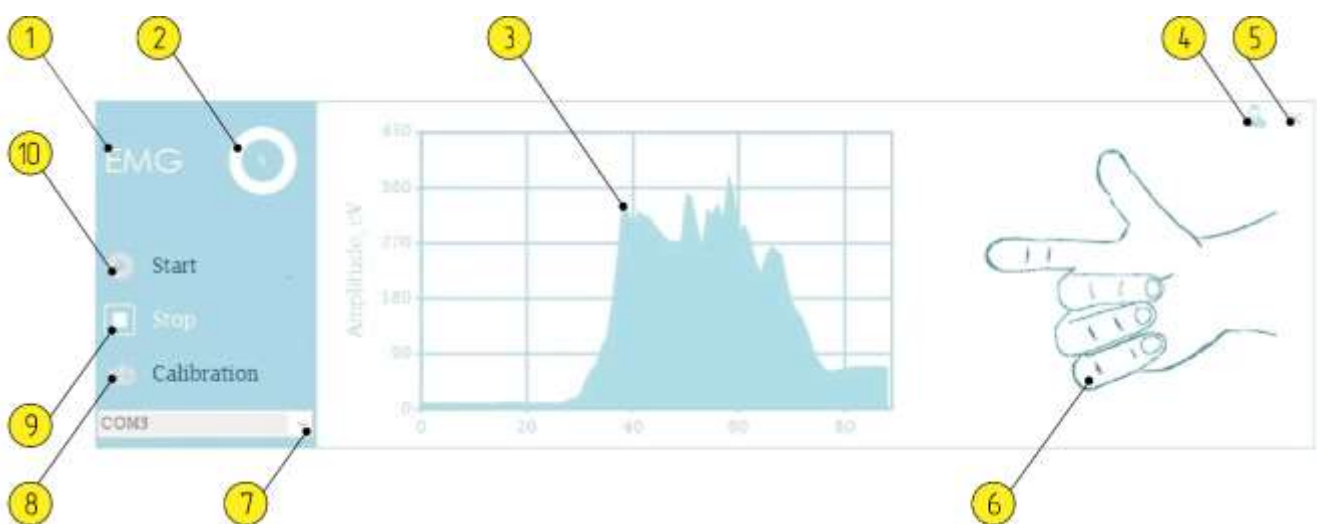


Рисунок 3.4 Загальний вигляд створеного ПЗ для вимірювання sEMG сигналів:  
1 – назва програми; 2 – лічильник; 3 – інформаційне табло з графіком сигналу;

4 – кнопка анкети пацієнта; 5 – кнопка виходу з програми; 6 – панель з зображенням жестів; 7 – список активних СОМ-портів; 8 – кнопка режиму калібрування; 9 – кнопка закінчення вимірювань; 10 – кнопка початку вимірювань

Вид здійсненого жесту відображається на панелі (поз. 6) у РРЧ. Визначення виду жесту у створеному ПЗ реалізовано на основі впровадження попередньо натренованої мультирівневої ANN та розрахованого для неї в ПЗ набору вхідних параметрів (базуючись на часові характеристики сигналу, які відображаються на табло - поз.3). Розглянемо модуль та програмне забезпечення, що використовується для вимірювання, аналізу та класифікації force-міографічних сигналів.

### **3.3 Розроблення і виготовлення конструкції та програмного забезпечення модуля вимірювання й інтерпретації force-міографічних сигналів м'язової активності**

Визначимо умови практичної реалізації та функціонування розробленого модуля вимірювання і програмного забезпечення для аналізу FMG сигналів.

#### **3.3.1 Конструювання модуля вимірювання FMG сигналів**

Для проведення FMG досліджень в рамках дисертаційної роботи було розроблено модуль вимірювання FMG сигналів на базі п'єзоелектричного датчику вібрації. Принцип роботи модуля (рис. 3.5) полягає в наступному: відфільтрований та адаптований до максимального рівня амплітуди 4.2 В (у відповідності до обраних параметрів ОН) FMG-сигнал з п'єзо-датчику надходить до вбудованого АЦП мікроконтролеру.



Рисунок 3.5 Структурна схема модуля для вимірювання FMG сигналу

У мікроконтролері (робоча частота якого становить 2 МГц) отримані значення перетворюються у відповідний рівень напруги вимірних сигналів, що є пропорційною до тиску м'язів на вимірювальну поверхню сенсору. Після перерахунку значень в МК здійснюється передача отриманого пакету даних по бездротовому каналу зв'язку на ПК для подальшого аналізу за допомогою відповідного програмного забезпечення. Часова затримка між кожним етапом передачі становить 1 мс, а швидкість обміну UART - 9600 bod. Варто зазначити, що запропонований формат передачі даних дозволяє використовувати розроблений модуль вимірювання FMG сигналу не лише з ПК, а і сумісно з міографічною системою біонічної руки чи іншими системами розпізнавання жестів.

Подібно до модуля sEMG, конструкцію прототипу модуля вимірювання FMG виконано в пластиковому корпусі та браслеті з клейкої велкро-стрічки (рис. 3.6,а). Друковану плату та електронні компоненти модуля розташовано в середині основного корпусу, а п'єзоелектричний датчик і схему адаптації сигналу – в окремому пластиковому корпусі (рис. 3.6,б), що закріплюється на внутрішній стороні браслету.



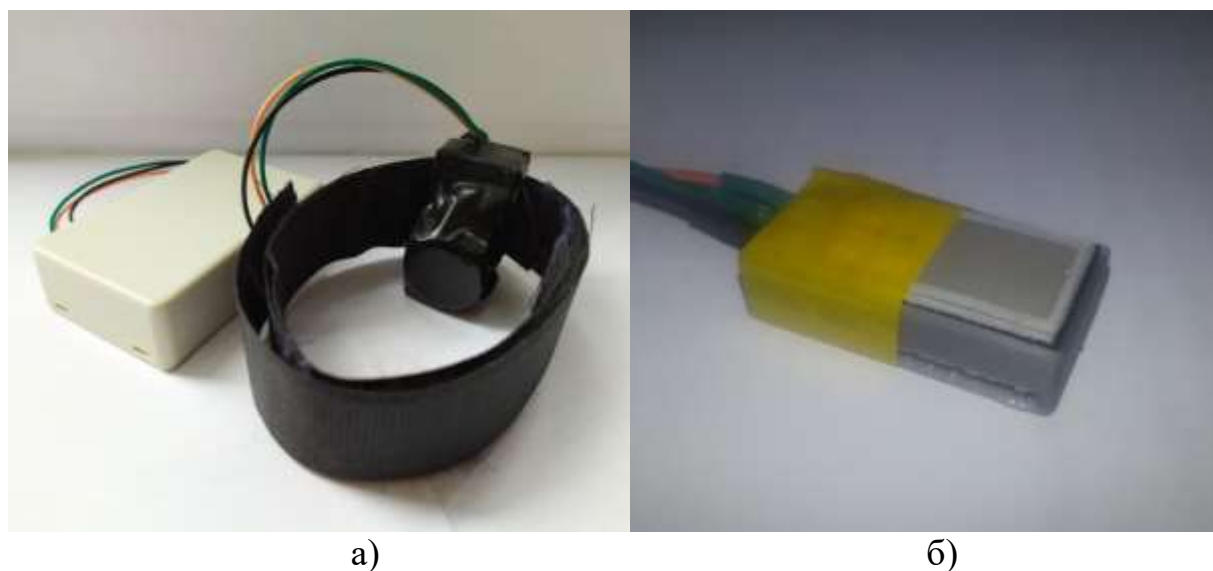


Рисунок 3.6 Загальний вигляд розробленого FMG-модуля. Конструкція модуля у зібраному стані (а) та вимірювальний сенсор модуля (б)

Браслет модуля спроектований таким чином, що має можливість регулювання розмірів індивідуально до діаметру передпліччя руки пацієнта. Розглянемо реалізацію програмного забезпечення для модуля вимірювання FMG, що використовується при аналізі та класифікації сигналів на ПК.

### 3.3.2 Програмне забезпечення роботи модуля вимірювання FMG сигналів

Програмна реалізація для розробленого модуля вимірювання FMG-сигналів [149], аналогічно до ПЗ для sEMG, була виконана у середовищі *Microsoft Visual Studio C#*, на основі алгоритму показаного на рис. 3.1. Інтерфейс програми, спроектованої з метою вимірювання та обробки FMG-сигналів, наведено на рис. 3.7. Подібно до ПЗ для sEMG, створене програмне забезпечення дозволяє проводити графічне відображення вхідних сигналів, здійснювати керування процесом проведення вимірювань, розраховувати характеристики force-міограм і реалізовувати їх класифікацію.

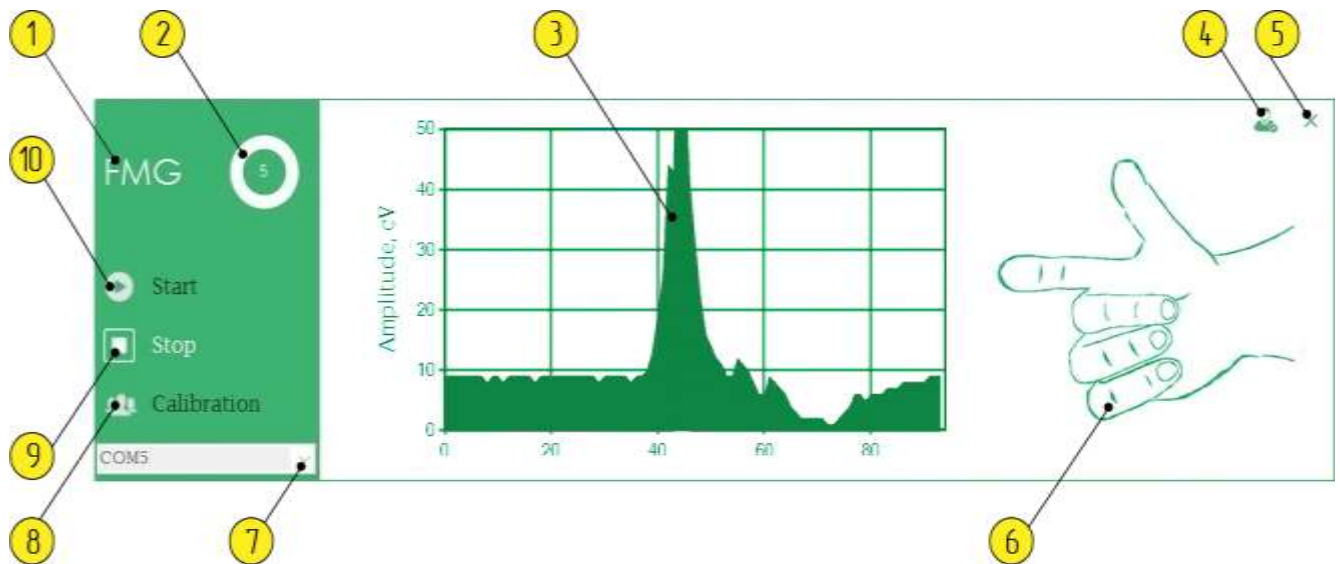


Рисунок 3.7 Загальний вигляд створеного ПЗ для вимірювання FMG сигналів:  
 1 – назва програми; 2 – лічильник; 3 – інформаційне табло з графіком сигналу;  
 4 – кнопка анкети пацієнта; 5 – кнопка виходу з програми; 6 – панель з  
 зображенням жестів; 7 – список активних COM-портів; 8 – кнопка режиму  
 калібрування; 9 – кнопка закінчення вимірювань; 10 – кнопка початку вимірювань

Програмне середовище для FMG має такі ж органи керування і основні робочі позиції, як інтерфейс для аналізу sEMG сигналів. Однак, на відміну від ПЗ для модуля sEMG, програмна реалізація для модуля FMG має інший набір вагових коефіцієнтів мультирівневої структури ANN, що імпортована в структуру програми.

Оскільки одним із параметрів, що визначаються міографічною системою біонічного протезу в процесі реалізації алгоритму її роботи, є характеристики вхідного сигналу оптичної ідентифікації, доцільним буде розглянути особливості методу ОІ, початкові умови проведення досліджень та алгоритм вимірювань сигналу оптичної ідентифікації, що використовується у дисертаційній роботі.

### 3.4 Метод оптичної ідентифікації типу поверхні: початкові умови дослідження та алгоритм проведення вимірювань

У дисертаційній роботі було розроблено та апробовано метод організації оптичної ідентифікації типу контактної поверхні для міографічної системи біонічної руки, що базується на мікроконтролерному вимірювальному пристрої з ІЧ оптичним випромінювачем і сенсором та штучній нейронній мережі. Запропонований метод організації ОІ належить до САК-категорії і може бути прийнятним рішенням для застосування у біонічних протезах пальців або зап'ястя. На рис. 3.8. наведено структурну схему розробленої системи ОІ, що використовувалась у дисертаційній роботі.

Розроблена система працює наступним чином: випромінювання у відповідності до обраної конфігурації оптичної емісії та приймально-реєструючої системи спрямовується на досліджуваний об'єкт. Відбитий сигнал, що може містити колімовану та дифузну складові, зосереджується в чутливій зоні приймача випромінювання. Електричний сигнал, пропорційний оптичному потоку, поступає до блоку попередньої обробки. Після оцифрування у блоці АЦП та попередньої обробки за допомогою мікроконтролера, здійснюється подальша передача виміряного сигналу через безпроводовий зв'язок до ПК або міографічної системи біонічної руки.



Рисунок 3.8 Структурна схема системи оптичної ідентифікації

Наступна класифікація сигналів, що отримані внаслідок взаємодії з об'єктом дослідження, відбувається шляхом використання програмного забезпечення з вбудованим в нього алгоритмом штучної нейронної мережі. З метою додаткової концентрації відбитого дифузного випромінювання у чутливій зоні приймача, в структурі системи ОІ можуть використовуватись додаткові концентратори оптичної енергії (КОЕ). Наприклад: плоскі, сферичні і параболічні дзеркала, параболічні концентратори тощо [150-152].

Для простоти практичної реалізації та порівнюваності результатів при розробці модуля вимірювання сигналів ОІ, як оптичний сенсор було використано оптопару CNY70 (Vishay Intertechnology Inc.). Вимірювальна оптопара нерухомо розміщувалась у дистальній фаланзі штучного пальця (рис. 3.9,а), а палець, у свою чергу, було зафіксовано на спеціальній планці, горизонтально до досліджуваного зразка. Алгоритм роботи модуля ОІ полягав у наступному: після ввімкнення живлення приладу, ІЧ випромінювання з CNY70 падає на досліджуваний об'єкт, відбивається (розсіюється назад) від нього і реєструється фотодетектором. Далі електричний сигнал передається аналого-цифровому перетворювачу мікроконтролера. У мікроконтролері з урахуванням граничної величини опорної напруги номіналом 4.2 В (отриманої від окремої Li-Pol батареї) прийнятий сигнал перераховується у відповідний рівень амплітуди. На наступному кроці визначений рівень амплітуди сигналу надходить до програмного забезпечення на ПК або міографічної системи біонічної руки. Подальша інтерпретація та класифікація сигналу відбувається за допомогою програмного забезпечення на основі нейронної мережі, а затримка між передачею кожної частини інформації до ПК становить 1 мс, швидкість передачі UART – 9600 bod, робоча частота мікроконтролера – 2 МГц.

Для практичного підвищення точності класифікації сигналів оптичної ідентифікації при застосуванні додаткових КОЕ було досліджено також систему ОІ із використанням як КОЕ еліпсоїдального рефлектору (рис. 3.9,б). Рефлектор, що застосовано у системі ОІ, виготовлений згідно з принципами, описаними у роботах [153, 154], з такими конструктивними параметрами: еліпсоїд обертання (навколо

великої напів-осі) з внутрішньою дзеркальною поверхнею, усічений по фокальним площинам ортогонально до осі обертання, фокальний параметр – 1.47 мм, ексцентриситет – 0.31, коефіцієнт відбиття стінок рефлектору  $\rho = 0.92$ .

Залежно від кута падіння оптичного випромінювання, що надходить на вхід концентратору оптичної енергії, може змінюватись вихідна інтенсивність світлового потоку, що в результаті потрапляє на приймач. Саме тому, перед використанням як КОЕ еліпсоїдів обертання, потрібно враховувати особливості застосування еліпсоїдальних рефлекторів при різних кутах нахилу падаючого оптичного випромінювання. Подібні залежності було отримані автором у роботі [155], де досліджувалась кутова залежність освітленості фотометричних зображень для лазерних променів різної довжини хвилі при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами у межах  $12,5^\circ$ – $62,5^\circ$ .

На підставі отриманих результатів [155] автором вважається доцільним використання випромінювання червоного та інфрачервоного спектрів, як такого що створює найменше колімоване відбиття та рівномірний розподіл у зонах фотометричних зображень, на відміну від випромінювання синьо-зеленої частини спектру. З іншого боку характеристики різнонаправленого розсіяння, що можуть бути обчислені на підставі алгоритму рей-трейсингу [113], секторного [156, 157] або зонного аналізу фотометричних зображень [115, 155] при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами можуть дати оптичний базис для взаємної орієнтації джерела та приймача випромінювання або вибору технічних характеристик оптопар. У даному дослідженні для прикладу була використана оптопара CNY 70, що містить джерело та приймач випромінювання, орієнтовані паралельно один до одного. Безпосередній вплив на характеристики відбиття світлового потоку при такій конфігурації розміщення оптико-електронних компонентів та, як наслідок, вихідний кут та інтенсивність світла, вносять товщина і структура об'єкту дослідження. Застосування концентраторів оптичного випромінювання у завданнях організації оптичної ідентифікації дозволяє збирати додаткову розсіяну енергію після взаємодії випромінювання з об'єктом та частково нівелювати залежності від структури чи початкового кута падіння променя. Саме

тому, КОЕ було обрано як допоміжний інструмент для експериментальних досліджень у дисертаційній роботі.

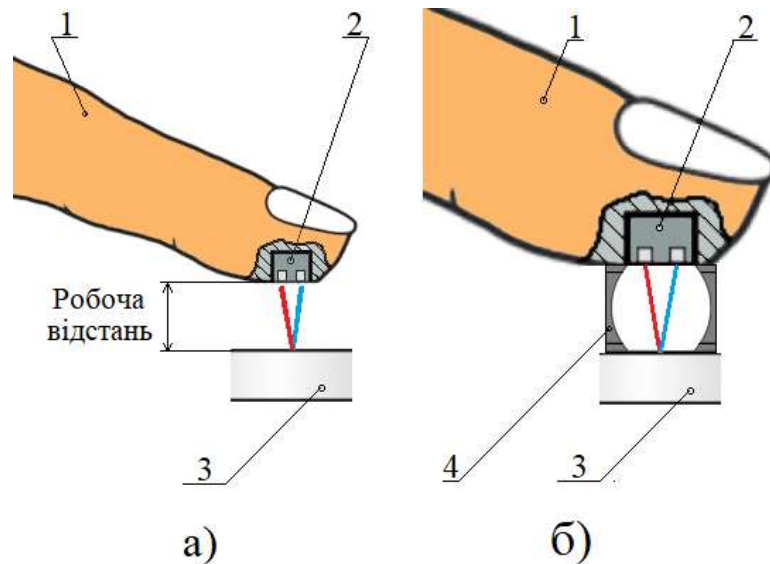


Рисунок 3.9 Схема розміщення елементів системи оптичної ідентифікації для дослідження без КОЕ (а) та з використанням КОЕ (б):

1 – біонічний палець; 2 – оптопара; 3 – досліджуваний зразок; 4 – КОЕ [158]

З позицій ергономіки у прототипі біонічного пальця систему ОІ з КОЕ доцільно розміщувати всередині дистальної фаланги, оптимізувавши при цьому параметри КОЕ та конструкцію пальців протезу. Однак, на даному етапі практична реалізація такої схеми розташування елементів системи є досить складним завданням. Саме тому в рамках дисертаційних досліджень концентратор оптичної енергії нерухомо закріплювався ззовні, впритул до поверхні оптопари (рис. 3.9,б).

### 3.5 Висновки до розділу 3

1. Розроблено прототип міографічної системи біонічної руки та алгоритм роботи модулів вимірювання сигналу, що дозволив визначити особливості та окремі обмеження при визначенні sEMG і FMG сигналів, а також створити програмне забезпечення для міографічної системи.
2. Виготовлено sEMG та FMG вимірювальні модулі та охарактеризовано окремі принципи реалізації їх складових частин, внаслідок чого вдалось визначити схеми функціонування розроблених приладів, сумісно із створеним програмним забезпеченням та міографічною системою біонічної руки.
3. Розроблено алгоритм і структуру модуля вимірювання сигналу оптичної ідентифікації, визначено початкові умови і обмеження при проведенні досліджень по визначенню типу контактної поверхні, що дало можливість створити передумови для розробки методики розпізнавання типу поверхні створеним модулем та її практичної імплементації у міографічній системі.

## РОЗДІЛ 4

### ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНУВАННЯ МІОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ БІОНІЧНОЇ РУКИ

У цьому розділі представлено експериментальні дослідження функціонування міографічної системи біонічної руки. Зокрема, обґрунтовано типовий набір рухів пальців для біонічної руки. Визначено особливості міографічної системи та формування масиву вхідних даних, показано принцип систематизації груп пацієнтів та послідовності проведення міографічних вимірювань. Здійснено оцінювання часових характеристик поверхневої електроміограми та форс-міограми функціональних рухів кисті руки. Показано методику розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації з використанням штучної нейронної мережі. Обґрунтовано складові рухів біонічних пальців залежно від значень вихідних сигналів міографічної системи.





#### **4.1 Набір рухів пальців рук для міографічної системи біонічної руки**

У дисертаційній роботі проведено аналіз набору сигналів, що вимірювались для одинадцяти видів жестів (A0-B2) кисті лівої руки (табл. 4.1) та передбачали процес згинання/розгинання одного і більше пальців. Під час вимірювання пацієнти розташовувались у зручній для сидіння позиції в кріслі, а ліве передпліччя розслаблено розміщувалось на столі в одній з двох початкових позицій. Початкове положення руки (A0) передбачало вільне розміщення кисті руки долонею вгору з частково зігнутими пальцями. Таку позицію було обрано як початкове положення для подальшого виконання набору жестів A1-A4. Положення C0, в свою чергу, використано як початкове для рухів B1-C3 та реалізовувалось шляхом розміщення руки в розслабленому положенні у позиції, при якій задня поверхня кисті лежить на тій же лінії, що і задня поверхня передпліччя, з поворотом долоні вправо. Для набору виконуваних жестів запропоновано три категорії, позначені «А», «В» і «С». Категорія «А» використовувався для окремих рухів одного пальця, а категорії «В»



та «С» – для комплексних рухів, зі згинанням та розгинанням декількох пальців одночасно.

Таблиця 4.1 Набір жестів, що досліджувались у роботі


C0	Початкова позиція руки. Бічне розслаблене положення пальців	
C1	Циліндричний долонний захват. Охоплення предмету циліндричної форми	
C2	Зажим із субтерміно-латеральною опозицією. Охоплення предмету пласкої форми, невеликої товщини	
C3	Пульпарний три пальцевий захват, охоплення предметів округлої форми. Безіменний палець і мізинець у початково-зігнутому положенні	

Вибір жестів, зазначених в табл. 4.1, не обмежує можливості та необхідності дослідження інших, більш складних, рухів кисті руки, проте у дисертаційній роботі вважається мінімально-достатнім базисом для забезпечення функціональних можливостей міографічної системи біонічної руки. Практичне застосування обраних жестів може варіюватись в залежності від необхідності їх застосування користувачем. Наприклад, отриманий під час жесту «C1» сигнал, є характерним для охоплення пальцями руки предметів великого діаметру та стиснення їх у долонному напрямку [159]. У повсякденному житті такий жест, зазвичай,

використовується при охопленні склянок, пляшок, поручнів та інших предметів циліндричної форми для подальшого їх переміщення у просторі. Жест «С2», що використовує опозицію великого пальця та зовнішню поверхню вказівного використовується для утримування предметів пласкої форми (наприклад, монет чи пластикових карток). Трипальцевий захват «С1» є одним з найбільш часто застосовуваних видів жестів та використовується людиною для охоплення невеликих предметів округлої форми (невеликий м'яч, яйце), а також для перенесення їжі до ротової порожнини [159].

Рух пальців «В2» використовується для стиснення руки в кулак при виконанні ударних дій за допомогою кисті. Рух «В1» може виконувати одразу декілька функцій. Так, наприклад, застосування такого жесту дає можливість пацієнту вказувати на окремий предмет чи особу, а також проводити повільне вибіркоче введення літер за допомогою фізичної або тактильної клавіатури цифрових пристроїв.

Продовження табл 4.1. Набір жестів, що досліджувались у роботі

В1	Вказівний жест Згинання і подальше розгинання одночасно мізинця, безіменного, середнього і великого пальців	
В2	Стискання руки в кулак. Згинання і розгинання одночасно всіх пальців руки	

Продовження табл. 4.1. Набір жестів, що досліджувались у роботі

A0	Початкова позиція руки. Долонне розслаблене положення пальців	
A1	Згинання і розгинання мізинця	
A2	Згинання і розгинання безіменного пальця	
A3	Згинання і розгинання середнього пальця	
A4	Згинання і розгинання вказівного пальця	

Основною метою використання рухів A1-A4 є вивчення різниці значень показників та форми сигналів, як базису для наступного їх використання практично

у будь-якому з можливих видів жестів. Окрім того, можливість індивідуального згинання кожного біонічного пальця протезного пристрою робить його більш функціональним та антропоморфічним, надаючи при цьому додаткову кількість ступенів свободи та збільшуючи функціональні можливості штучної кисті пацієнта.

Визначимо умови функціонування створеної міографічної системи та формування масиву вхідних даних для біонічної руки.

#### 4.2 Отримання масиву вхідних даних для системи біонічної руки

Як базу для формування масиву вхідних даних міографічної системи було запропоновано набір сигналів для одинадцяти можливих категорій жестів, що класифікувались за допомогою спеціальної мультирівневої структури нейронної мережі (рис. 4.1), впровадженій в систему протезу.

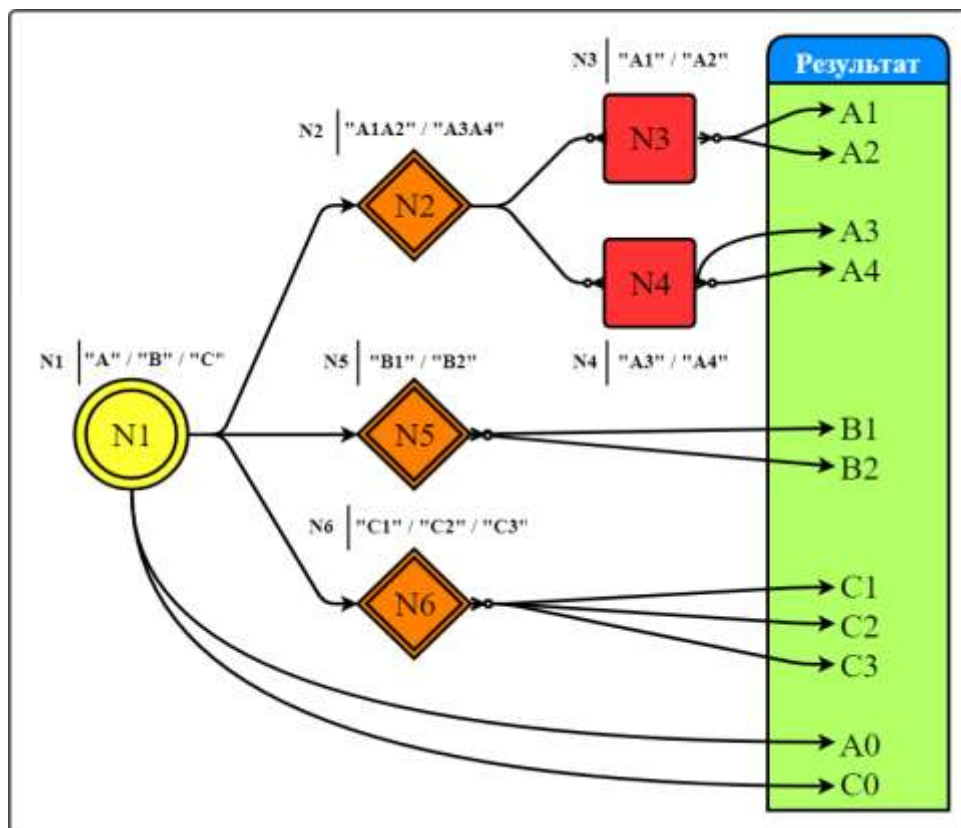


Рисунок 4.1 Мультирівнева структура комбінованих нейронних мереж для МС протезу. N – НМ; «А», «В», «С» – категорії жестів

Як пристрій для вимірювання вхідних біологічних сигналів у МС було використано комбінацію FMG і sEMG приладів (рис 3.3. та рис. 3.6), що розміщувались на передпліччі лівої руки пацієнта. Набір досліджуваних жестів складався з одинадцяти видів рухів «A0»-«C3», описаних в п.п. 4.1. Як видно з рис.4.1, запропоновану мультирівневу структуру складено із 6-ти нейронних мереж НМ (параметри в табл. 4.2), кожна з яких проводить один з етапів загального оцінювання масиву TDF-характеристик двох вхідних сигналів для формування результуючої відповіді про категорію жесту, що повинна відтворюватись міографічною системою. На першому етапі нейронна мережа N1 проводить оцінку 6-ти вхідних TDF-характеристик sEMG та FMG сигналів (по три TDF на кожен сигнал) та розподіляє їх до однієї з трьох можливих категорій жестів: «А», «В» або «С».

Таблиця 4.2 Параметри комбінованих ANN мультирівневої структури у МС

Назва параметру нейронної мережі	Значення параметру					
	N1	N2	N3	N4	N5	N6
$N_L$	3					
$M_{in}$	6					
$TF_h$	<i>Tansigmoidal</i>					
$TF_o$	<i>Pure linear</i>					
$TA$	<i>Levenberg-Marquardt</i>					
$b$	+					
$E_g$	0.02					
$ER$	1000					
TDF застосовані для $M_{in}$	<i>Peak (sEMG; FMG)</i>					
	<i>VAR (sEMG; FMG)</i>					
	<i>MAD (sEMG; FMG)</i>					
$M_h$	10					
$M_o$	3	2	2	2	2	3
$P_{edu}$	270	120	60	60	60	90
$P_{test}$	180	80	40	40	40	60
$I_{ST}$	90	60	30	30	30	30
$I_T$	80/40/60	40/40	20/20	20/20	20/20	20/20/20

Залежно від визначеної категорії на наступному етапі вхідний пакет характеристик передають в одну із трьох нейронних мереж нижчого рівня (N2, N5 або N6). Нейронна мережа N2 є проміжною і виконує класифікацію сигналів відповідно до двох груп жестів категорії «А»: «А1 / А2» або «А3 / А4», з метою подальшої передачі характеристик сигналу до однієї з НМ найнижчого рівня: N3 або N4. Водночас мережі N3 і N4 проводять результуюче оцінювання сигналів для жестів групи «А» та визначають один результат з пари можливих категорій: «А1 чи А2» для N3, «А3 чи А4» для N4. У свою чергу, мережі другого рівня N5 та N6, проводять оцінювання в парі «В1» чи «В2» або трійці «С1, С2, С3» жестів, одразу визначаючи вихідний результат, без використання НМ найнижчого рівня.

Така комбінована структура дає можливість успішно працювати зі значним набором (11 жестів) вихідних категорій без застосування при цьому громіздких нейронних мереж складної структури. Розподілення глобального завдання між декількома простими НМ з обмеженою кількістю вихідних нейронів (по три для N1 та N6, по два для N2-N5) підвищує як локальну, так і загальну точність класифікації сигналів згідно з показником *F-score*, що показана на рис. 4.2. Параметр *F-score* для мережі N1 і категорій жестів «А», «В» чи «С» складає 92%, N2 – 86%, N3 – 100%, N4 – 100%, N5 – 100% та N6 – 82%. Загальна ж точність визначення одинадцяти категорій жестів складає 93.3%, що є хорошим результатом для міографічної системи з обмеженою кількістю вимірювальних сенсорів та як наслідок – вхідних біологічних сигналів для оцінювання.

Для практичної реалізації та впровадження запропонованої комбінованої структури нейронних мереж в міографічній системі біонічної руки необхідно було створити МС, яка могла б взаємодіяти з зовнішніми модулями вимірювання sEMG та FMG сигналів, проводити визначення характеристик, їх оцінювання за допомогою структури нейронних мереж та залежно від визначеної категорії жесту – здійснювати подальше управління виконавчими механізмами, їх швидкістю та вихідною силою (базуючись на відгуку отриманому із модуля ОІ).

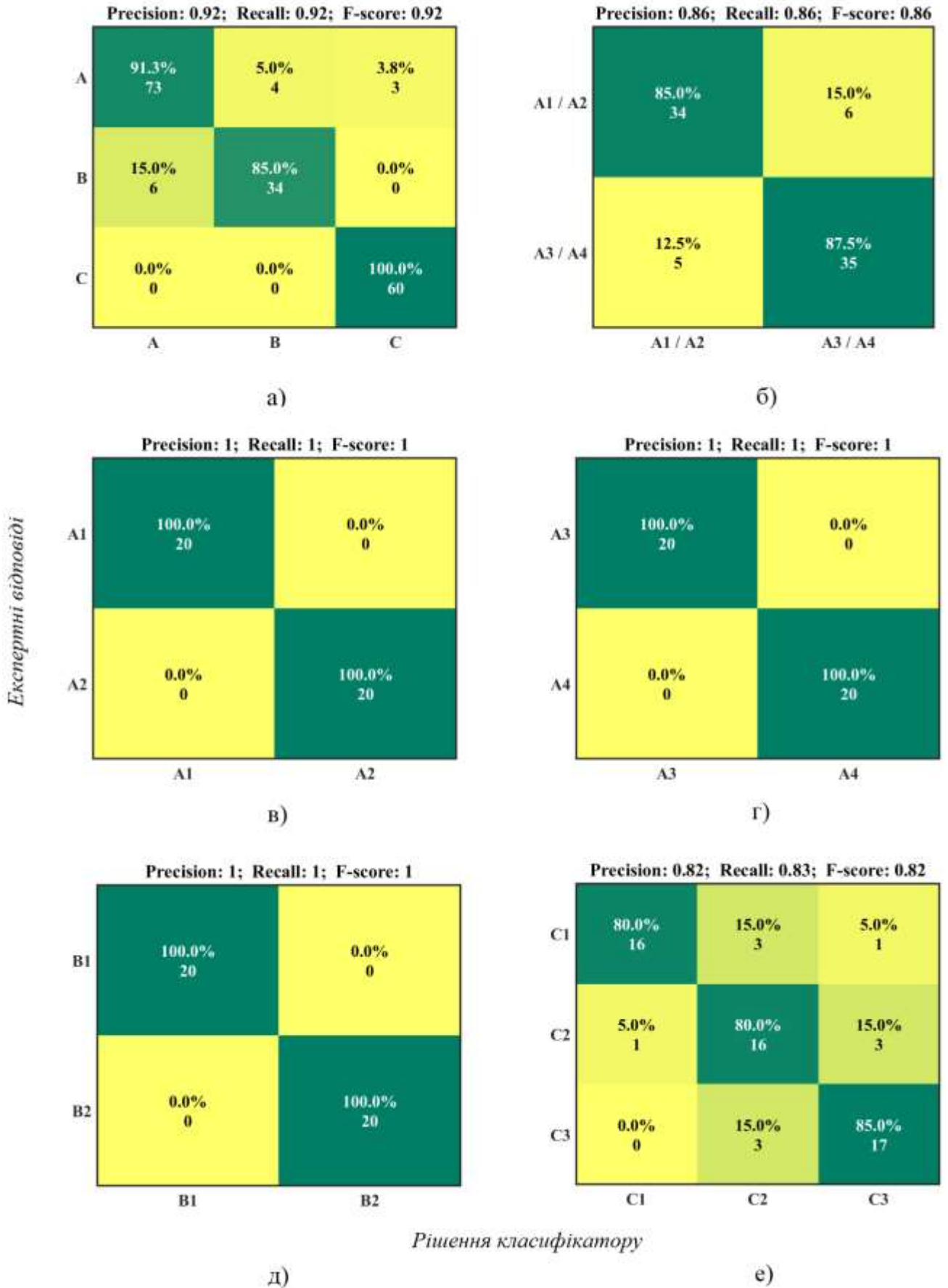


Рисунок 4.2 Матриці похибок для мультирівневої структури НМ: для нейронної мережі N1(a); N2 (б); N3 (в); N4 (г); N5 (д); N6 (е)

Для максимально комфортного та інтуїтивного керування протезом користувачем важливою є можливість реалізації не тільки різного виду хватів і жестів за допомогою штучної кінцівки, а й варіативність швидкості руху пальців залежно від виду виконуваного руху та об'єкту маніпуляції, з яким контактує штучна кінцівка. Саме тому в МС біонічної руки було реалізовано алгоритм (наведений у додатку А), що здатний забезпечувати три параметри вихідної швидкості («П1», «П2», «П3») руху пальців протезу, залежно від виконуваної ним операції. Перелік відповідностей швидкісних режимів до видів виконуваних жестів представлений в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 Швидкісні режими МС залежно від виду руху

Вид жесту	Швидкісний режим
A0	Нерухомо. Початкова позиція пальців. Параметр «П» не задано
A1	Параметр «П1». «Швидко»
A2	Параметр «П1». «Швидко»
A3	Параметр «П1». «Швидко»
A4	Параметр «П1». «Швидко»
B1	Параметр «П1». «Швидко»
B2	Параметр «П1». «Швидко»
C0	Нерухомо. Друга початкова позиція пальців Параметр «П» не задано
C1	Параметр «П1». «Швидко»
C2	Параметр «П2». «Середньо»
C3	Параметр «П3». «Повільно»

Такий набір швидкісних режимів та відповідних їм вихідних сигналів для протезу було обрано з огляду на те, що при виконанні рухів «A0»-«A4», а також комплексних рухів «B1» та «B2» штучна кінцівка не здійснює безпосередньої взаємодії і маніпулювання іншими об'єктами, а виконання жестів є необхідним лише для здійснення жестикуляції та окремого функціоналу на зразок «стискання руки в кулак» (рух «B2») чи вказування на об'єкт (рух «B1»). Як наслідок, для проведення активної жестикуляції такі рухи повинні виконуватись максимально оперативно. Саме тому в міографічній системі протезу передбачено «швидкий» режим роботи з регульованим параметром швидкості «П1». У випадку субтерміно-латерального зажиму «C2» з використанням одночасно декількох пальців



здійснюється, як правило, охват пласких предметів на зразок монет, кредитних карт та ін., що потребують деякої міцності захвату і точності розташування окремих фаланг відносно об'єкту маніпуляції. Відповідно, у такому випадку повинна зберігатись деяка постійна швидкість, що може бути нижчою ніж та, що задана для жестів «А1»-«В2», і в рамках даного дослідження обрана як «середній» режим роботи з параметром швидкості «П2».

Трипальцевий захват «С3», який використовує великий, вказівний та середній пальці, в цьому дослідженні застосовується як той, що дозволяє здійснювати маніпуляцію окремими предметами округлої форми з крихкою та м'якою структурою, зокрема. З огляду на це, швидкість руху пальців (для можливості здійснення тонких маніпуляцій та делікатного охоплення об'єктів) повинна бути не високою, а жест «С3» встановлений у «повільний» режим роботи з параметром «П3».

Додатково в міографічній системі передбачений «Не рухомий» режим роботи, в якому виконавчі механізми пальців протезу знаходяться в неактивному стані. Такий режим використано для встановлення протезної кінцівки у початкову, нерухому позицію «А0» або «С0», значення параметру «П», при цьому, не задається (табл. 4.4).

Таблиця 4.4 Значення параметру «П», для різних режимів роботи МС

Режим роботи	Значення параметру «П»
«Швидко»	1000 об/хв
«Середньо»	600 об/хв
«Повільно»	200 об/хв
«Нерухомо»	Не задається. 0 об/хв

Оскільки для приведення в рух пальців біонічного протезу в дослідженні було використано двигуни постійної напруги, що мають визначену максимальну кількість обертів за хвилину, а в міографічній системі було задано параметри швидкості «П» залежно від режиму роботи, які зазначені в табл. 4.4.

Розглянемо принципи систематизації груп пацієнтів та послідовності проведення міографічних вимірювань, що використовувались у роботі при проектуванні міографічної системи.

#### **4.3 Систематизація груп пацієнтів та послідовність проведення міографічних вимірювань**

Перед проведенням вимірювання сигналів кожен пацієнт проходив анкетування, під час якого визначались необхідні антропометричні дані та інформація про наявність попередніх травм лівої руки, а добровільна згода на участь в дослідженнях підтверджувалась у письмовій формі. Всіх пацієнтів, що взяли участь у вимірюванні було розподілено за двома групами і чотирма віковими категоріями. «Дитяча» вікова група включала в себе лише одну категорію віком 10+ років. У свою чергу, в склад «дорослої» вікової групи входило три вікові категорії: 20+, 40+ і 60+ років.

Після проведення попереднього тестування для детального аналізу і класифікації виміряних сигналів у дослідженні було використано вибірку з пацієнтів лише «дорослої» вікової групи у категоріях 20+ та 40+ років. Таке рішення можна пояснити тим, що для сигналів дитячої вікової групи та категорії пацієнтів віком 60+ років характерні кардинально різні діапазони значень (як по амплітуді виміряних сигналів, так і по набору розрахованих TDF-характеристик). Як наслідок, значна варіабельність отриманих результатів для цих категорій вносить вагому похибку у результуючу точність розпізнавання сигналів одночасно для всіх вікових груп впродовж їх оцінювання та класифікації. Вибірка з пацієнтів, сигнали від яких було включено в дослідження, складалась з десяти осіб різної статі, зросту, ваги і структури тіла. Антропометричні дані пацієнтів сформовані за прикладом табл. 4.5 та повністю наведено в Додатку Г.

Варто зазначити, що окреме дослідження сигналів лише у вікових категоріях 10+ та 60+ років може мати вагому практичну цінність і має сенс за умови

застосування окремих класифікаторів для кожної з цих категорій та значної кількості сигналів у відповідних тренувальних вибірках.

Таблиця 4.5 Результати антропометричних даних окремих пацієнтів

№	Група	Категорія	Стать	Домінантна рука	Структура тіла	Наявність травм	Вік	Зріст (см)	Вага (кг)
1	П	1	Ж	П	Надвага	Немає	21	174	64
2	П	1	Ч	П	Атлетична	Є	21	176	76
3	П	1	Ж	П	Нормальна	Немає	21	166	54
4	П	1	Ч	Л	Надвага	Немає	22	192	109
5	П	1	Ч	Л	Надвага	Немає	24	193	105

Послідовність проведення міографічних вимірювань (рис. 4.3) передбачала здійснення п'яти ітерацій для кожного жесту з обраного набору (табл. 4.1). Серія ітерацій проводилась в один і той же час, з інтервалом в один день, для кожного пацієнта. Пауза між вимірюваннями сигналів різних жестів складала три хвилини для кожного з пацієнтів.

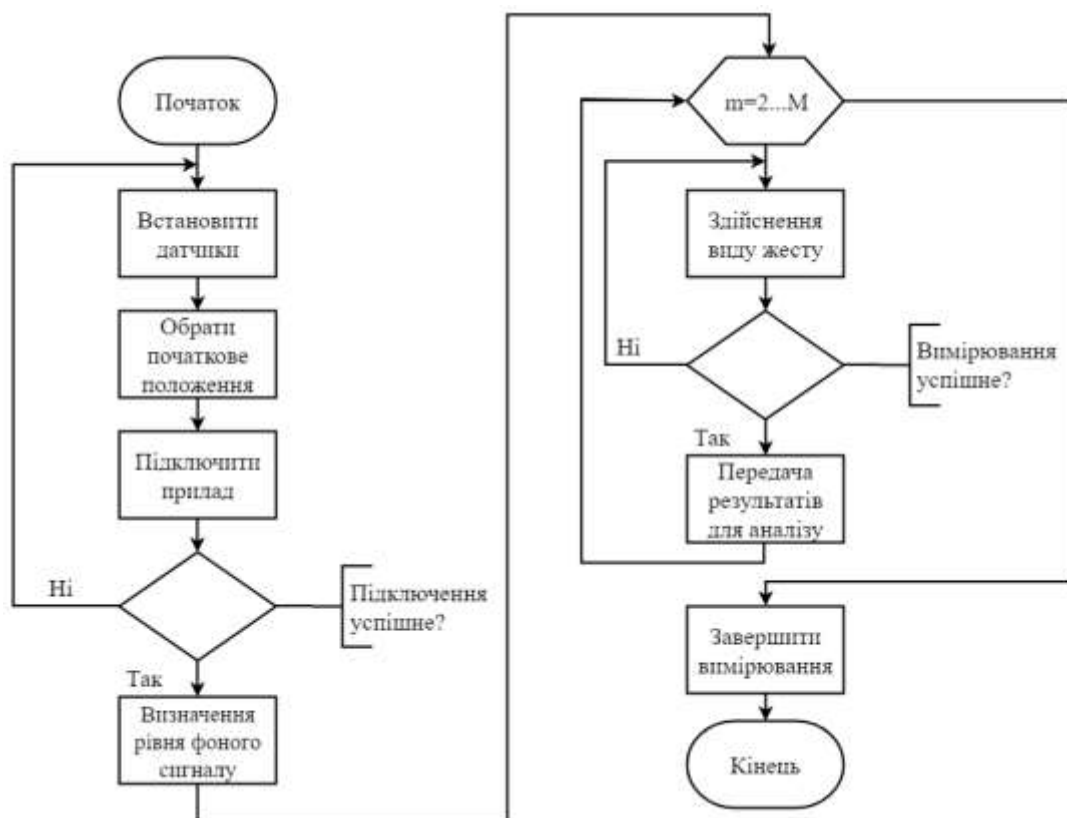


Рисунок 4.3 Алгоритм проведення вимірювань міографічного сигналу

Таке рішення було прийнято як превентивні дії з метою запобігання адаптації м'язів кінцівки піддослідних до обраного набору рухів. Одна ітерація полягала в переміщенні відповідних пальців руки з обраного початкового положення («A0» / «C0») в долонному напрямку, до моменту безпосереднього контакту дистальної фаланги з поверхнею об'єкту маніпуляції (категорія «С») чи долонею (категорії «А» і «В») та відведення їх у зворотному напрямку до початкової позиції.

Послідовність проведення вимірювань передбачала такі етапи: рука розміщувалась в початкове положення «A0» та здійснювався запуск середовища відповідного ПЗ. Після проведення п'яти ітерацій для жесту категорії «А» (в часовому інтервалі 110 мс на одну ітерацію) процес вимірювання зупинявся і здійснювалось збереження отриманих результатів. По завершенню паузи тривалістю в 3хв відбувалось відновлення процесу вимірювання, для наступного жесту цієї ж категорії з набору, згідно з визначеною послідовністю (по порядку). Після закінчення вимірювань для всіх жестів з категорії «А», рука пацієнта розміщувалась у початковій позиції «C0» для вимірювання сигналів жестів з категорії «В» та «С» за подібним алгоритмом.

Розглянемо результати оцінювання часових характеристик поверхневої електроміограми та форс-міограми функціональних рухів кисті руки.

#### **4.4 Оцінювання часових характеристик поверхневої електроміограми фізіологічних рухів кисті руки**

Оцінювання виміряних міографічних сигналів проводилась за допомогою набору із трьох часових характеристик, а саме: параметрів *Peak*, *VAR*, *MAD*, що розраховувались в межах так званих «вікон даних» (ВД) (рис. 4.4), які ділять визначений сигнал на декілька рівномірних частин (рис. 4.5). Тривалість одного характеристичного «вікна даних», що застосовано в дослідженні, складала 110 мс.

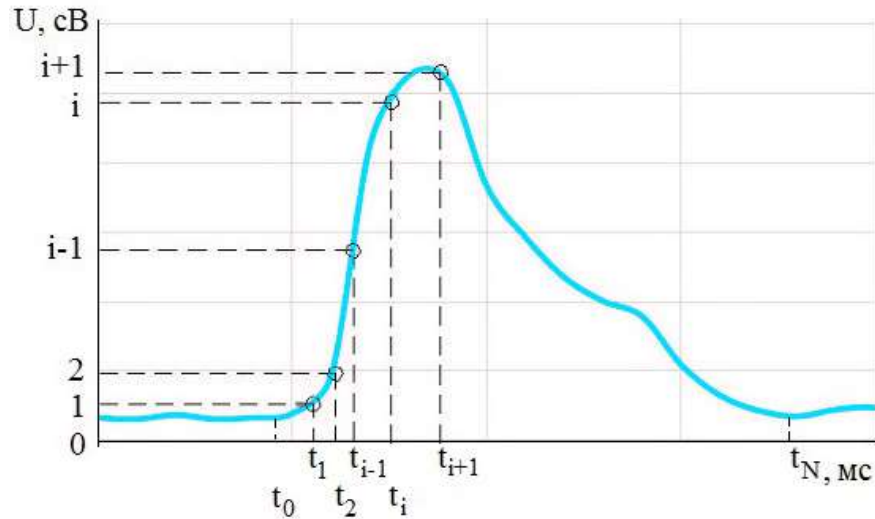


Рисунок 4.4 Схема визначення параметрів часових характеристик поверхневої електроміограми

Сигнал, відповідний певному жесту, розподілявся в межах п'яти ВД з загальною тривалістю в 550 мс та шириною в 110 точок на одну ітерацію. Водночас перше ВД («w1» на рис. 4.5) завжди використовувалось з метою визначення рівня фонового сигналу у початковій позиції «A0» або «C0».

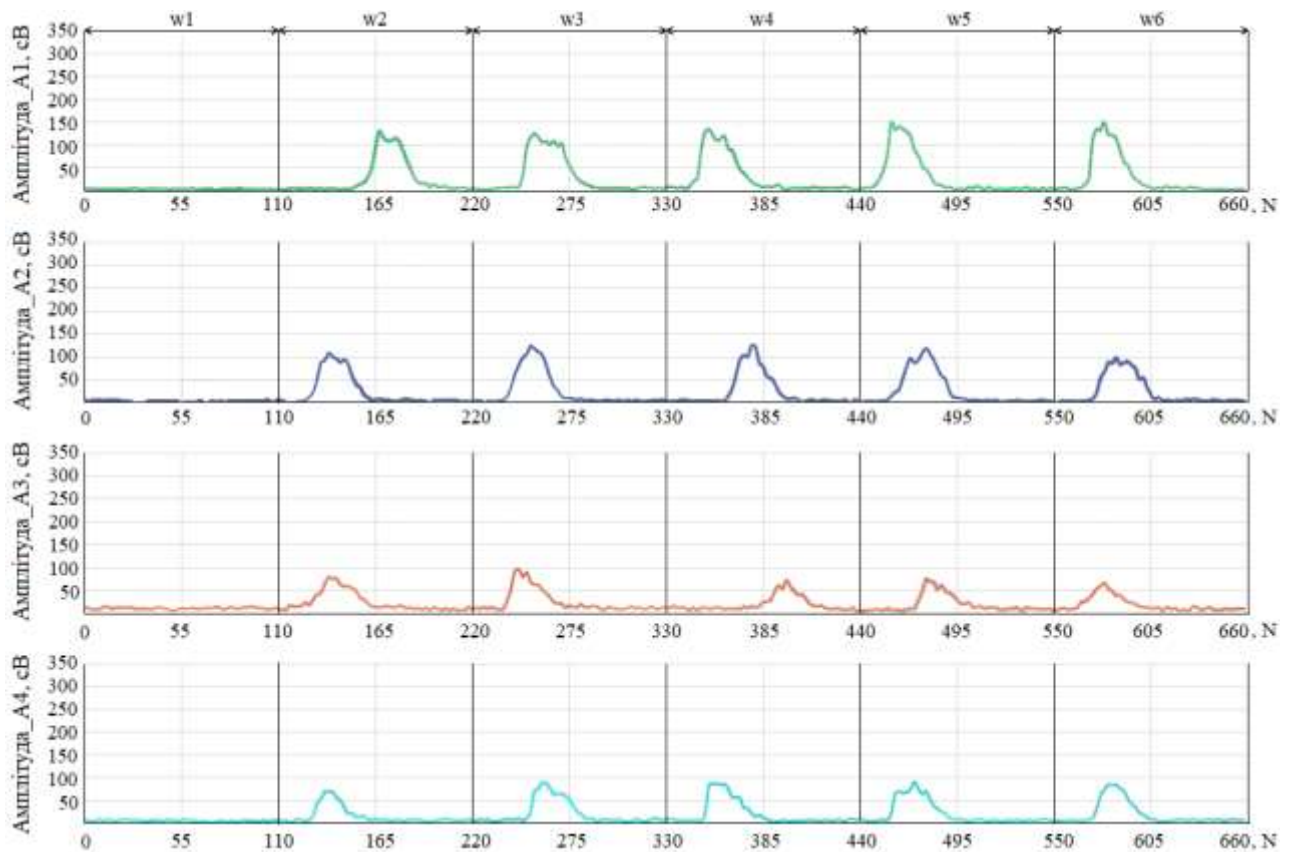


Рисунок 4.5 Результати розподілення електроміографічних сигналів по «вікнам даних» на прикладі жестів A1-A4

На рис. 4.5 «w2» – друге вікно, що відповідає першій ітерації, «w3» – третє вікно, що відповідає другій ітерації тощо,  $N$  – загальна кількість точок для шести часових вікон. Параметр *Peak* характеризує максимальне значення амплітуди  $U$  вимірюваного сигналу  $f(t)$  на проміжку  $[0; t_N]$ . Параметри VAR та MAD є дисперсією та середнім абсолютним відхиленням сигналу  $f(t)$ , що показують наскільки значення у вибірці ймовірно відрізнятимуться від їх середнього значення.

Класифікація розрахованих характеристик електроміографічного сигналу функціональних рухів кисті руки здійснювалось за допомогою декількох нейронних мереж: окремо для двох наборів рухів, а також двох положень вимірювального пристрою (показаних на рис. 4.6 та рис. 4.8). Зокрема, в цьому дослідженні було проаналізовано електроміограми набору жестів «A1»-«A4» та «B1»-«C3» при розміщенні вимірювальних сенсорів як над м'язами-згиначами (серія вимірювань №1), так і м'язами-розгиначами (серія вимірювань №2). Таке рішення було прийнято з метою вибору оптимального місця розташування вимірювальних sEMG датчиків при аналізі різних наборів рухів, що, в свою чергу, впливає на можливість оптимізації роботи міографічної системи. Характеристики нейронних мереж, використаних для аналізу sEMG сигналів, а також основні параметри, що застосовувались при їх тренуванні, показані в табл.4.6.

Для класифікації рухів «A1»-«A4» та жестів «B1»-«C3» використана структура ANN, що показана на рис. 2.2. Оцінку точності класифікації виконано розрахунком матриці похибок, а ефективність класифікації оцінено за параметрами *Precision*, *Recall* та *F-score*. (п.п. 1.6). Набори даних для ідентифікації відповідних рухів та жестів за допомогою ANN формувались на основі sEMG сигналів кожного з десяти пацієнтів. Кількість ітерацій у навчальному і тестовому наборі даних складала по  $I_{ST} = 30$  та  $I_T = 20$  для кожного з рухів. Для серії вимірювань (СВ) №1 електроди розміщувались на передпліччі лівої руки пацієнтів, приблизно над поверхнею м'язів групи Flexor Digitorum Superficialis, а референтний електрод – на ліктьовому суглобі тієї ж руки (рис. 4.6).

Таблиця 4.6. Параметри ANN для sEMG жестів «A1»-«A4», «B1»-«C3»

Назва параметру ANN	Значення параметрів ANN для жестів:	
	«A1»-«A4»	«B1»-«C3»
$M_o$	4	5
$E_g$	0.05	0.07
$P_{edu}$	120	150
$P_{test}$	80	100
$I_{ST}$	30	30
$I_T$	20	20
$N_L$	3	
$M_{in}$	3	
$M_h$	10	
$TF_h$	<i>Tansigmoidal</i>	
$TF_o$	<i>Pure linear</i>	
$TA$	<i>Levenberg-Marquardt</i>	
$b$	+	
$EP$	1000	
TDF застосовані для $M_{in}$	<i>Peak</i>	
	<i>VAR</i>	
	<i>MAD</i>	

Перша вибірка досліджень була здійснена для набору рухів «A1»-«A4», а друга вибірка – для жестів «B1»-«C3». На рис. 4.6 також представлено матрицю похибок для класифікації набору рухів «A1»-«A4» при СВ №1. Як видно з рисунку, загальний показник оцінки точності класифікації  $F\text{-score} = 0.81$ , що є хорошим результатом для набору тестових даних, які не використовувались у навчальній вибірці. Водночас чисельні результати параметрів *Precision* та *Recall* склали:  $Precision = 0.81$ ,  $Recall = 0.82$  відповідно. Спроектвана нейронна мережа здійснила успішне розпізнавання всіх можливих класів з поданого набору рухів, допустивши не більше ніж п'ять похибок класифікації у кожному з них. Зокрема, найбільша кількість похибок (п'ять хибно-позитивних відповідей) спостерігалась для руху «A1» і складала 25% від двадцяти можливих тестових ітерацій. Водночас,

точність розпізнавання рухів «А2» та «А3» дорівнювала 80% (по 4 хибних відповіді для кожного з класів), а достовірність визначення руху «А4» – 90%.

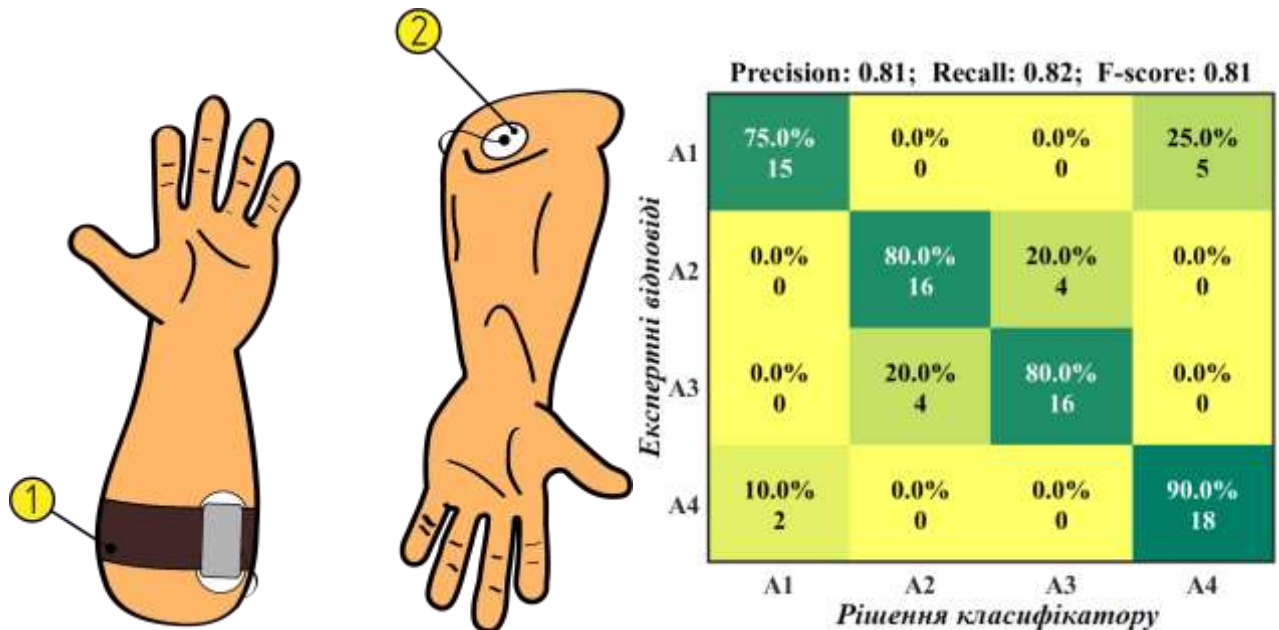


Рисунок 4.6 Серія вимірювань №1 і матриця похибок класифікації sEMG сигналів м'язів згиначів для набору жестів «А1»-«А4»: 1 – вимірювальний пристрій для sEMG; 2 – референтний електрод

Окрім того, як видно з рис. 4.6, між похибками допущеними НМ для кожного з класів спостерігається досить чітка «групова залежність». А саме: хибно позитивні відповіді, допущені нейронною мережею при класифікації, виникали у двох парах рухів – «А1/А4» і «А2/А3». У парі «А1/А4» п'ять ітерацій руху «А1» було класифіковано як «А4», у той час як для «А4» дві ітерації хибно прийняті за рух «А1». У випадку пари «А2/А3»: рух та «А2», подібно до руху «А3», чотири рази класифікувався НМ як сусідній. Така залежність може бути викликана подібністю sEMG сигналів для зазначених рухів, як по амплітуді (навіть на візуальному рівні), так і за розрахованими TDF характеристиками. МП для класифікації набору жестів «В1»-«С3» при СВ №1 наведено на рис. 4.7.

Чисельні результати параметрів матриці склали:  $Precision = 0.65$ ,  $Recall = 0.7$ , а загальний рівень ефективності класифікатора згідно з показником  $F-score$  – 67%. Як видно з рисунку, НМ змогла розпізнати всі види досліджуваних рухів, однак прийнятна точність класифікації (вище 50%) спостерігалась лише для трьох з них.



**Precision: 0.65; Recall: 0.7; F-score: 0.67**

<b>Експертні відповіді</b>	<b>B1</b>	65.0% 13	35.0% 7	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
	<b>B2</b>	45.0% 9	50.0% 10	5.0% 1	0.0% 0	0.0% 0
	<b>C1</b>	0.0% 0	0.0% 0	90.0% 18	0.0% 0	10.0% 2
	<b>C2</b>	0.0% 0	0.0% 0	25.0% 5	25.0% 5	50.0% 10
	<b>C3</b>	0.0% 0	0.0% 0	5.0% 1	0.0% 0	95.0% 19
			<b>B1</b>	<b>B2</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>
		<b>Рішення класифікатору</b>				

Рисунок 4.7 Матриця похибок класифікації sEMG сигналів м'язів-згиначів для набору рухів «B1»-«C3»

Найвищу достовірність при визначенні жестів класифікатор показав для рухів «C3» – 95% та «C1» – 90%. У той же час, кількість похибок у класах, де зразки були визначені не коректно, відрізняється. Найбільша невизначеність спостерігалась для жесту «C2» – лише 25% вірно-позитивних відповідей. Для класу «B2» цей показник сягнув 50%, а для класу «B1» – 65%. Подібно до результатів, досягнутих у матриці похибок для жестів «A1»-«A4», більшість похибок допущених при розпізнаванні жестів «B1»-«C3» також виникала у визначених парах. А саме – жестах категорій «B» та «C»: «B1/B2» і «C1/C2/C3».

Для серії вимірювань №2 електроди розміщувались на передпліччі лівої руки пацієнтів, приблизно над поверхнею м'язів групи Extensor Digitorum Communis, а референтний електрод – на ліктьовому суглобі тієї ж руки (рис. 4.8). Перша вибірка досліджень при СВ №2 також була здійснена для набору рухів «A1»-«A4», а друга вибірка – для жестів «B1»-«C3». Як видно з рис. 4.8, чисельні параметри матриці похибок при класифікації рухів «A1»-«A4» склали:  $Precision = 0.74$ ,  $Recall = 0.74$ ,  $F-score = 0.74$ .

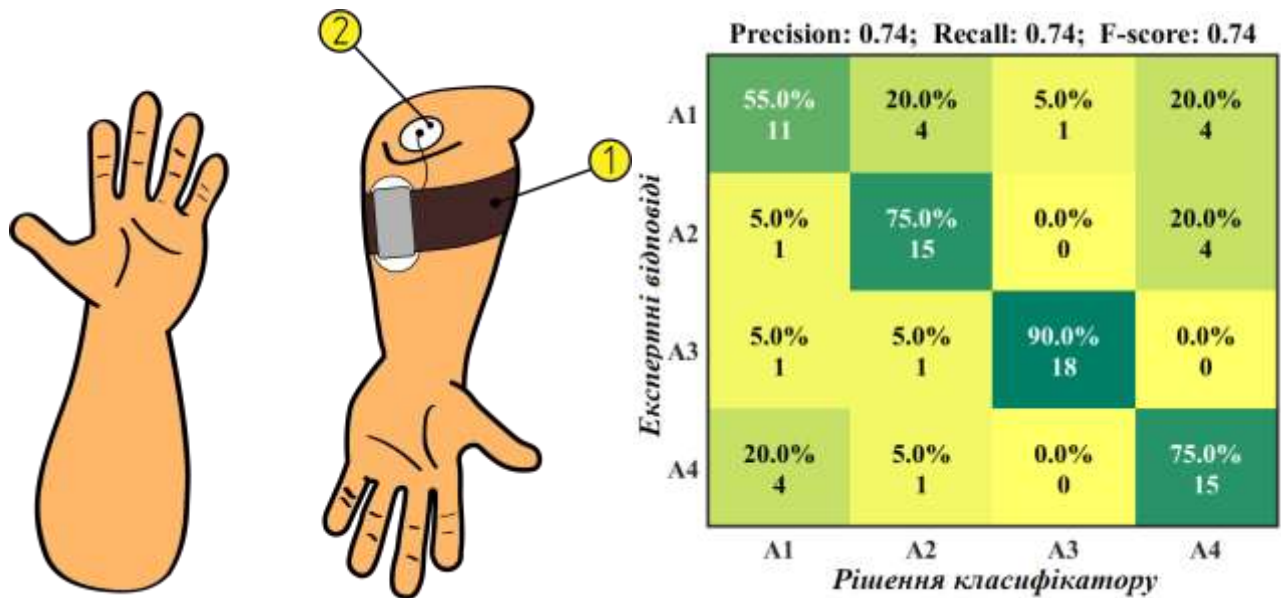


Рисунок 4.8 Серія вимірювань №2 і матриця похибок класифікації sEMG сигналів м'язів-розгиначів для набору жестів «A1»-«A4»: 1 – вимірювальний пристрій для sEMG; 2 – референтний електрод

На відміну від показників, характерних для тієї ж серії вимірювань в СВ №1 (рис. 4.6), у МП жестів A1-A4 при СВ №2 не спостерігається чіткої групової залежності серед похибок, допущених класифікатором для різних видів жестів. Найбільша кількість вірно-класифікованих ітерацій спостерігалась для руху «A3» і складала 90% від загальної. У свою чергу, рухи «A2» і «A4» були класифіковані НМ із точністю 75%, а для руху «A1» було надано лише 55% вірно-позитивних відповідей. Результати класифікації набору сигналів, виміряних під час виконання жестів «B1» та «B2», а також охвату металевого предмету циліндричної форми («C1»), зажиму пластикової карти («C2») і курячого яйця («C3») наведено на рис. 4.9. Порівняно з результатами досягнутими НМ для такого ж набору рухів у СВ №1, загальна точність згідно з показником *F-score* збільшилась до 0.69.

Водночас значення показника *Recall* залишилось не змінним – 0.70, а підвищення загальної точності розпізнавання зросло внаслідок покращення показника *Precision* = 0.74. Подібно до ситуації з класифікацією набору рухів «A1»-«A4» у випадку СВ №2 в матриці похибок не спостерігалась «групова залежності» серед похибок у парах жестів однакової категорії. Найбільша кількість вірно-

позитивних відповідей визначалась класифікатором для жесту «С3» та складала 90%. Жест «С2» розпізнавався НМ із точністю у 80%, «С1» – 75%, а жести «В1» та «В2» – 50 % відповідно.

**Precision: 0.69; Recall: 0.7; F-score: 0.69**

<b>Експертні відповіді</b>	<b>B1</b>	50.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	40.0% 8	10.0% 2
	<b>B2</b>	10.0% 2	50.0% 10	35.0% 7	5.0% 1	0.0% 0
	<b>C1</b>	10.0% 2	15.0% 3	75.0% 15	0.0% 0	0.0% 0
	<b>C2</b>	15.0% 3	0.0% 0	0.0% 0	80.0% 16	5.0% 1
	<b>C3</b>	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	10.0% 2	90.0% 18
		<b>B1</b>	<b>B2</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>

**Рішення класифікатору**

Рисунок 4.9 Матриця похибок класифікації sEMG сигналів м'язів-розгиначів для набору рухів «В1»-«С3»

Різниця в загальній ефективності класифікатору sEMG сигналів при СВ №1 та СВ №2 (де вимірювальні електроди розміщуються на м'язах згиначах та розгиначах відповідно) сягає від 2% до 7% у однакових наборах досліджуваних жестів. Так, при класифікації набору «А1»-«А4» більш ефективною є СВ №1 для якої показник  $F\text{-score} = 0.81$  порівняно з  $F\text{-score} = 0.74$  у СВ №2. У свою чергу, зворотна ситуація спостерігається при розпізнаванні набору жестів «В1»-«С3». Тут, при СВ №1  $F\text{-score} = 0.67$ , у той час як для СВ №2 показник  $F\text{-score} = 0.69$ .

Базуючись на проведеному аналізі результатів класифікації для різних вимірювальних схем, можна зробити висновок, що розміщення sEMG електродів на м'язах-згиначах є більш доцільним, особливо у випадку розпізнавання набору рухів «А1»-«А4».

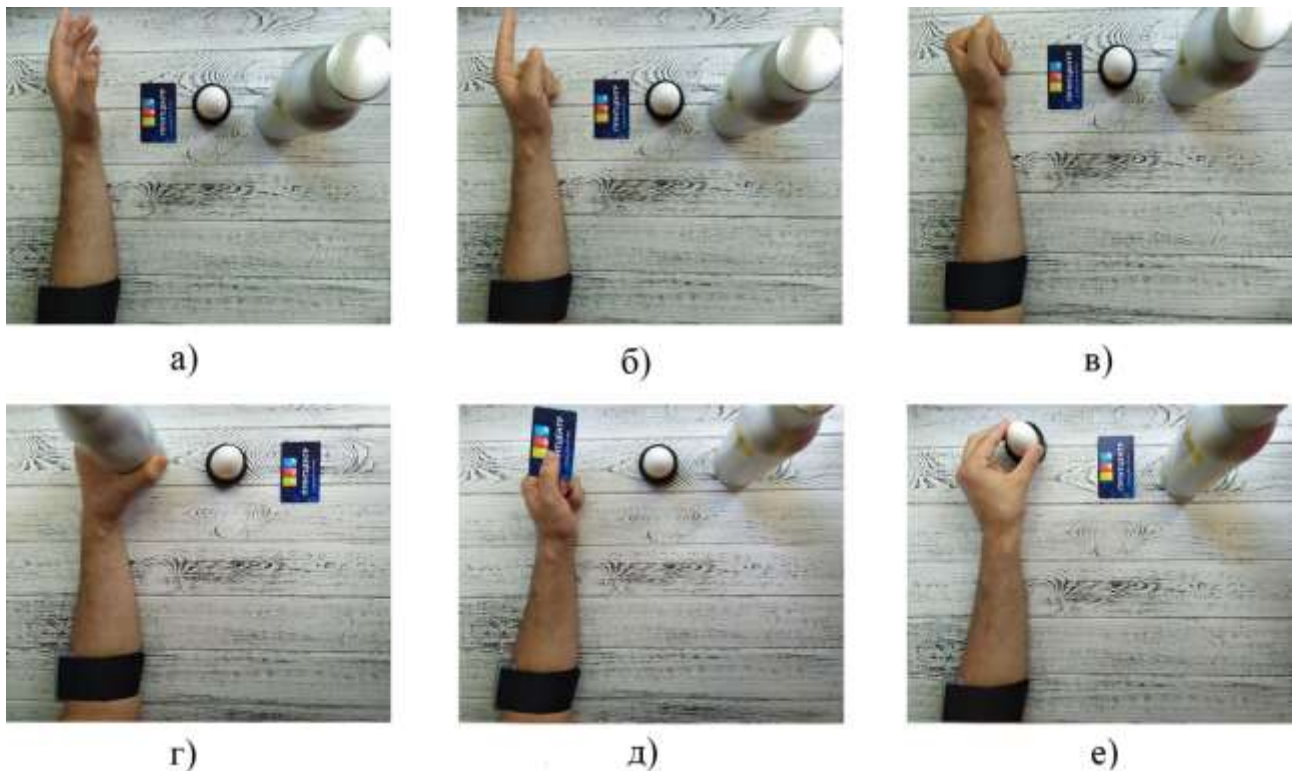


Рисунок 4.10 Процес вимірювання поверхневої електроміограми при виконанні жестів «В1»-«С3»: а) початкова позиція «С0»; б) жест «В1»; в) жест «В2»; г) жест «С1»; д) жест «С2»; е) жест «С3»;

Не зважаючи на вищу достовірність класифікації жестів «В1»-«С3» (при розташуванні електродів на м'язах-розгиначах), у СВ №1 спостерігається чітка залежність у виникненні хибних відповідей класифікатора для класів однакової категорії («А», «В» чи «С»).

#### 4.5 Оцінювання часових характеристик force-міограми фізіологічних рухів кисті руки

Оцінювання часових характеристик FMG-сигналів, виміряних під час моніторингу переміщення групи м'язів на передпліччі пацієнта, здійснювалось аналогічно до sEMG на наборі з трьох параметрів: *Peak*, *VAR*, *MAD*. У результаті попереднього тестування FMG-сенсору виявилось, що спроектований пристрій є малоефективним при дослідженні рухів окремих пальців («А1»-«А4»). Саме тому, на відміну від sEMG, у даному дослідженні окрема класифікація набору рухів

«A1»-«A4» за допомогою FMG-сенсору не проводилась. У той же час, оцінювання часових характеристик force-міографічних сигналів набору жестів «B1»-«C3» (рис. 4.11) здійснювалось за допомогою попередньо натренованої штучної нейронної мережі, параметри якої є аналогічними до sEMG і показні в табл. 4.7.

Таблиця 4.7 Параметри ANN для FMG жестів «B1»-«C3»

Назва параметру ANN	Значення параметрів ANN для жестів:
	«B1»-«C3»
$M_o$	5
$E_g$	0.07
$P_{edu}$	150
$P_{test}$	100
$I_{ST}$	30
$I_T$	20
$N_L$	3
$M_{in}$	3
$M_h$	10
$TF_h$	<i>Tansigmoidal</i>
$TF_o$	<i>Pure linear</i>
$TA$	<i>Levenberg-Marquardt</i>
$b$	+
$EP$	1000
TDF застосовані для $M_{in}$	<i>Peak</i>
	<i>VAR</i>
	<i>MAD</i>

Подібно до аналізу sEMG сигналів, при вимірюванні FMG корпус з датчиком розміщувався на внутрішній стороні клейкої велкро-стрічки загальною довжиною 30 см у двох вимірювальних зонах:

- серія вимірювань №3 – приблизно над поверхнею м'язів групи Flexor Digitorum Superficialis з долонної сторони передпліччя (рис. 4.12);



- серія вимірювань №4 – над поверхнею м'язів групи Extensor Digitorum Communis (рис. 4.13).

Електронний блок обробки виміряного сигналу знаходився в окремому захисному корпусі на зворотній стороні велкро-стрічки з дорсальної сторони передпліччя. Чисельні параметри МП, отриманої під час класифікації жестів «В1»-«С3» у серії вимірювань №3, зображені на рис. 4.12 і сягають показників:  $Precision = 0.76$ ,  $Recall = 0.77$ ,  $F-score = 0.76$ . Такі результати розпізнавання заданого набору є значно більш ефективними порівняно з першою серією вимірювань для sEMG. Як видно з рисунку, найбільш точно нейронною мережею було виявлено жести «В2» та «С3», для яких кількість вірно-позитивних відповідей складала 90% від усіх можливих ітерацій. У той же час, достовірність класифікації жесту В1 дорівнювала 85%, а жесту «С2» – 70%.

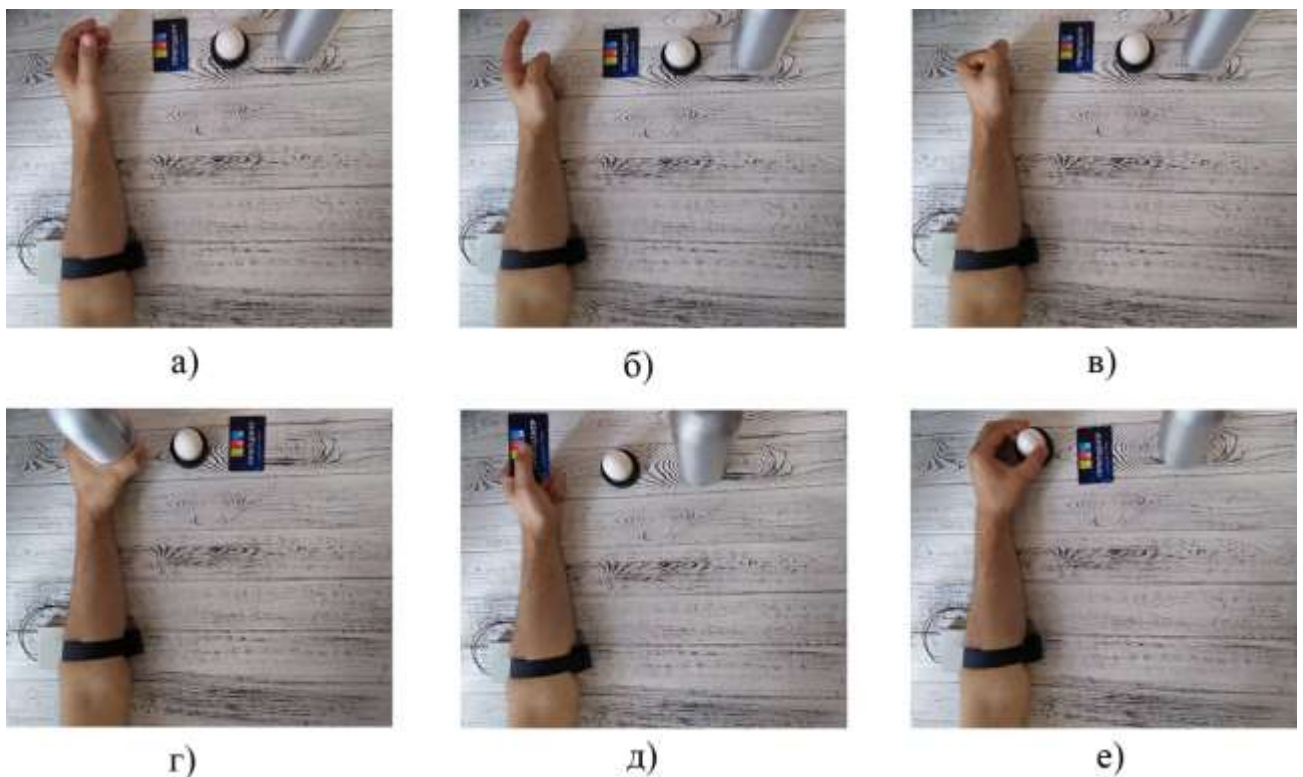


Рисунок 4.11 Процес вимірювання форс-міографічних сигналів при виконанні жестів «В1»-«С3»: а) початкова позиція «С0»; б) жест «В1»; в) жест «В2»; г) жест «С1»; д) жест «С2»; е) жест «С3»

Найгірший результат у матриці похибок спостерігався при розпізнаванні класифікатором жесту «С1», точність для якого сягнула показника лише 45%, що відповідає 9-ти вірно-позитивним відповідям з 20-ти можливих ітерацій.

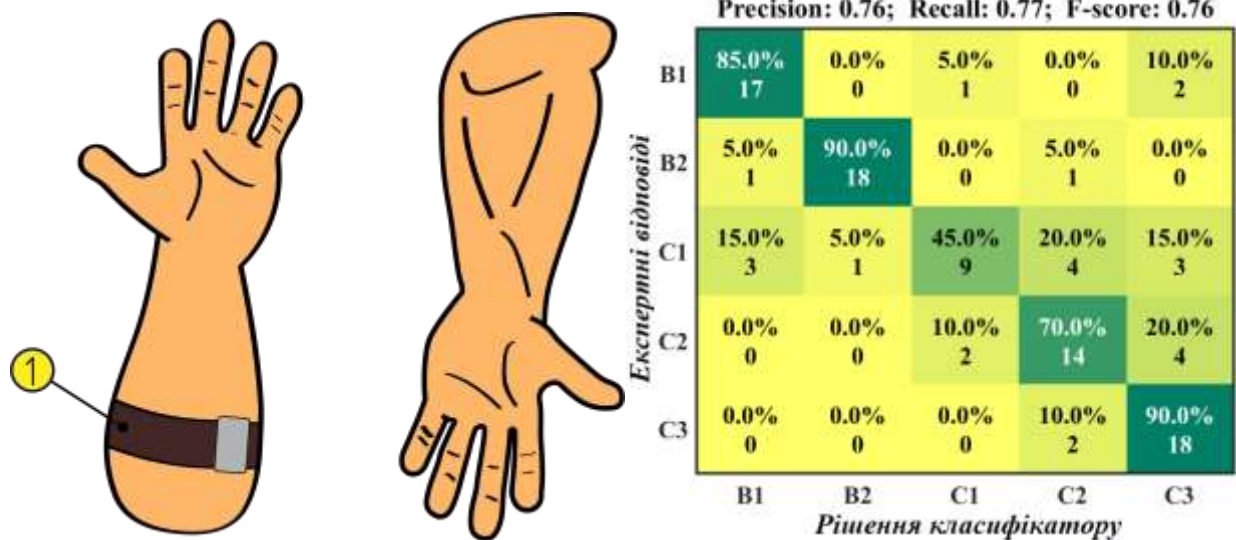


Рисунок 4.12 Серія вимірювань №3 і матриця похибок класифікації FMG сигналів м'язів-згиначів для набору рухів «B1»-«C3»: 1 – FMG сенсор; електронний блок обробки не показано

У свою чергу, результати класифікації рухів «B1»-«C3» при серії вимірювань №4 показані в матриці похибок на рис. 4.13. Подібно до СВ №3 загальна точність класифікатору згідно з показником *F-score* дорівнювала 76%. Однак, на відміну від МП, зображеної на рис. 4.12, показник *Precision* для СВ №4 дорівнював 0.76, що на 1% нижче за той же показник, отриманий при СВ №3. Більше того, значення точності класифікації для кожного окремого жесту в наборі відрізнялось від результатів, зображених на рис. 4.12. Зокрема, кількість достовірних відповідей для жесту «C3» та «C1» складала 75%, для жесту «C2» – 90%, «B2» – 85%. Найгірший результат спостерігався при класифікації жесту «B1», точність розпізнавання якого складала лише 50% вірно-позитивних відповідей серед двадцяти можливих, що на 5% вище найгіршого результату досягнутого у МП для СВ №3. Окрім того, варто зазначити, що для матриці, отриманої при СВ №4, відслідковувалась більш чітка «групова залежність» виникнення помилкових відповідей для жестів категорії «С».

Таким чином, можна констатувати, що розміщення FMG датчиків на м'язох-розгиначах (відповідно до серії вимірювань №4) є більш ефективним та може бути поєднано з одночасним, паралельним розміщенням sEMG електродів на м'язох-згиначах з метою загального підвищення ефективності міографічної системи протезного пристрою.

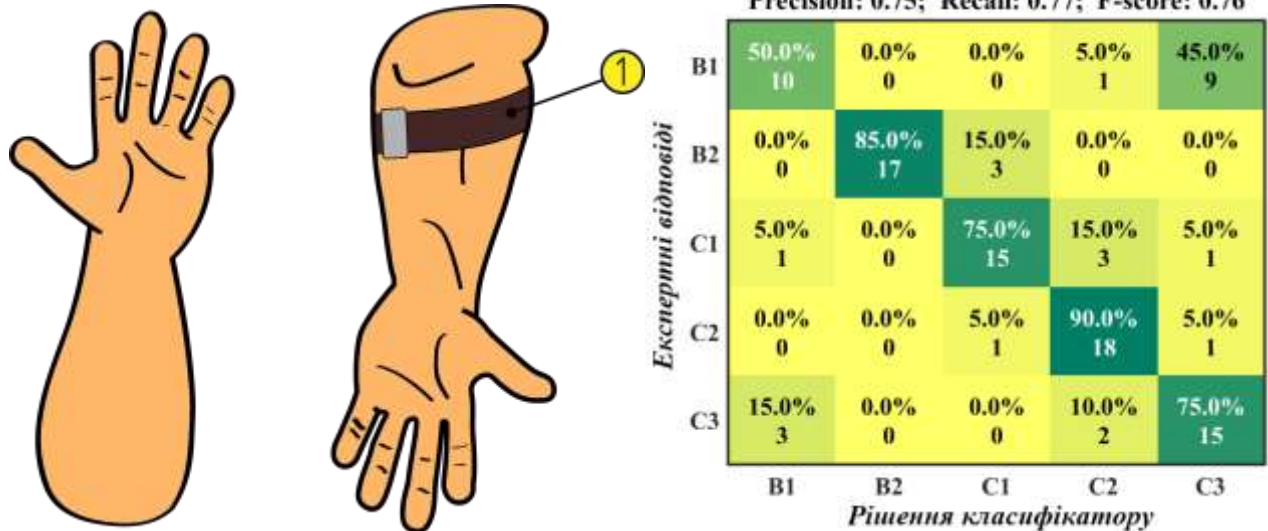


Рисунок 4.13 Серія вимірювань №4 і матриця похибок класифікації FMG сигналів м'язів-розгиначів для набору рухів «B1»-«C3»: 1 – FMG сенсор; електронний блок обробки не показано

Розглянемо особливості методики розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації з використанням штучної нейронної мережі, що застосовувалась в експериментальних дослідженнях у дисертаційній роботі.

#### 4.6 Методика розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації з використанням штучної нейронної мережі

Оцінювання часових характеристик для виміряних сигналів ОІ здійснювалось у "часовому вікні" тривалістю в 50 мс. Як емпіричні параметри сигналу для тестового зразку визначались два показники часових характеристик: пік амплітуди виміряного сигналу (*Peak*) та середнє абсолютне відхилення (*MAD*). Загальна оцінка точності класифікації виконувалась шляхом розрахунку матриці



похибок, а ефективність класифікації оцінювалась за параметрами *Precision*, *Recall* та *F-score* (п.п. 1.6).

Структура ANN використовувалась для ідентифікації 12, 11 та 10 типів зразків різних поверхонь на підставі аналізу сигналу розсіяного назад оптичного випромінювання. Як набір даних використано значення інтенсивності відбитого (розсіяного назад) світла для дванадцяти типів матеріалів як біологічно-сумісної так і штучної структури (рис. 4.14). Зразки з дерева, пластику, металу, скла та кераміки було обрано як приклад основних матеріалів, з яких можуть виготовлятися побутові предмети. Наприклад, зразки з металу та дерева використано як аналоги матеріалів для виготовлення поручнів. А керамічна поверхня – обрана як зразок матеріалу для чашки або іншого посуду.

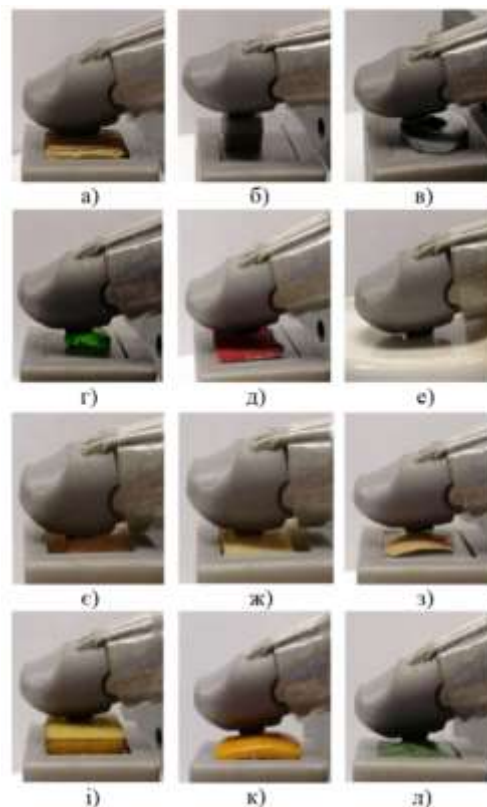


Рисунок 4.14 Процес реєстрації розсіяного випромінювання від досліджуваних поверхонь без КОЕ: дерево (а); пластик (б); метал (в); скло (г); тканина (д); кераміка (е); м'язова тканина курки (є); шкіра свині (ж); яєчна шкарлупа (з); шкірка банану (і); шкірка апельсину (к); зелений листок (л)

Для умовних *ex-vivo* досліджень біологічно-сумісних поверхонь було обрано зразки курячої м'язової тканини, свинячої шкіри, яєчної шкарлупи, шкірки банана

та апельсину, а також зелений лист з дерева. Як приклад делікатної поверхні, з якою користувач протезу може взаємодіяти у повсякденному житті, було обрано шовкову тканину. Перша серія вимірювань без КОЕ (рис. 4.14) була здійснена при калібруванні на денне освітлення, а зразок поверхні початково розміщувався на відстані 1 см від дистальної фаланги штучного пальця з вмонтованим вимірювальним сенсором.

Друга серія вимірювань передбачала застосування в конструкції штучного пальця еліпсоїдального рефлятора, як концентратора дифузно-розсіяного досліджуваними поверхнями світла (рис. 4.15).

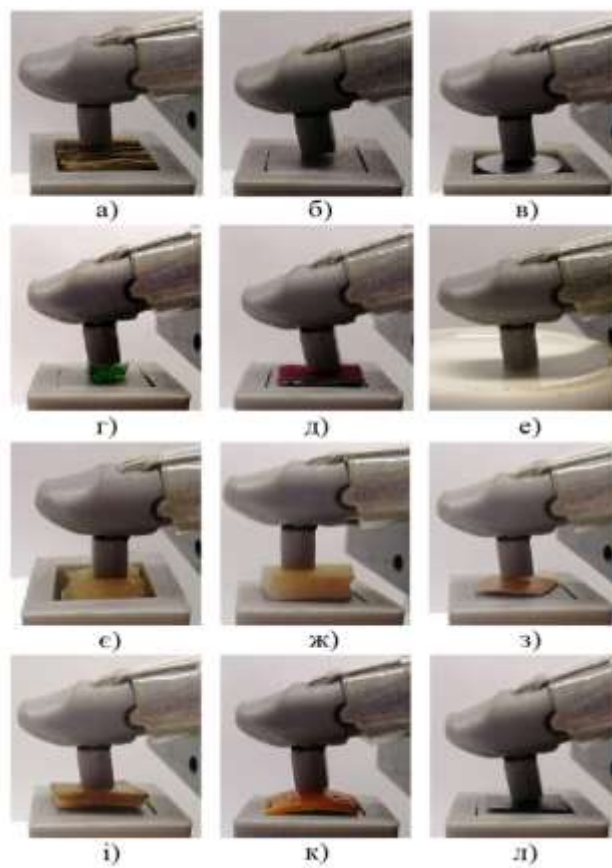


Рисунок 4.15 Фотометрія з КОЕ досліджуваних поверхонь: дерево (а); пластик (б); метал (в); скло (г); тканина (д); кераміка (е); м'язова тканина курки (є); шкіра свині (ж); яєчна шкарлупа (з); шкірка банану (і); шкірка апельсину (к); зелений листок (л)

Рис. 4.15,а – рис. 4.1,л характеризують фотометрію з КОЕ для поверхонь типу «дерево», «пластик», «метал», «скло», «тканина», «кераміка», «м'язова тканина

курки», «шкіра свині», «яєчна шкарлупа», «шкірка банану», «шкірка апельсину», «зелений листок».

Алгоритм дослідження включав вимірювання даних в кількості по п'ять ітерацій на один зразок. Одна ітерація полягала в переміщенні штучного пальця з початкового положення в напрямку зразка до моменту безпосереднього контакту дистальної фаланги з досліджуваною поверхнею. Фінальна вибірка даних для тренування та тестування нейронної мережі складалась з двадцяти п'яти ітерацій кожна, а інтенсивність сигналу, отриманого за допомогою оптопари, вимірювалась у "часовому вікні" рівному 50 мс. На рис. 4.16 – рис. 4.18 наведені матриці похибок для класифікації 12-ти, 11-ти та 10-ти типів поверхонь. Рис. 4.16,а, рис. 4.17,а, рис. 4.18,а ілюструють ефективність класифікації зразків для першої серії вимірювань, а Рис. 4.16,б, Рис. 4.17,б, Рис. 4.18,б – для другої серії вимірювань із використанням системи ОІ з КОЕ.

Аналізуючи рис. 4.16 – рис. 4.18, можна спостерігати достатньо значний приріст точності класифікації під час другої серії вимірювань. Так, згідно з показником оцінки точності *F-score*, різниця між першою та другою серією сягає від 13% до 17% для різної кількості досліджуваних поверхонь. Зокрема, на рис. 4.16,а показано матрицю похибок для класифікації дванадцяти зразків, що досліджуються за допомогою схеми вимірювання без використання КОЕ. Чисельні результати параметрів при цьому складають: *Precision* = 0.72, *Recall* = 0.83, *F-score* = 0.77. Як видно з рисунку, нейронна мережа змогла розпізнати всі види досліджуваних поверхонь, безпомилково класифікувавши при цьому лише шість із них. Кількість похибок у класах, де зразки були визначені не коректно, відрізняється. Найбільша невизначеність спостерігається для поверхонь типу «дерево», «метал» і «зелений листок», де кількість хибно-позитивних (FP) відповідей складає 80% від набору з 25 тестових ітерацій для кожної поверхні. Для зразка типу «пластик» цей відсоток сягає 60%, а для зразків «кераміки» і «шкірки банану» – 20%.

Експертні відповіді

**Precision: 0.72; Recall: 0.83; F-score: 0.77;**

Дерево	20.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Пластик	0.0%	40.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	60.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Метал	0.0%	0.0%	20.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Скло	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Тканина	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Кераміка	20.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
М'ясо	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Шкіра	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Яйце	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Банан	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	20.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%
Апельсин	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%
Листок	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	20.0%
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Тканина	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Банан	Апельсин	Листок

а)

**Precision: 0.93; Recall: 0.95; F-score: 0.94;**

Дерево	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Пластик	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Метал	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Скло	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Тканина	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	80.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	20.0%	0.0%
Кераміка	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
М'ясо	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Шкіра	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Яйце	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Банан	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	60.0%	0.0%	40.0%	0.0%	0.0%
Апельсин	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%	0.0%
Листок	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Тканина	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Банан	Апельсин	Листок

б)

*Рішення класифікатора*

Рисунок 4.16 Матриця похибок для класифікації 12-ти поверхонь: для системи ОІ без КОЕ (а); для системи ОІ з КОЕ (б)

У той же час, матриця похибок для серії вимірювань із застосуванням КОЕ (рис. 4.16,б) при класифікації дванадцяти поверхонь демонструє значно вищі показники:  $Precision = 0.93$ ,  $Recall = 0.95$ ,  $F-score = 0.94$ . Подібно до випадку, показаному на рис. 4.16,а, класифікатору (нейронній мережі) вдалось розпізнати також всі види досліджуваних поверхонь, однак кількість помилкових відповідей для хибно класифікованих зразків різко зменшилась. Найбільшу кількість хибно-позитивних відповідей мережа надала під час розпізнавання зразків «шкірки банана» – 60%, а також «тканина» – 20%.

Оскільки показник  $F-score$  для вимірювальної системи з КОЕ був значно вищим, а FP-відповіді при цьому спостерігались лише для двох зразків, було прийнято рішення про подальше тестування створеної нейронної мережі на одинадцяти поверхнях. Із тестового і тренувального набору даних був виключений зразок, на якому було виявлено найбільшу кількість хибно-позитивних рішень класифікатора («шкірка банана»). Як результат, чисельні показники параметрів оцінки для класифікації одинадцяти зразків без КОЕ (рис. 4.17,а) склали:  $Precision = 0.75$ ,  $Recall = 0.9$ ,  $F-score = 0.82$ .

Водночас кількість хибно-позитивних відповідей для зразків типу «метал» зменшилась до 40%, «дерево» – до 60%, а поверхня «пластик» була класифікована без похибок. У той же час, кількість FP-відповідей для зразків «кераміка» та «зелений листок» не змінилась, а на відміну від результатів матриці, зображеної на рис. 4.16,а, поверхня «шкіра свині» отримала 80% хибно-позитивних відповідей. Результати класифікації одинадцяти поверхонь для системи ОІ з КОЕ наведено на рис. 4.17,б.

Як видно з рисунку, чисельні показники параметрів склали:  $Precision = 0.98$ ,  $Recall = 0.98$ ,  $F-score = 0.98$ . Оскільки із тестового і тренувального набору даних було виключено зразок типу «шкірка банана», зменшилась і загальна кількість FP-відповідей для матриці похибок, які допускались класифікатором для цієї поверхні, і як наслідок – підвищився чисельний показник параметру  $F-score$ . Кількість хибно-позитивних відповідей для зразку типу «тканина» при цьому не змінилась.



Експертні відповіді

**Precision: 0.75; Recall: 0.9; F-score: 0.82;**

Дерево	40.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	20.0% 5	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	40.0% 10	0.0% 0	0.0% 0
Пластик	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Метал	0.0% 0	0.0% 0	60.0% 15	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	40.0% 10	0.0% 0	0.0% 0
Скло	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Тканина	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Кераміка	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	80.0% 20	0.0% 0	0.0% 0	20.0% 5	0.0% 0	0.0% 0
М'ясо	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Шкіра	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	80.0% 20	0.0% 0	0.0% 0	20.0% 5	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Яйце	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0
Апельсин	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0
Листок	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	80.0% 20	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	20.0% 5
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Тканина	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Апельсин	Листок

**а)**

**Precision: 0.98; Recall: 0.98; F-score: 0.98;**

Дерево	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Пластик	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Метал	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Скло	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Тканина	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	80.0% 20	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	20.0% 5	0.0% 0
Кераміка	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
М'ясо	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Шкіра	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Яйце	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0
Апельсин	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0
Листок	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Тканина	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Апельсин	Листок

**б)**

### Рішення класифікатора

Рисунок 4.17 Матриця похибок для класифікації 11-ти поверхонь: для системи ОІ без КОЕ (а); для системи ОІ з КОЕ (б)

Експертні відповіді

**Precision: 0.84; Recall: 0.9; F-score: 0.87;**

Дерево	40.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	60.0% 15	0.0% 0	0.0% 0
Пластик	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Метал	0.0% 0	0.0% 0	60.0% 15	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	40.0% 10	0.0% 0	0.0% 0
Скло	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Кераміка	40.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	40.0% 10	0.0% 0	0.0% 0	20.0% 5	0.0% 0	0.0% 0
М'ясо	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Шкіра	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Яйце	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0
Апельсин	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0
Листок	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Апельсин	Листок

а)

**Precision: 1; Recall: 1; F-score: 1;**

Дерево	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Пластик	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Метал	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Скло	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Кераміка	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
М'ясо	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Шкіра	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0
Яйце	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0	0.0% 0
Апельсин	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25	0.0% 0
Листок	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	0.0% 0	100.0% 25
	Дерево	Пластик	Метал	Скло	Кераміка	М'ясо	Шкіра	Яйце	Апельсин	Листок

б)

*Рішення класифікатору*

Рисунок 4.18. Матриця помилок для класифікації 10-ти поверхонь: для системи ОІ без КОЕ (а); для системи ОІ з КОЕ (б)

При класифікації десяти типів поверхні, було вирішено виключити із тестової та тренувальної вибірки зразок «тканина» та провести тестування розробленої мережі для систем з використанням КОЕ та без нього. Подібно до результатів, показаних на рис. 4.16,а та рис. 4.17,а, для системи без використання КОЕ спостерігалось підвищення чисельних показників параметрів *Precision*, *Recall* та *F-score*. Зокрема, для матриці зображеної на рис. 4.18,а, показники склали: *Precision* = 0.84, *Recall* = 0.9, *F-score* = 0.87. Найбільша кількість хибно-позитивних відповідей спостерігалась при розпізнаванні поверхонь «кераміка» і «дерево» – 60%, зразок із поверхні «метал» мав 40% FP-відповідей, а на відміну від матриці, показаної на рис. 4.17,а, зразок «зелений листок» було класифіковано без похибок.

Результати класифікації десяти видів поверхонь для системи із застосуванням КОЕ наведено на рис. 4.18,б. Чисельні показники параметрів оцінки матриці склали: *Precision* = 1, *Recall* = 1, *F-score* = 1, що засвідчує 100% точність розпізнавання зразків для кожної ітерації із тестового набору даних.

#### **4.7 Експериментальна апробація функціонування міографічної системи біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні**

З метою організації високоефективної роботи міографічної системи біонічної руки вимірювання активності м'язів та подальший аналіз результатів було вирішено провести одночасно з двома вимірювальними пристроями – sEMG та FMG. Для визначення найбільш ефективного місце розташування та комбінування вимірювальних датчиків на кінцівці пацієнта вимірювання сигналів проведено чотирма способами, показаними на рис. 4.19 – рис. 4.22. Параметри НМ, що використовувалась як класифікатор для всіх способів вимірювання, показано в табл. 4.8. У першому способі вимірювання (СпВ) два sEMG електроди та FMG-сенсор розташовувались на передпліччі пацієнта у найширшій частині руки (у напрямку ліктьового суглобу) приблизно над зоною м'язів-згиначів *Flexor Digitorum Superficialis*.



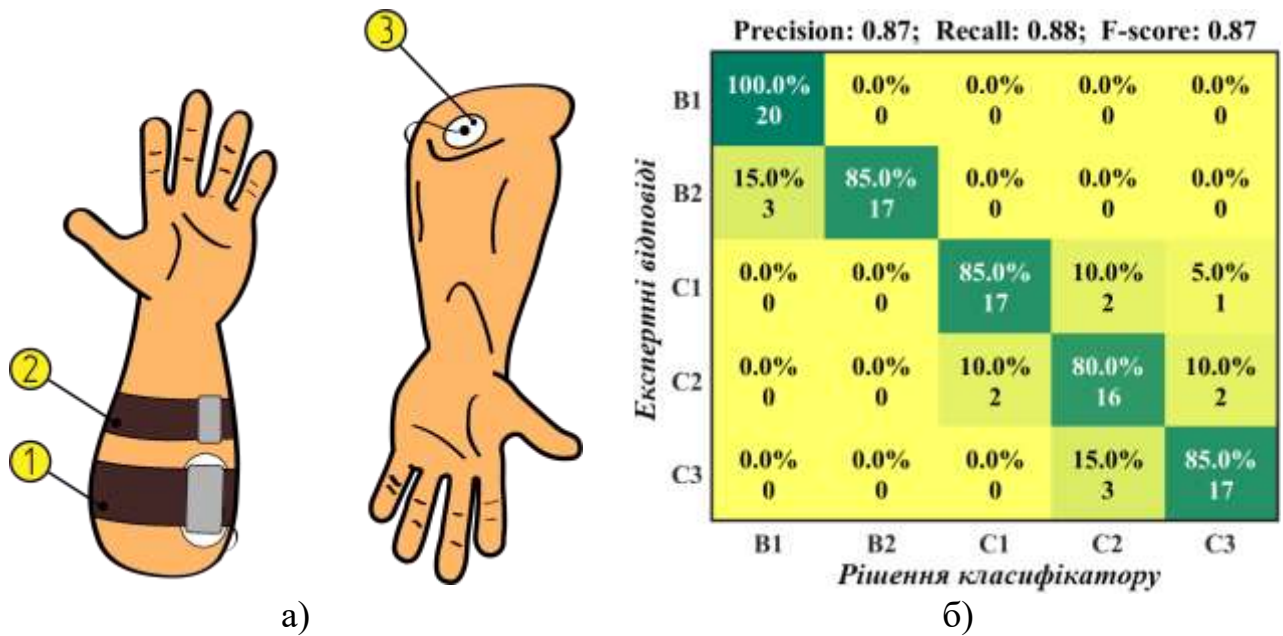


Рисунок 4.19 Перший спосіб вимірювання: розташування датчиків (а); матриця похибок класифікації комбінованих sEMG і FMG сигналів м'язів для набору жестів «B1»-«C3» (б); 1 – sEMG вимірювальний пристрій; 2 – браслет з FMG сенсором; 3 – референтний електрод

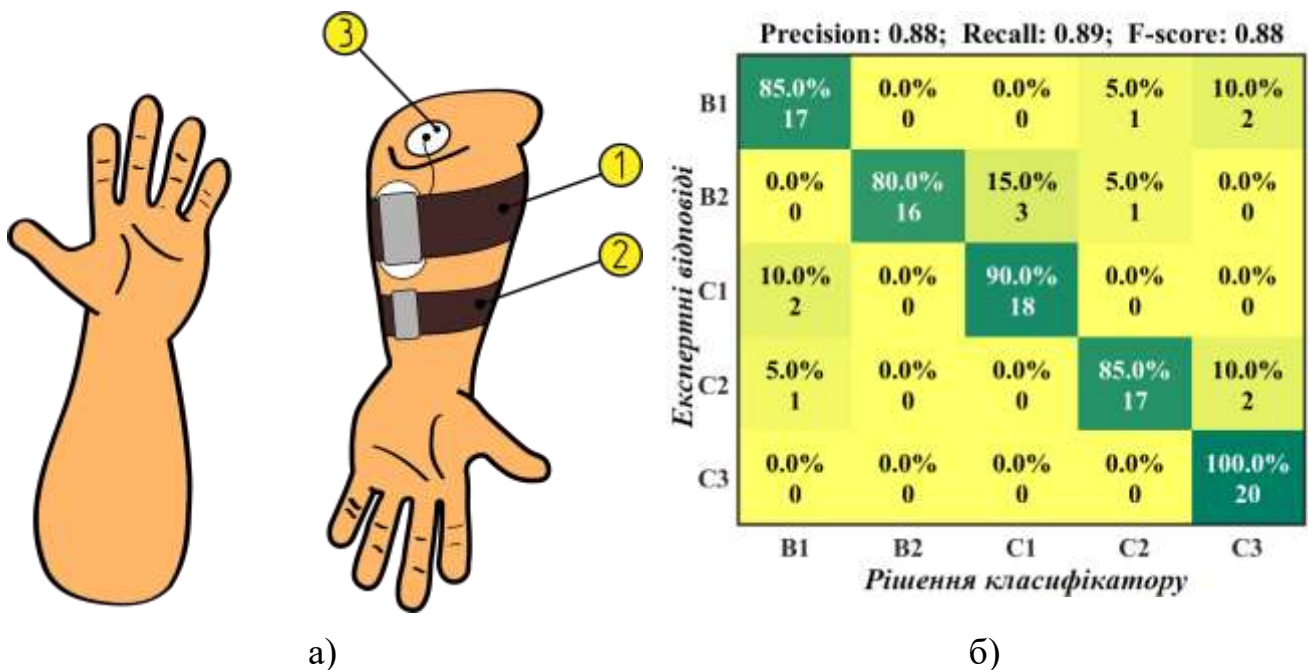


Рисунок 4.20 Другий спосіб вимірювання: розташування датчиків (а); матриця похибок класифікації комбінованих sEMG і FMG сигналів м'язів для набору жестів «B1»-«C3» (б); 1 – sEMG вимірювальний пристрій; 2 – браслет із FMG сенсором; 3 – референтний електрод

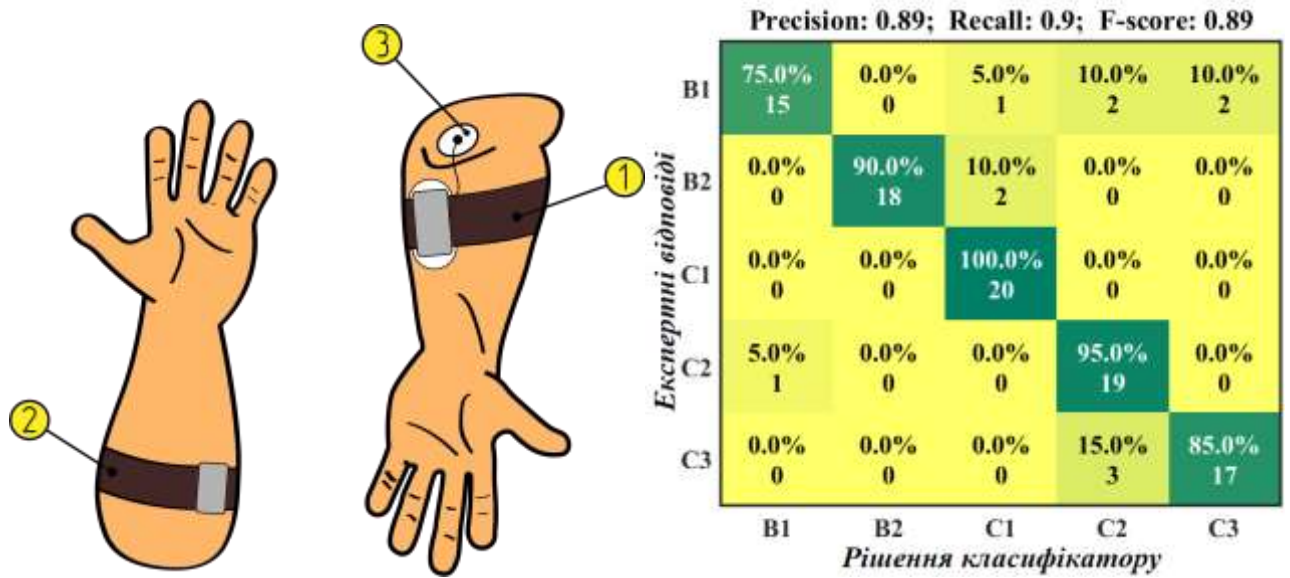


Рисунок 4.21 Третій спосіб вимірювання: розташування датчиків (а); матриця похибок класифікації комбінованих sEMG і FMG сигналів м’язів для набору жестів «B1»-«C3» (б); 1 – sEMG вимірювальний пристрій; 2 – браслет із FMG сенсором; 3 – референтний електрод

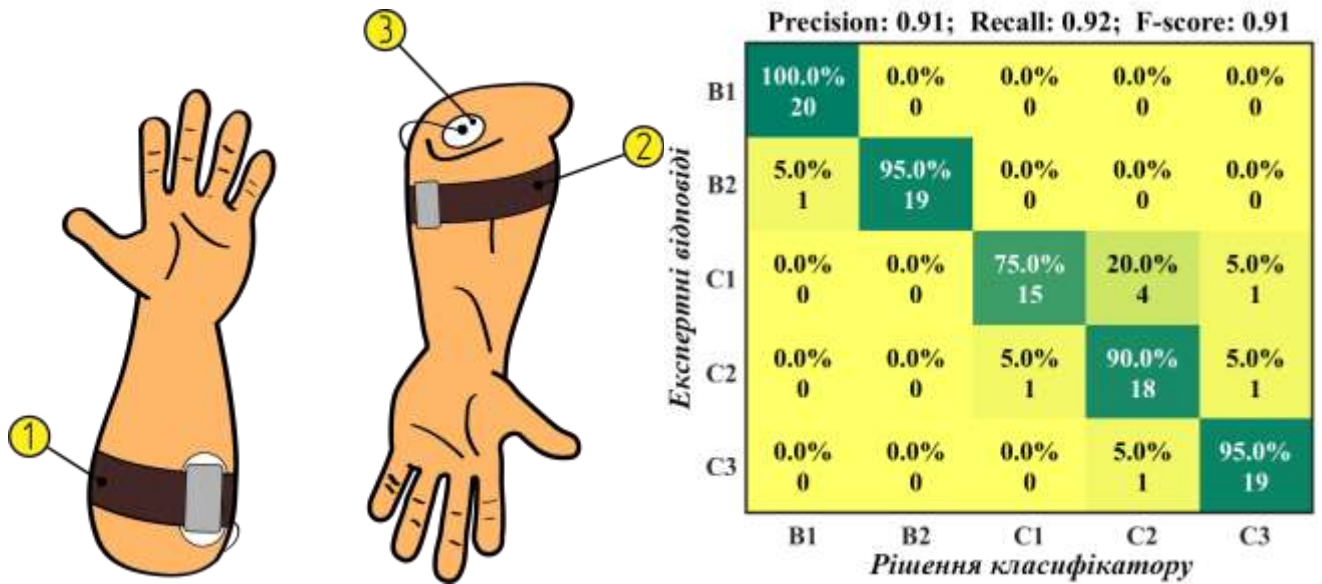


Рисунок 4.22 Четвертий спосіб вимірювання: розташування датчиків (а); матриця похибок класифікації комбінованих sEMG і FMG сигналів м’язів для набору жестів «B1»-«C3» (б); 1 – sEMG вимірювальний пристрій; 2 – браслет із FMG сенсором; 3 – референтний електрод

Таблиця 4.8 Параметри ANN для всіх способів вимірювання комбінованих sEMG і FMG сигналів

Параметри тренування		Вихідні характеристики	
Назва	Значення	Назва	Значення
$N_L$	3	$TF_h$	<i>Tansigmoidal</i>
$M_{in}$	6	$TF_o$	<i>Pure linear</i>
$M_h$	10	$TA$	<i>Levenberg-Marquardt</i>
$M_o$	5	$b$	+
$W$ (Розмір матриці)	3x10; 10x5	$E_g$	0.01
TDF застосовані для $M_{in}$	<i>Peak (sEMG; FMG)</i>	$EP$	1000
	<i>VAR (sEMG; FMG)</i>	$P_{edu}$	150
	<i>MAD (sEMG; FMG)</i>	$P_{test}$	100
$I_{ST}$		30	
$I_T$		20	

Референтний електрод розташовувався з дорзальної сторони, безпосередньо на ліктьовому суглобі тієї ж руки (рис. 4.19). Оцінювання ефективності запропонованої схеми проведено на наборі жестів «В1»-«С3», а результати класифікації приведено на рис. 4.19. Чисельні параметри МП, в цьому випадку, були наступними:  $Precision = 0.87$ ,  $Recall = 0.88$ ,  $F-score = 0.87$ . Як видно з рисунку, у обраному способі вимірювання спостерігається чітка «групова залежність» між вірно-негативними відповідями класифікатора, залежно від індексу жесту («В» чи «С»), а кількість вірно-позитивних відповідей по кожному із класів складає не менше 80% від загальної. Зокрема, точність жесту «В1» складає 100%; «В2», «С1», «С3» – 85%; «С2» – 80%.

У другому способі вимірювання сигнали активності м'язів реєструвались за допомогою FMG і sEMG вимірювальних пристроїв, сенсори яких розміщувались приблизно над зоною м'язів-розгиначів Extensor Digitorum Communis у найширшій частині руки із дорзальної сторони передпліччя (Рис. 4.20). Чисельні параметри матриці похибок СпВ №2 були вищими ніж при СпВ №1 і складали:  $Precision =$

0.88, *Recall* = 0.89, *F-score* = 0.88. Отримана точність для жесту «В1» і «С2» складала 85%, «В2» – 80%, «С1» – 90% і «С3» – 100%.

У третьому способі вимірювання розміщення sEMG електродів здійснювалось з дорзальної сторони для вивчення активності задніх м'язів передпліччя – розгиначів. Водночас FMG-сенсор розташовувався у найширшій частині руки приблизно над зоною м'язів-згиначів *Flexor Digitorum Superficialis* (рис. 4.21). Чисельні параметри матриці похибок СпВ №3 дорівнювали: *Precision* = 0.89, *Recall* = 0.90, *F-score* = 0.89. Точність для жесту «В1» складала 75%, «В2» – 90%, «С1» – 100%, «С2» – 95% і «С3» – 85% відповідно.

Четвертий спосіб вимірювання, подібно до СпВ №3, реалізовувався шляхом комбінованого розміщення приладів на різних групах м'язів. Однак, FMG-сенсор розташовано із дорзальної сторони передпліччя, для моніторингу активності м'язів *Extensor Digitorum Communis*, а sEMG електроди – із долонної сторони, над зоною м'язів *Flexor Digitorum Superficialis*. Як видно з рис. 4.22, чисельні параметри матриці похибок для СпВ №4 були найкращими серед чотирьох запропонованих способів вимірювання і дорівнювали: *Precision* = 0.91, *Recall* = 0.92, *F-score* = 0.91.

Відповідно до матриці, лише у випадку жесту «С1» точність класифікації складала 75%. Для всіх інших жестів, визначена кількість вірно-позитивних відповідей була не нижчою ніж 90% та дорівнювала 95% – для жестів «В2» і «С3», 90% для жесту «С2» і 100% для жесту «В1». Оцінюючи значення параметрів ефективності у розрахованих матрицях похибок (табл. 4.9) для всіх запропонованих серій та способів вимірювання sEMG і FMG сигналів рухів «В1»-«С3», можна зробити висновок, що найбільш ефективним є СпВ №4 із одночасним розташуванням двох вимірювальних модулів на м'язах згиначах і розгиначах передпліччя. При такому способі вимірювання, загальна точність класифікації жестів «В1»-«С3» згідно з показником *F-score* складає 91% та є найвищою серед досліджених у роботі.

Прийнятна достовірність запропонованого способу з показниками ефективності вище 90% свідчить про найоптимальніше комбіноване застосування sEMG і FMG вимірювальних приладів та є базисом для вимірювання вхідних

біологічних сигналів міографічної системи, які в подальшому класифікуються за допомогою структури мультирівневої нейронної мережі, зображеної на рис. 4.1. Розглянемо загальний процес формування рухів біонічними пальцями в залежності від значень вихідних сигналів МС.

Таблиця 4.9 Значення параметрів ефективності класифікації рухів «В1»-«С3» для всіх запропонованих у роботі способів розміщення вимірювальних модулів

Розміщення вимірювальних модулів	Значення параметрів ефективності у розрахованих матрицях		
	<i>Precision</i>	<i>Recall</i>	<i>F-score</i>
СВ №1	65%	70%	67%
СВ №2	69%	70%	69%
СВ №3	76%	77%	76%
СВ №4	75%	77%	76%
СпВ №1	87%	88%	87%
СпВ №2	88%	89%	88%
СпВ №3	89%	90%	89%
СпВ №4	91%	92%	91%

Після попереднього аналізу елементної бази та модельного ряду різних мікроконтролерів для реалізації МС було обрано МК АТМega 32А-AU. Вибір мікроконтролеру пояснюється наявністю в ньому апаратних модулів ADC, UART, досить високою швидкістю з частотою роботи до 32Mhz, 32Кб внутрішньої пам'яті, двома PWM виходами та можливістю працювати в умовах живлення від 2.7 до 5.5В. У дослідженні апаратний аналогово-цифровий перетворювач МК використовувався для аналізу сигналів ОІ, модуль UART – для бездротового прийому інформації від sEMG та FMG вимірювальних пристроїв, а PWM для регулювання швидкості виконавчих механізмів шляхом використання ШІМ-сигналу.

Відповідно до алгоритму функціонування міографічної системи та формування вихідних сигналів руху пальців біонічної руки, після вимірювання вхідних біологічних сигналів (за СпВ №4) і визначення мультирівневою структурою ANN виду виконаного пацієнтом жесту, залежно від значень вихідних

сигналів, виконавчі механізми протезу переводяться в один із чотирьох режимів роботи (рис. 4.23).



Рисунок 4.23 Процес руху біонічного пальця у різних швидкісних режимах:  
«швидкий» режим (а); «середній» режим (б); «повільний» режим (в);  
«нерухомий» режим – не показано

Орієнтуючись на визначену категорію жесту («А», «В» чи «С»), міографічна система здійснює вибір відповідного швидкісного режиму із набору: «швидкий», «середній», «повільний» або «не рухомий» (відповідно до алгоритму, зображеного у дод. А). У випадку, коли виконаний жест відноситься до категорії «С», міографічна система визначає тип поверхні, з якою взаємодіють біонічні пальці та шляхом генерації проміжних параметрів регулює силу стиснення об'єктів маніпуляції (рис. 4.24).

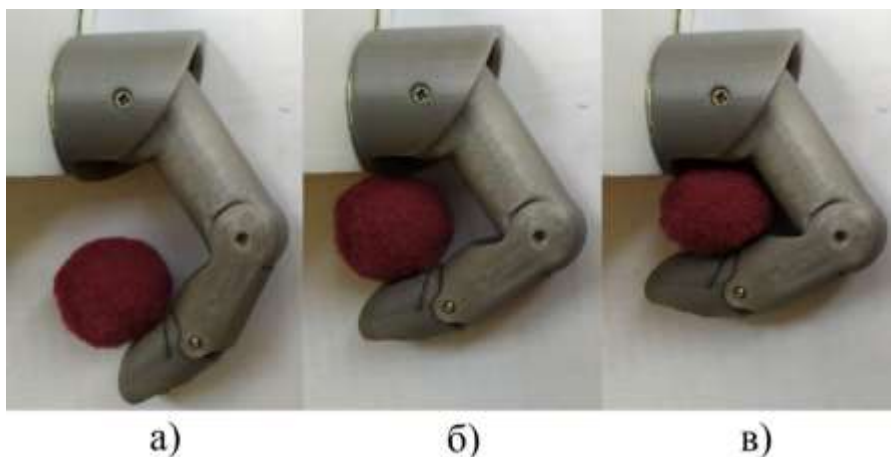


Рисунок 4.24 Процес регулювання сили стиснення об'єктів маніпуляції:  
«легко»(а); «середньо»(б); «міцно»(в)



У випадку, якщо об'єкт маніпуляції м'який, у МС обирається набір параметрів, при яких біонічний палець протезу виконує «легкий» дотик до об'єкту (рис. 4.24,а). Для ламких поверхонь біонічні пальці виконують хват об'єктів з «середньою» силою стиснення (рис. 4.24,б), у той час як тверді поверхні «міцно» стискаються за допомогою виконавчих механізмів біонічних пальців протезу (рис. 4.24,в).

Варто зазначити, що вихідні параметри руху пальців протезу повинні коригуватись для кожного конкретного випадку та можуть бути масштабовані залежно від необхідного вихідного функціоналу пристрою. Так, враховуючи початково-обраний набір рухів, що повинна відтворювати протезна кінцівка, міографічна система протезу може працювати з різною кількістю та категоріями жестів, здійснювати маніпуляції як окремими пальцями, так і виконувати прості чи складні комбіновані захвати. Для кожного з цих випадків дискретність та швидкість руху виконавчих механізмів може бути різною, змінюючи кількість вихідних параметрів для МС та впливаючи на фінальну прецизійність відтворення рухів чи надійність охвату об'єктів.

Більше того, запропоноване регулювання вихідної сили стиснення об'єктів маніпуляції, шляхом визначення кількості кроків виконавчих механізмів є достатнім для базового охвату предметів. Однак, при забезпеченні додаткової біоміметичності рухів штучної кисті, можливою є і реалізація високоточного регулювання сили окремо для кожного пальця, на основі вхідної інформації не лише про загальну структуру поверхні, а і про її форму. У такому випадку кількість проміжних параметрів системи зростатиме залежно від набору вхідних даних. Водночас контроль траєкторії руху та сили стиснення пальців (залежно від форми і структури поверхні об'єктів маніпуляції) повинен передбачати впровадження в МС додаткових параметрів для: регулювання вихідного положення кожної з фаланг; сили стиснення в кожній із точок її прикладення; контролю за відтворенням форми об'єктів.

## 4.8 Висновки до розділу 4

1. Розглянуто особливості проведення експериментального дослідження функціонування міографічної системи біонічної руки. Зокрема, виконано обґрунтування типового набору рухів пальців рук та визначено послідовність проведення міографічних вимірювань, що дало можливість визначити передумови до процесу оцінювання вхідних сигналів міографічної системи і організації процесу їх подальшої класифікації.
2. Розглянуто особливості оцінювання часових характеристик поверхневої електроміограми та force-міограми функціональних рухів кисті та пальців руки. Проаналізовано результати класифікації вхідних сигналів для міографічної системи залежно від виду вимірюваного сигналу та позиціонування вимірювальних сенсорів на кінцівці пацієнта. Результати класифікації згідно з параметром *F-score* окремо для sEMG сигналу склали: від 67 до 81%, для FMG сигналу 76%, а комбіноване використання sEMG та FMG сигналів забезпечило показники від 87 до 91%. Отримані результати дали можливість визначити оптимальну методику застосування набору характеристик у міографічній системі, шляхом впровадження їх у структуру мультирівневих нейронних мереж, які забезпечили показники класифікації у межах від 82 до 100% (залежно від виду та кількості досліджуваних жестів, на кожному із рівнів мережі).
3. Показано експериментальну методику розпізнавання типу поверхні модулем оптичної ідентифікації із використання штучної нейронної мережі, що дало можливість визначити принципи застосування запропонованого методу у системі біонічної руки, з метою розрахунку проміжних параметрів вихідних сигналів. Результат розпізнавання типів контактних поверхонь, згідно з параметром *F-score*, для оптичної ідентифікації без використання концентратора оптичної енергії складав від 77 до 87%, а для схеми ОІ із КОЕ – від 94 до 100% відповідно.



4. Розглянуто особливості практичної реалізації запропонованих алгоритмів функціонування міографічної системи із вибором параметрів швидкості та сили, що дало змогу наглядно продемонструвати приклад руху біонічного пальця руки із 3-ма параметрами швидкості та 3-ма параметрами сили стиснення.

## ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

У дисертаційній роботі вирішено актуальне науково-прикладне завдання підвищення точності класифікації жестів кисті руки та достовірності ідентифікації структури об'єктів маніпуляції у системі протезу з міокеруванням. Розпізнавання категорій фізіологічних рухів і жестів забезпечено одночасним аналізом сигналів двох міографічних каналів та можливістю ідентифікації типу контактної поверхні об'єктів маніпуляції шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії. Це дозволило реалізувати біокерування рухами пальця протезу із варіативними параметрами швидкості та сили стиснення.

1. На підставі проаналізованих методів протезування верхніх кінцівок визначено технічні засоби та види біологічних сигналів, необхідні для функціонування міографічної системи біокерованого протезу руки.
2. На підставі аналізу методів та сенсорів зворотного зв'язку в протезних пристроях обґрунтовано технічні вимоги до розпізнавання контактної поверхні об'єктів маніпуляції, що дозволило вдосконалити міореєструючу систему протезу руки засобами оптичної ідентифікації контактної поверхні.
3. На підставі технологій реєстрації сигналів м'язової активності та методів ідентифікації структури об'єктів маніпуляції розроблено модель електронно-програмної класифікації сигналів, видів рухів та типів контактних поверхонь, як складової частини протезу руки з міоелектронним керуванням.
4. Базуючись на розробленій моделі створено модулі вимірювання масивів вхідних даних, алгоритм проведення досліджень і програмне забезпечення, що дозволило інтерпретувати виміряні електросигнали м'язової активності та сигнали оптичної ідентифікації.
5. Вдосконалено метод координації рухів протезу кисті руки шляхом одночасної реєстрації і розпізнавання фізіологічних сигналів та сигналу оптичної ідентифікації, що дало можливість провести експериментальну апробацію біокерування рухами зразка пальця на 3-х параметрах швидкості

та 3-х параметрах сили стиснення за допомогою двоканальної міографічної системи.

6. Вдосконалено метод розпізнавання категорій фізіологічних рухів та жестів шляхом аналізу електро- та форс- міографічних сигналів мультирівневими штучними нейронними мережами, що дозволило підвищити значення параметру оцінки точності класифікації F-score до показника 93.3% при 11-ти категоріях досліджуваних рухів пальців.
7. Вдосконалено метод розпізнавання контактної поверхні пальцем протезу шляхом оптичної ідентифікації із засобами концентрації оптичної енергії, що дало можливість підвищити значення параметру оцінки точності класифікації F-score до 94% при ідентифікації 12-ти контактних поверхонь об'єктів маніпуляції.
8. Результати дисертаційної роботи впроваджено у навчально-виробничий процес ТОВ «МЕДХОЛДІНГ» (м. Київ) та навчальний процес приладобудівного факультету національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» при підготовці студентів за освітньо-науковими та освітньо-професійними програмами.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] R. Clement, K. Bugler and C. Oliver, "Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations", *The Surgeon*, vol. 9, no. 6, pp. 336-340, 2011.  
doi: 10.1016/j.surge.2011.06.001.
- [2] О.А. Бур'янов та А.М. Лакша, "Етапне хірургічне лікування постраждалих з вогнепальними пораненнями кінцівок", *Літопис травматології та ортопедії*, т. 1, № 2, с. 50-52, 2015.
- [3] І.М. Курінний, "Мікрохірургічне заміщення ампутаційних дефектів пальців кисті при наслідках травм", *Літопис травматології та ортопедії*, т. 1, № 2, с. 115-118, 2015.
- [4] J. Jones, S. Gruber, J. Barker and W. Breidenbach, "Successful Hand Transplantation — One-Year Follow-up", *New England Journal of Medicine*, vol. 343, no. 7, pp. 468-473, 2000.  
doi: 10.1056/nejm200008173430704.
- [5] R. Margreiter, G. Brandacher, M. Ninkovic, W. Steurer, A. Kreczy and S. Schneeberger, "A double-hand transplant can be worth the effort!", *Transplantation*, vol. 74, no. 1, pp. 85-90, 2002.  
doi: 10.1097/00007890-200207150-00015.
- [6] S.V. Bandara, R.C. Gopura, K.T.M.U. Hemapala and K. Kiguchi, "Upper extremity prosthetics: current status, challenges and future directions", in *Proc. 17th International Symposium on Artificial Life and Robotics*, Oita, 2012, pp. 875–880.
- [7] C. Pedreira, J. Martinez, and R.Q. Quiroga, " Neural prostheses: linking brain signals to prosthetic devices", in *Proc. International Conference on Control Robot Systems*, 2009, pp. 4681–4686.
- [8] S. Micera, J. Carpaneto and S. Raspopovic, "Control of Hand Prostheses Using Peripheral Information", *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 3, pp. 48-68, 2010.  
doi: 10.1109/rbme.2010.2085429.
- [9] P. Artemiadis, *Neuro-robotics: From brain machine interfaces to rehabilitation*

*robotics*. Dordrecht: Springer, 2014.

[10] A. Fougner, O. Stavdahl, P. Kyberd, Y. Losier and P. Parker, "Control of Upper Limb Prostheses: Terminology and Proportional Myoelectric Control—A Review", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, no. 5, pp. 663-677, 2012.

doi: 10.1109/tnsre.2012.2196711.

[11] N. Carbonaro *et al.*, "An Innovative Multisensor Controlled Prosthetic Hand," in *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013*, 2014, pp. 93–96.

[12] A. Radmand, E. Scheme and K. Englehart, "High-density force myography: A possible alternative for upper-limb prosthetic control", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 53, no. 4, pp. 443-456, 2016.

doi: 10.1682/jrrd.2015.03.0041.

[13] К.В. Зайченко, О.О. Жаринов, та А.Н. Кулин, *Съем и обработка биоелектрических сигналов*. СПб: ГУАП, 2001.

[14] E. Franti, L. Milea, A. Barbilian, V. Butu, S. Cismas, M. Lungu, and P. Schiopu, "Methods of acquisition and signal processing for myoelectric control of artificial arms", *Romanian journal of information science and technology*, vol. 2, no. 15, pp. 91-105, 2012.

[15] N.M. Kakoty and S.M. Hazarika, "Bio-Signals Controlled Prosthetic Hand ", in *Proc. National Conference on Design and Manufacturing Issues in Automotive and Allied Industries*, 2009.

[16] L. Zollo, S. Roccella, E. Guglielmelli, M. Carrozza and P. Dario, "Biomechatronic Design and Control of an Anthropomorphic Artificial Hand for Prosthetic and Robotic Applications", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 418-429, 2007.

doi: 10.1109/tmech.2007.901936.

[17] B. Karlık, "Machine Learning Algorithms for Characterization of EMG Signals", *International Journal of Information and Electronics Engineering*, vol. 4, no. 3, 2014.

doi: 10.7763/ijiee.2014.v4.433.

[18] A.O. Andrade and A.B. Soares, "EMG pattern recognition for prosthesis control", in *Proc. COBEM 2001: Brazilian Congress of Mechanical Engineering*, 2001.

[19] S. Park and S. Lee, "EMG pattern recognition based on artificial intelligence techniques", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6, no. 4, pp. 400-405, 1998.

doi: 10.1109/86.736154.

[20] M. Mitchell and R.F. Weir, "Development of a clinically viable multifunctional hand prosthesis", in *Proc. Myoelectric Controls/Powered Prosthetics Symposium*, 2008, pp. 45-49.

[21] B. Edin, L. Beccai, L. Ascari, S. Roccella, J. Cabibihan and M. Carrozza, "Bio-inspired approach for the design and characterization of a tactile sensory system for a cybernetic prosthetic hand", in *Proc. 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.

doi: 10.1109/robot.2006.1641897.

[22] J. Brown et al., "Understanding the role of haptic feedback in a teleoperated/prosthetic grasp and lift task", in *Proc of 2013 World Haptics Conference (WHC)*, 2013.

doi: 10.1109/whc.2013.6548420.

[23] Z. Kappassov, J. Corrales and V. Perdereau, "Tactile sensing in dexterous robot hands — Review", *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 74, pp. 195-220, 2015.

doi: 10.1016/j.robot.2015.07.015.

[24] C. Antfolk et al, "Using EMG for real-time prediction of joint angles to control a prosthetic hand equipped with a sensory feedback system", *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 30, no. 6, pp. 399-406, 2010.

doi: 10.5405/jmbe.767.

[25] M. Carrozza et al., "Experimental analysis of an innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors", in *Proc. 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2003, pp.2230–2235.

doi: 10.1109/robot.2003.1241925.

- [26] C. Mohan and K.G. Vinod, "DC Motor Control using EMG signal for Prosthesis", *International Journal of Electronics & Communication Technology*, vol. 2, no. 2, pp. 163-166, 2011.
- [27] A. Herrera, A. Bernal, D. Isaza, and M. Adjouadi, "Design of an electrical prosthetic gripper using EMG and linear motion approach", in *Proc. Proceedings from the 17th Florida Conference on the Recent Advances in Robotics (FCRAR)*, Florida, 2004.
- [28] B. Peerdeman, G. Smit, S. Stramigioli, D. Plettenburg and S. Misra, "Evaluation of pneumatic cylinder actuators for hand prostheses", in *Proc. 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2012.  
doi: 10.1109/biorob.2012.6290807
- [29] V. Bundhoo and E. Park, "Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands", in *Proc. 12th International Conference on Advanced Robotics, 2005*.  
doi: 10.1109/icar.2005.1507437
- [30] Z. Xu, V. Kumar and E. Todorov, "A low-cost and modular, 20-DOF anthropomorphic robotic hand: design, actuation and modeling", in *Proc. 2013 13th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, 2013.  
doi: 10.1109/humanoids.2013.7030001
- [31] P. Slade, A. Akhtar, M. Nguyen and T. Bretl, "Tact: Design and performance of an open-source, affordable, myoelectric prosthetic hand", in *Proc. 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2015.  
doi: 10.1109/icra.2015.7140105
- [32] N. Bajaj, A. Spiers and A. Dollar, "State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices", in *Proc. 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2015.  
doi: 10.1109/icorr.2015.7281221.
- [33] C. Chestek et al., "Hand posture classification using electrocorticography signals in the gamma band over human sensorimotor brain areas", *Journal of Neural Engineering*, vol. 10, no. 2, 2013.  
doi: 10.1088/1741-2560/10/2/026002.

- [34] N. Prokhorov, A. Shevin, G. Znaiko and V. Krasovsky, "Analysis of issues and outlook for the development of robotic systems for intellectual prosthetics on neurotechnology", *Мехатроника, автоматизация, управление*, no. 7, pp. 1-13, 2011.
- [35] J. Shi, Q. Chang and Y. Zheng, "Feasibility of controlling prosthetic hand using sonomyography signal in real time: Preliminary study", *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 47, no. 2, p. 87, 2010.  
doi: 10.1682/jrrd.2009.03.0031.
- [36] M.V. Hitrov, A.A. Subbotina and A.A. Yvashin, "Electromyography as a method of objectification of physical rehabilitation results of locomotor apparatus sportsmens traumas", *Известия Тульского государственного университета. Гуманитарные науки*, no. 2, pp. 3-8, 2012.
- [37] M.A. Waris, J. Mohsim and S.O. Gilani, "Control of Upper Limb Active Prosthesis Using Surface Electromyography", in *Proc. of the 2013 International Conference on Biology, Medical Physics, Medical Chemistry*, 2013, pp. 47-51.
- [38] T. Farrell and R. Weir, "Pilot Comparison of Surface vs. Implanted EMG for Multifunctional Prosthesis Control", in *Proc. of 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2005, 2005*.  
doi: 10.1109/icorr.2005.1501101.
- [39] M. Rasouli, K. Chellamuthu, J. Cabibihan and S. Kukreja, "Towards enhanced control of upper prosthetic limbs: A force-myographic approach", in *Proc. of 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Singapore, 2016.  
doi: 10.1109/biorob.2016.7523629.
- [40] A. Kadkhodayan, X. Jiang and C. Menon, "Continuous Prediction of Finger Movements Using Force Myography", *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 36, no. 4, pp. 594-604, 2016.  
doi: 10.1007/s40846-016-0151-y.
- [41] A. Ferrone et al., "Wearable band for hand gesture recognition based on strain sensors", in *Proc. of 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2016.



doi: 10.1109/biorob.2016.7523814.

[42] E. Cho, R. Chen, L. Merhi, Z. Xiao, B. Pousett and C. Menon, "Force Myography to Control Robotic Upper Extremity Prostheses: A Feasibility Study", *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 4, 2016.

doi: 10.3389/fbioe.2016.00018.

[43] X. Jiang, L. Merhi, Z. Xiao and C. Menon, "Exploration of Force Myography and surface Electromyography in hand gesture classification", *Medical Engineering & Physics*, vol. 41, pp. 63-73, 2017.

doi: 10.1016/j.medengphy.2017.01.015.

[44] Z. Xiao and C. Menon, "Performance of forearm FMG and sEMG for estimating elbow, forearm and wrist positions", *Journal of Bionic Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 284-295, 2017.

doi: 10.1016/s1672-6529(16)60398-0.

[45] R. Chengani, M. Delva, M. Sakr and C. Menon, "Pilot study on strategies in sensor placement for robust hand/wrist gesture classification based on movement related changes in forearm volume", in *Proc. of 2016 IEEE Healthcare Innovation Point-Of-Care Technologies Conference (HI-POCT)*, 2016.

doi: 10.1109/hic.2016.7797693.

[46] E. Cho, R. Chen, L. Merhi, Z. Xiao, B. Pousett and C. Menon, "Force Myography to Control Robotic Upper Extremity Prostheses: A Feasibility Study", *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 4, 2016.

doi: 10.3389/fbioe.2016.00018.

[47] Z. Xiao and C. Menon, "Counting Grasping Action Using Force Myography: An Exploratory Study With Healthy Individuals", *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, vol. 4, no. 1, p. e5, 2017.

doi: 10.2196/rehab.6901.

[48] B. Crawford, K. Miller, P. Shenoy and R. Rao, "Real-time classification of electromyographic signals for robotic control", *AAAI*, vol. 5, pp. 523-528, 2005.

[49] A. Balbinot, A. Júnior and G. Favieiro, "Decoding Arm Movements by Myoelectric Signal and Artificial Neural Networks", *Intelligent Control and Automation*, vol. 4, no. 1, pp. 87-93, 2013.

doi: 10.4236/ica.2013.41012.

[50] F. Orabona, C. Castellini, B. Caputo, A. Fiorilla and G. Sandini, "Model adaptation with least-squares SVM for adaptive hand prosthetics", in *Proc. of 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2009.

doi: 10.1109/robot.2009.5152247.

[51] D. Joshi, S. Atreya, A.S. Arora and S. Anand, "Trends in EMG based prosthetic hand development: a review", in *Proc. Indian Journal of Biomechanics*, 2009, pp. 87-93.

[52] L. Pinchuk, *Tribology and biophysics of artificial joints*. Amsterdam: Elsevier, 2006.

[53] A. Dobrowolski, P. Komur and K. Tomczykiewicz, "Diagnozowanie stanu mięśni na podstawie analizy widmowej PJR", *Diagnostyka*, vol. 39, no. 3, pp. 95-100, 2006.

[54] N. Ha, G. P. Withanachchi and Y. Yihun, "Force Myography Signal-Based Hand Gesture Classification for the Implementation of Real-Time Control System to a Prosthetic Hand", in *Proc. 2018 Design of Medical Devices Conference*, Minneapolis, 2018, pp. 1–4.

doi: 10.1115/DMD2018-6937.

[55] М.В. Сиротюк, "ЭМГ-разновидности патофункционального состояния периферического мотонейрона при детском церебральном параличе", *Таврический медико-биологический вестник*, т. 16, № 4, с. 130-133, 2013.

[56] M. Nowak, T. Eiband and C. Castellini, "Multi-modal myocontrol: Testing combined force- and electromyography", in *Proc. 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2017.

doi: 10.1109/icorr.2017.8009438.

[57] H. Yap, A. Mao, J. Goh and C. Yeow, "Design of a wearable FMG sensing system for user intent detection during hand rehabilitation with a soft robotic glove", in *Proc. 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2016.

doi: 10.1109/biorob.2016.7523722.

[58] X. Jiang, Z. Xiao and C. Menon, "Virtual grasps recognition using fusion of Leap Motion and force myography", *Virtual Reality*, vol. 22, no. 4, pp. 297-308, 2018.

doi: 10.1007/s10055-018-0339-2

[59] X. Jiang, L. Merhi and C. Menon, "Force Exertion Affects Grasp Classification Using Force Myography", *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 48, no. 2, pp. 219-226, 2018.

doi: 10.1109/thms.2017.2693245.

[60] N. Li, D. Yang, L. Jiang, H. Liu and H. Cai, "Combined Use of FSR Sensor Array and SVM Classifier for Finger Motion Recognition Based on Pressure Distribution Map", *Journal of Bionic Engineering*, vol. 9, no. 1, pp. 39-47, 2012.

doi: 10.1016/s1672-6529(11)60095-4.

[61] E. Fujiwara, Y. Wu, M. Santos, E. Schenkel and C. Suzuki, "Optical Fiber Specklegram Sensor for Measurement of Force Myography Signals", *IEEE Sensors Journal*, vol. 17, no. 4, pp. 951-958, 2017.

doi: 10.1109/jsen.2016.2638831.

[62] E. Fujiwara and C. Suzuki, "Optical Fiber Force Myography Sensor for Identification of Hand Postures", *Journal of Sensors*, pp. 1-10, 2018.

doi: 10.1155/2018/8940373.

[63] H. Ng, X. Jiang, L. Merhi and C. Menon, "Investigation of the Feasibility of Strain Gages as Pressure Sensors for Force Myography", in *Proc. 2017 International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2017, pp. 261-270.

doi: 10.1007/978-3-319-56148-6\_22.

[64] M. Sakr and C. Menon, "Study on the force myography sensors placement for robust hand force estimation", in *Proc. 2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 2017.

doi: 10.1109/smc.2017.8122807.

[65] M. Connan, E. Ruiz Ramírez, B. Vodermayr and C. Castellini, "Assessment of a Wearable Force- and Electromyography Device and Comparison of the Related Signals for Myocontrol", *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 10, 2016.

doi: 10.3389/fnbot.2016.00017.

[66] J.S. Kumar, M.B. Kannan, S. Sankaranarayanan and A.V. Krishnan, "Human hand prosthesis based on surface EMG signals for lower arm amputees", *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, vol. 3, no. 4, pp. 199-203, 2013.

[67] R. Chowdhury, M. Reaz, M. Ali, A. Bakar, K. Chellappan and T. Chang, "Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques", *Sensors*, vol. 13, no. 9, pp. 12431-12466, 2013.

doi: 10.3390/s130912431.

[68] S. Sudarsan and E. Sekaran, "Design and Development of EMG Controlled Prosthetics Limb", *Procedia Engineering*, vol. 38, pp. 3547-3551, 2012.

doi: 10.1016/j.proeng.2012.06.409.

[69] A. Gmerek, "Control methods using myopotentials for the model of hand prosthesis", *Pomiary Automatyka Robotyka*, vol. 13, no. 10, pp. 45-47, 2009

[70] A. Raghavan and S. Joseph, "EMG analysis and control of artificial arm", *International Journal on Cybernetics & Informatics (IJCI)*, vol. 5, no. 2, pp. 317-327, 2016.

[71] F. Salem, K. Mohamed, S. Mohamed and A. El Gehani, "The Development of Body-Powered Prosthetic Hand Controlled by EMG Signals Using DSP Processor with Virtual Prosthesis Implementation", *Conference Papers in Engineering*, vol. 2013, pp. 1-8, 2013.

doi: 10.1155/2013/59894.

[72] T. Garstka, "A system for measurement of control muscle biopotentials used in control systems", *Pomiary Automatyka Kontrola*, vol. 58, no. 4, pp. 348-351, 2012

[73] C. P. Shinde and M. S. Kumbhar, "Design of myoelectric prosthetic arm", *International Journal of Management, IT and Engineering*, vol. 3, no. 2, pp. 325-333, 2013

[74] D. Brunelli, A. Tadesse, B. Vodermayr, M. Nowak and C. Castellini, "Low-cost wearable multichannel surface EMG acquisition for prosthetic hand control", in *Proc. 2015 6th International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces (IWASI)*, 2015.

doi: 10.1109/iwasi.2015.7184964.

[75] O. Amft, G. Troster, P. Lukowicz and C. Schuster, "Sensing Muscle Activities with

Body-Worn Sensors", in *Proc. International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN'06)*, 2006.

doi: 10.1109/bsn.2006.48.

[76] R. Nuwer, "Armband adds a twitch to gesture control", *New Scientist*, vol. 217, no. 2906, p. 21, 2013.

doi: 10.1016/s0262-4079(13)60542-4.

[77] Y. Zhang and C. Harrison, "Tomo: Wearable, Low-Cost Electrical Impedance Tomography for Hand Gesture Recognition", in *Proc. of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software & Technology - UIST '15*, 2015.

doi: 10.1145/2807442.2807480.

[78] M. Anvaripour and M. Saif, "Hand gesture recognition using force myography of the forearm activities and optimized features", in *Proc. 2018 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*, 2018.

doi: 10.1109/icit.2018.8352174.

[79] M. Rasouli, R. Ghosh, Wang Wei Lee, N. Thakor and S. Kukreja, "Stable force-myographic control of a prosthetic hand using incremental learning", in *Proc. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015.

doi: 10.1109/embc.2015.7319474.

[80] H. Hermens, R. Merletti and B. Freriks, *SENIAM: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999.

[81] P. Konrad, *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale: Noraxon, 2006.

[82] М. М. Меженная, А. Н. Осипов, И. А. Ильясевич, М. В. Давыдов, Н. С. Давыдова та В. А. Кульчицкий, "Метод частотно-временного анализа суммарной электромиограммы в оценке функционального состояния нервно-мышечного аппарата человека", *Проблемы физики, математики и техники*, т. 10, № 1, с. 105-112, 2012.

[83] M. Zecca, S. Micera, M. Carrozza and P. Dario, "Control of Multifunctional

Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 30, no. 4-6, pp. 459-485, 2002. doi: 10.1615/critrevbiomedeng.v30.i456.80.

[84] L. Liu, P. Liu, E. Clancy, E. Scheme and K. Englehart, "Whitening of the electromyogram for improved classification accuracy in prosthesis control", in *Proc. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012.

doi: 10.1109/embc.2012.6346503.

[85] D. Peleg, E. Braiman, E. Yom-Tov and G. Inbar, "Classification of finger activation for use in a robotic prosthesis arm", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 290-293, 2002.

doi: 10.1109/tnsre.2002.806831.

[86] B. Peerdeman, D. Boerey, L. Kallenbergy, S. Stramigioli and S. Misra, "A biomechanical model for the development of myoelectric hand prosthesis control systems", in *Proc. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010.

doi: 10.1109/iembs.2010.5626085.

[87] S. Rao, R. Carloni and S. Stramigioli, "Stiffness and position control of a prosthetic wrist by means of an EMG interface", in *Proc. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010.

doi: 10.1109/iembs.2010.5627153.

[88] T. Tsuji, K. Shima, N. Bu and O. Fukuda, *Biomimetic Impedance Control of an EMG-Based Robotic Hand*. Rijeka: INTECH, 2010

[89] A. Kargov, C. Pylatiuk, J. Martin, S. Schulz and L. Döderlein, "A comparison of the grip force distribution in natural hands and in prosthetic hands", *Disability and Rehabilitation*, vol. 26, no. 12, pp. 705-711, 2004.

doi: 10.1080/09638280410001704278.

[90] A. Crawford, J. Molitor, A. Pérez Gracia and S. Chiu, "Design of a robotic hand and simple EMG input controller with a biologically-inspired parallel actuation system for prosthetic applications", in *Proc. 1st IEEE International Conference on Applied*

*Bionics and Biomechanics*, 2010.

[91] S. Lightbody, "Design of an Articulated Thumb for a Low-Cost Prosthetic Hand", in *Proc. 12th Marcus Conference*, 2010.

[92] Z. Xu, E. Todorov, B. Dellon and Y. Matsuoka, "Design and analysis of an artificial finger joint for anthropomorphic robotic hands", in *Proc. 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2011.

doi: 10.1109/icra.2011.5979860.

[93] X. Gao et al., "The HIT/DLR dexterous hand: work in progress", in *Proc. 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2003.

doi: 10.1109/robot.2003.1242077.

[94] A. Kaur and G. Kaur, "The Implementation OF Prosthetic Index Finger Based On EMG Signals", *International Journal Of Computational Engineering Research*, vol. 2, no. 3, pp. 898-900, 2012.

[95] S. Godfrey, A. Ajoudani, M. Catalano, G. Grioli and A. Bicchi, "A synergy-driven approach to a myoelectric hand", in *Proc. 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2013.

doi: 10.1109/icorr.2013.6650377.

[96] Z. Xu and E. Todorov, "Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration", in *Proc. 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2016.

doi: 10.1109/icra.2016.7487528.

[97] M. Liarokapis, A. Zisimatos, M. Bousiou and K. Kyriakopoulos, "Open-source, low-cost, compliant, modular, underactuated fingers: Towards affordable prostheses for partial hand amputations", in *Proc. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014.

doi: 10.1109/embc.2014.6944140.

[98] M.S. Kumar and Y.R. Kumar, "A review on rapid prototyping technologies in biomedical applications", *International Journal of Recent Scientific Research*, vol. 7, pp. 10783-10789, 2016.

[99] S. Sharma, "3D-printed prosthetics roll off the presses", *Chemical Engineering*

*Process*, vol. 110, no. 5, pp. 28-33, 2014.

[100] C. L. Ventola, "Medical applications for 3D printing: current and projected uses", *Pharmacy and Therapeutics*, vol. 39, no. 10, pp. 704-711, 2014.

[101] J. Belter, J. Segil, A. Dollar and R. Weir, "Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands:A review", *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 50, no. 5, pp. 599-618, 2013.

doi: 10.1682/jrrd.2011.10.0188.

[102] P. Ramaiah, M. Rao and G. Satyanarayana, "A Microcontroller Based Four Fingered Robotic Hand", *International Journal of Artificial Intelligence & Applications*, vol. 2, no. 2, pp. 90-102, 2011.

doi: 10.5121/ijaia.2011.2207.

[103] A. Gailey, P. Artemiadis and M. Santello, "Proof of Concept of an Online EMG-Based Decoding of Hand Postures and Individual Digit Forces for Prosthetic Hand Control", *Frontiers in Neurology*, vol. 8, 2017.

doi: 10.3389/fneur.2017.00007.

[104] B. Peerdeman et al., "Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective", *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 48, no. 6, p. 719, 2011.

doi:10.1682/JRRD.2010.08.0161.

[105] A. Persichetti, F. Vecchi and M. Carrozza, "Optoelectronic-Based Flexible Contact Sensor for Prosthetic Hand Application", in *Proc. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007.

doi:10.1109/ICORR.2007.4428458.

[106] B. Cheung, J.B.F. Van Erp and R.W. Cholewiak, *Anatomical, neurophysiological and perceptual issues of tactile perception. Tactile displays for orientation, navigation and communication in air, sea and land environments*. Neuilly-sur-Sein Cedex (France): NATO Research and Technology Organisation, 2008.

[107] R. Fan et al., "A Haptic Feedback System for Lower-Limb Prostheses", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, no. 3, pp. 270-277, 2008.



doi:10.1109/TNSRE.2008.920075

[108] D. Buma, J. Buitenweg and P. Veltink, "Intermittent Stimulation Delays Adaptation to Electrocutaneous Sensory Feedback", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 3, pp. 435-441, 2007.

doi:10.1109/TNSRE.2007.903942

[109] L. Jones and N. Sarter, "Tactile Displays: Guidance for Their Design and Application", *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, vol. 50, no. 1, pp. 90-111, 2008.

doi:10.1518/001872008X250638

[110] C. Cipriani, F. Zaccone, S. Micera and M. Carrozza, "On the Shared Control of an EMG-Controlled Prosthetic Hand: Analysis of User-Prosthesis Interaction", *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 170-184, 2008.

doi:10.1109/TRO.2007.910708

[111] H. Zhao, K. O'Brien, S. Li and R. Shepherd, "Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides", *Science Robotics*, vol. 1, no. 1, p. eaai7529, 2016.

doi:10.1126/scirobotics.aai7529

[112] M. Bezuglyi and N. Pavlovets, "Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors", in *Proc. Clinical and Biomedical Spectroscopy and Imaging III*, 2013.

doi: 10.1117/12.2031142

[113] M. Bezuglyi, N. Bezuglaya and I. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media", *Applied Optics*, vol. 56, no. 30, pp. 8520-8526, 2017.

doi: 10.1364/AO.56.008520

[114] M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors," in *Proc. 2018 IEEE 59th International Scientific Conference on Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON)*, Riga, Latvia, 2018, pp. 1-4.

doi: 10.1109/RTUCON.2018.8659864.

[115] М. А. Безуглый, Н. В. Безуглая та А. Б. Самияк, "Обработка изображений

при эллипсоидальной фотометрии", *Приборы и методы измерений*, т. 7, № 1, с. 67-76, 2016.

doi: 10.21122/2220-9506-2016-7-1-67-76

[116] M. Bezuglyi, N. Bezuglaya and S. Kostuk, "INFLUENCE OF LASER BEAM PROFILE ON LIGHT SCATTERING BY HUMAN SKIN DURING PHOTOMETRY BY ELLIPSOIDAL REFLECTORS", *Devices and Methods of Measurements*, vol. 9, no. 1, pp. 56-65, 2018.

doi: 10.21122/2220-9506-2018-9-1-56-65

[117] K. Vonsevych, M. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz and M. Bezuglyi, "Fingers Movements Control System Based on Artificial Neural Network Model", *Radioelectronics and Communications Systems*, vol. 62, no. 1, pp. 23-33, 2019.

doi: 10.3103/s0735272719010047.

[118] W. He, S. Ge, Y. Li, E. Chew and Y. Ng, "Neural Network Control of a Rehabilitation Robot by State and Output Feedback", *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, vol. 80, no. 1, pp. 15-31, 2014.

doi: 10.1007/s10846-014-0150-6

[119] M. Atzori, M. Cognolato and H. Müller, "Deep Learning with Convolutional Neural Networks Applied to Electromyography Data: A Resource for the Classification of Movements for Prosthetic Hands", *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 10, 2016.

doi: 10.3389/fnbot.2016.00009

[120] N. Nazmi, M. Abdul Rahman, S. Yamamoto, S. Ahmad, H. Zamzuri and S. Mazlan, "A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions", *Sensors*, vol. 16, no. 8, p. 1304, 2016.

doi: 10.3390/s16081304

[121] M. Kerzel, M. Ali, H. Ng and S. Wermter, "Haptic material classification with a multi-channel neural network", in *Proc. 2017 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, 2017.

doi:10.1109/IJCNN.2017.7965887

[122] S. Bell, P. Upchurch and K. Bala, "Material recognition in the wild with the materials in context database", in *Proc. of the IEEE conference on computer vision and*

*pattern recognition*, 2015.

[123] P. Gentili, M. Giubila, R. Germani and B. Heron, "Photochromic and luminescent compounds as artificial neuron models", *Dyes and Pigments*, vol. 156, pp. 149-159, 2018.  
doi: 10.1016/j.dyepig.2018.04.006.

[124] J. Hahne et al., "Linear and Nonlinear Regression Techniques for Simultaneous and Proportional Myoelectric Control", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 2, pp. 269-279, 2014.

doi: 10.1109/tnsre.2014.230552.

[125] F. Chan, Y. Yang, F. Lam, Y. Zhang and P. Parker, "Fuzzy EMG classification for prosthesis control", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 3, pp. 305-311, 2000.

doi: 10.1109/86.867872.

[126] P. Shenoy, K. Miller, B. Crawford and R. Rao, "Online Electromyographic Control of a Robotic Prosthesis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 3, pp. 1128-1135, 2008.

doi: 10.1109/tbme.2007.909536.

[127] M. Haris, P. Chakraborty and B. Rao, "EMG signal based finger movement recognition for prosthetic hand control", in *Proc. 2015 Communication, Control and Intelligent Systems (CCIS)*, 2015.

doi: 10.1109/ccintels.2015.743790.

[128] C. Robinson, B. Li, Q. Meng and M. Pain, "Pattern Classification of Hand Movements using Time Domain Features of Electromyography", in *Proc. of the 4th International Conference on Movement Computing - MOCO '17*, 2017.

doi: 10.1145/3077981.3078031.

[129] E. Gokgoz and A. Subasi, "Comparison of decision tree algorithms for EMG signal classification using DWT", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18, pp. 138-144, 2015.

doi: 10.1016/j.bspc.2014.12.005.

[130] M. Kurzynski, E. Puchala, M. Wozniak and A. Zolnierok, *Computer Recognition Systems 2*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.

- [131] P. Kennedy and K. Adams, "A decision tree for brain-computer interface devices", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 2, pp. 148-150, 2003.  
doi: 10.1109/tnsre.2003.814420.
- [132] E. Scheme and K. Englehart, "Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and challenges for clinical use", *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 48, no. 6, p. 643, 2011.  
doi: 10.1682/jrrd.2010.09.0177.
- [133] M. Ariyanto et al., "Finger movement pattern recognition method using artificial neural network based on electromyography (EMG) sensor", in *Proc. 2015 International Conference on Automation, Cognitive Science, Optics, Micro Electro-Mechanical System, and Information Technology (ICACOMIT)*, 2015.  
doi: 10.1109/icacomit.2015.7440146.
- [134] S. Kim, J. Kim, S. Ahn and Y. Kim, "Finger language recognition based on ensemble artificial neural network learning using armband EMG sensors", *Technology and Health Care*, vol. 26, pp. 249-258, 2018.  
doi: 10.3233/thc-174602.
- [135] J. Swets, "Measuring the accuracy of diagnostic systems", *Science*, vol. 240, no. 4857, pp. 1285-1293, 1988.  
doi: 10.1126/science.3287615.
- [136] M. Sokolova, N. Japkowicz and S. Szpakowicz, "Beyond Accuracy, F-Score and ROC: A Family of Discriminant Measures for Performance Evaluation", *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 1015-1021, 2006.  
doi: 10.1007/11941439\_114.
- [137] M. Georgi, C. Amma and T. Schultz, "Recognizing Hand and Finger Gestures with IMU based Motion and EMG based Muscle Activity Sensing", in *Proc. of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, 2015.  
doi: 10.5220/0005276900990108.
- [138] T. Fawcett, "An introduction to ROC analysis", *Pattern Recognition Letters*, vol. 27, no. 8, pp. 861-874, 2006.

doi: 10.1016/j.patrec.2005.10.010.

[139] D. M. Power, "Evaluation: from precision, recall and F-measure to ROC, informedness, markedness and correlation", *Journal of Machine Learning Technologies*, vol. 2, no. 1, pp. 37-63, 2011.

[140] C. Goutte and E. Gaussier, "A Probabilistic Interpretation of Precision, Recall and F-Score, with Implication for Evaluation", *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 345-359, 2005.

doi: 10.1007/978-3-540-31865-1\_25.

[141] Q. Song, H. Jiang and J. Liu, "Feature selection based on FDA and F-score for multi-class classification", *Expert Systems with Applications*, vol. 81, pp. 22-27, 2017.

doi: 10.1016/j.eswa.2017.02.049.

[142] K. Levenberg, "A method for the solution of certain non-linear problems in least squares", *Quarterly of applied mathematics*, vol. 2, no. 2, pp. 164-168, 1944.

doi:10.109/qam/10666.

[143] D. Marquardt, "An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters", *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, vol. 11, no. 2, pp. 431-441, 1963.

doi: 10.1137/0111030.

[144] К. Г. Селиванова, О. Г. Аврунин та А. А. Гелетка, "Математическое моделирование электромиографического сигнала", *Вестник Нац. техн. ун-та "ХПИ"*, т. 1079, № 36, с. 31-39, 2014.

[145] M. Reaz, M. Hussain and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications", *Biological Procedures Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11-35, 2006.

doi: 10.1251/bpo115.

[146] C. Amon, "Design and Evaluation of an EMG-based Recording and Detection System", Pr. thesis, Institute of Electronic Music and Acoustics, University of Music and Performing Arts Graz, Graz, Austria, 2013.

- [147] Understanding Analog-to-Digital Converters: Deciphering Resolution and Sampling Rate, 2016. [Online]. Available: <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/understanding-analog-to-digital-converters-deciphering-resolution-and-sampl>
- [148] К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та К.А. Варданесян, "Інструкція з використання інформаційно-вимірювальної системи sEMG", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8351-19*, 18.07.2012.
- [149] К.П. Вонсевич, та О.А. Притула, "Інструкція з використання інформаційно-вимірювальної системи FMG", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8349-19*, 18.07.2012.
- [150] Т. В. Радина, та А. Ф. Станкевич, *Резонансные и параметрические явления в задачах генерации и распространения лазерного излучения*. Санкт-Петербург, Россия: Издательство Санкт-Петербургского Государственного Университета, 2009.
- [151] К. Tanaka et al., "Compound parabolic concentrator probe for efficient light collection in spectroscopy of biological tissue", *Applied Optics*, vol. 35, no. 4, p. 758, 1996.  
doi: 10.1364/ao.35.000758.
- [152] J. Almeida and D. Liang, "Construction of an array of LEDs coupled to a concentrator for phototherapy", in *Proc. Medical Laser Applications and Laser-Tissue Interactions V*, 2011.  
doi: 10.1364/ecbo.2011.80920k.
- [153] М. О. Безуглий, О. В. Лінючева, Н. В. Безугла, М. В. Бик, та С. А. Костюк, "Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів", *Вісник НТУУ "КПІ". Серія ПРИЛАДОБУДУВАННЯ*, т. 53, № 1, с. 62-69, 2017.
- [154] М. Bezuglyi and N. Bezuglaya, "Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic", in *Proc. SPIE 9032-15*, vol. 2, pp. Q1–Q5, 2013.  
doi: 10.1117/12.2044606.
- [155] М. Bezuglyi, N. Bezuglaya, A. Ventsuryk and K. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol. 10, no. 2, pp. 160-168, 2019.

doi: 10.21122/2220-9506-2019-10-2-160-168.

[156] М.О. Безуглий, Д.В. Ботвиновський, В.В. Зубарєв, та Я.О. Коцур, "Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні", *Методи та прилади контролю якості*, № 27, с. 77-83, 2011.

[157] M.Bezuglyi, N. Bezuglaya, and A. Viruchenko, "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media", in *Proc. IEEE 37th International Conference Electronics and Nanotechnology*, Kyiv, 2017, pp. 321-324.

doi: 10.1109/ELNANO.2017.7939771

[158] K. Vonsevych, M. Bezuglyi and O. Prytula, "OPTICAL FEEDBACK BASED ON THE PHOTOMETRYBY ELLIPSOIDAL REFLECTOR IN BIONIC FINGERS APPLICATION", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63-72, 2019.

doi: 10.20535/kpi-sn.2019.3.175785.

[159] А.И. Капанджи, *Верхняя конечность. Физиология суставов*. Москва, Россия: Эксмо, 2009.

# ДОДАТКИ



## **ДОДАТОК А**

**«Алгоритм функціонування та формування міографічних сигналів руху  
пальцями біонічної руки»**

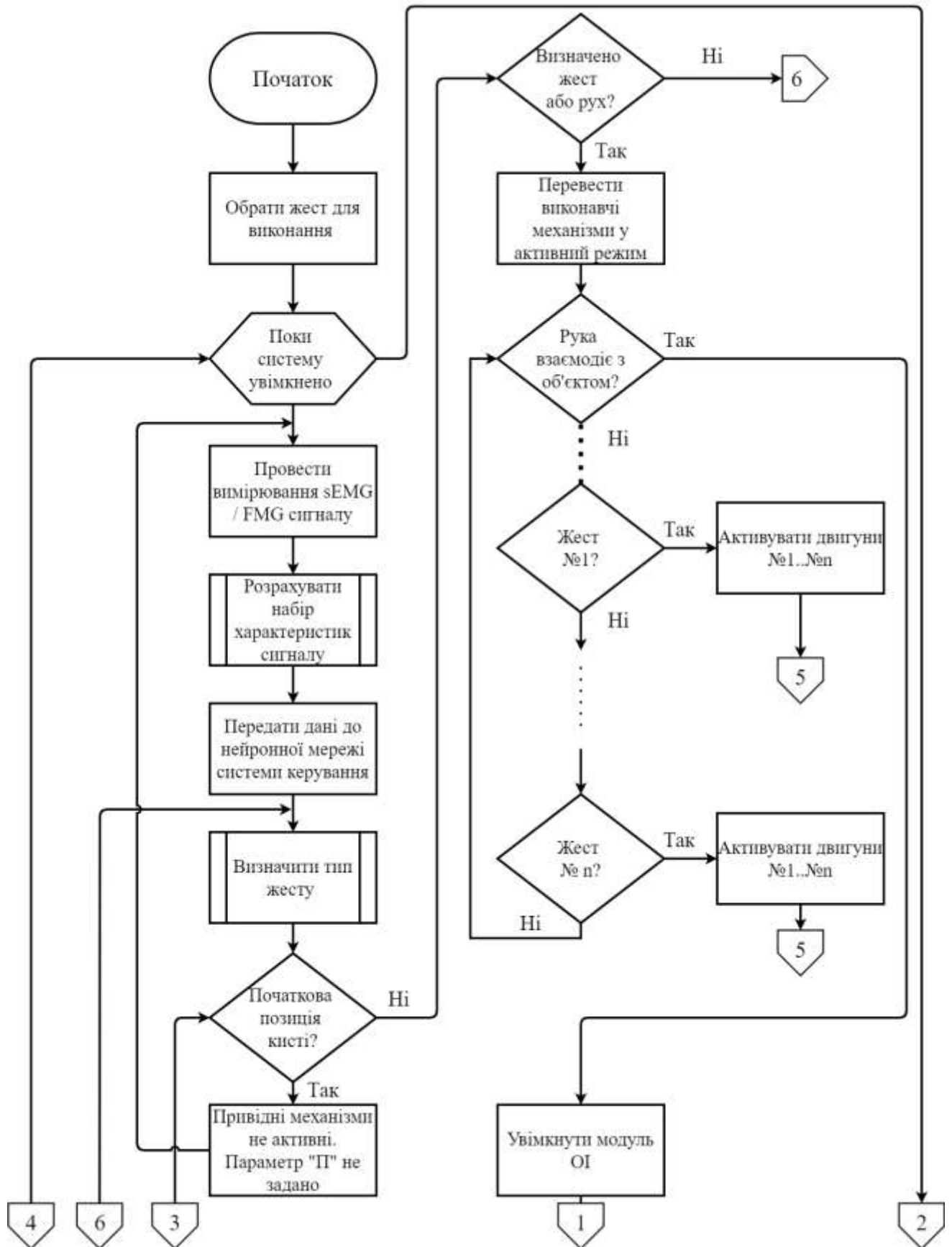


Рисунок А.1 Алгоритм функціонування та формування міографічних сигналів руху пальцями біонічної руки

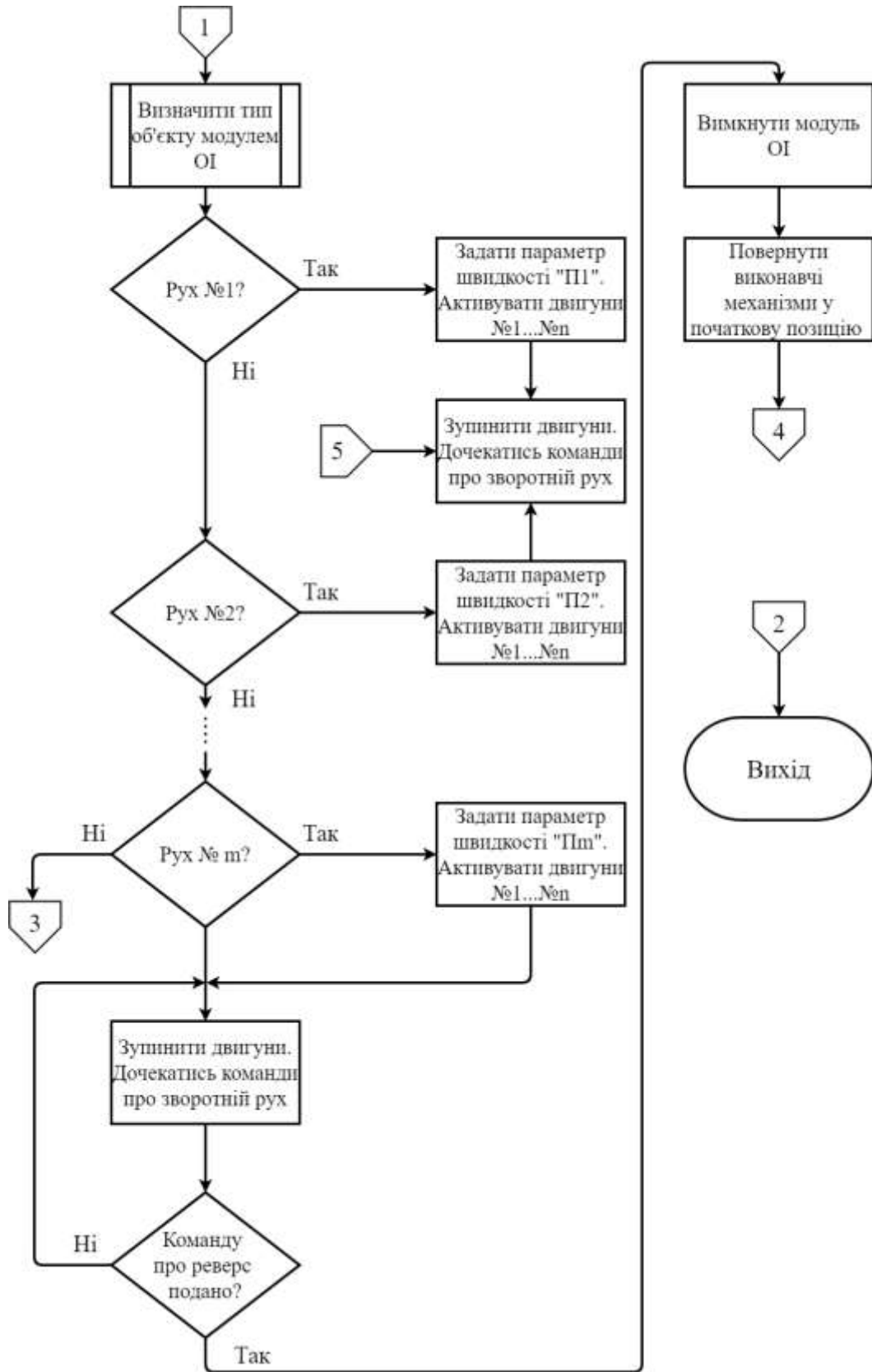


Рисунок А.2 Продовження алгоритму функціонування та формування міографічних сигналів руху пальцями біонічної руки

## **ДОДАТОК Б**

**«Методика роботи у програмному забезпеченні модуля вимірювання sEMG  
сигналів»**

- Робота в програмі розпочинається із увімкнення приладу вимірювання електроміограм (ПВЕ) та запуску робочого файлу програми IMsEMG.exe на виконання. Після завантаження робочого файлу програми «IMsEMG» на екрані ПК відображається початкове вікно інтерфейсу (рис. Б.1).

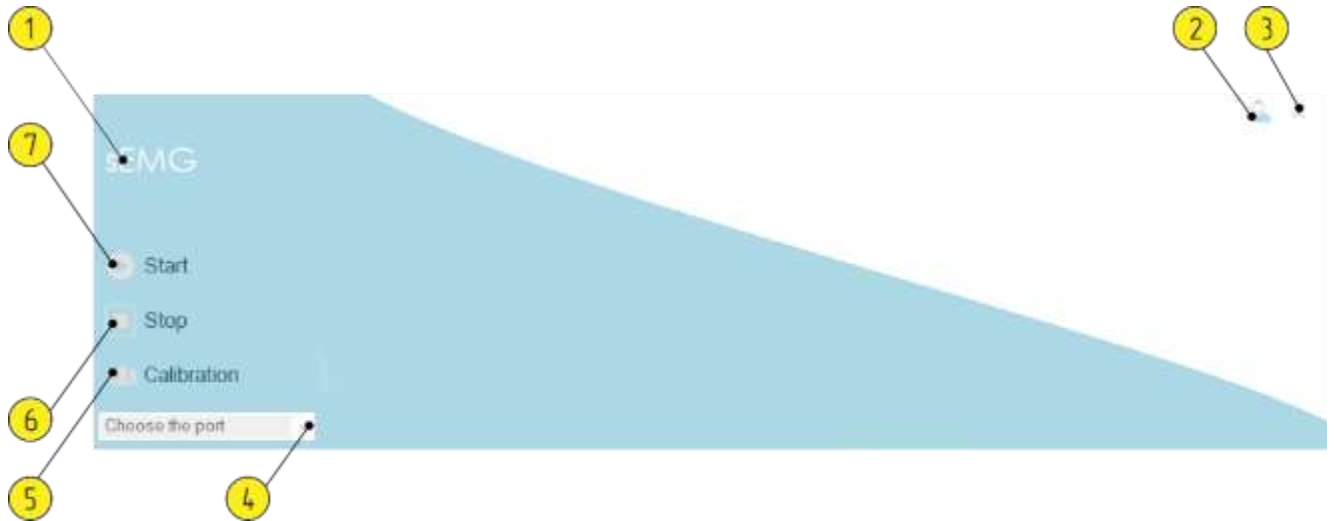


Рисунок Б.1 Загальний вигляд інтерфейсу програми «IMsEMG». 1 – табло із назвою програми; 2 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного; 3 – кнопка виходу з програми; 4 – список активних COM - портів; 5 – кнопка запуску режиму калібрації; 6 – кнопка зупинки процесу вимірювань; 7 – кнопка запуску процесу вимірювань

Після фізичного підключення ПВЕ до ПК, першочергово, шляхом натиснення кнопки **поз. 2** (рис. Б.1), оператору необхідно здійснити перехід до робочого вікна з анкетою піддослідного.

- У вікні із анкетою піддослідного (рис. Б.2) відбувається введення інформації про пацієнта, яка в подальшому буде відображатись у назві теки, в яку буде здійснюватися запис результатів вимірювання сигналів, отриманих із ПВЕ.

Така організація процесу дозволяє оптимізувати роботу програми «IMsEMG» і здійснювати запис отриманих результатів вимірювання в базу даних (БД) окремо для кожного пацієнта. Водночас подальша робота із програмним середовищем «IMsEMG» можлива лише при умові, що всі поля анкети (рис. Б.2; **поз. 1, поз. 5-**

поз. 7) будуть заповнені та збережені шляхом натиснення кнопки «**Save**» (рис. Б.2, поз. 4).

В полі «**Profile #**» (рис. Б.2, поз. 1) вказується порядковий номер анкети, «**Name**» (рис. Б.2, поз. 7) – прізвище або ім'я піддослідного, «**Age**» (рис. Б.2, поз. 6) – вік піддослідного, а в полі «**Gender**» (рис. Б.2, поз. 5) – вибір статі пацієнта: «**F**» – жінка, «**M**» – чоловік.

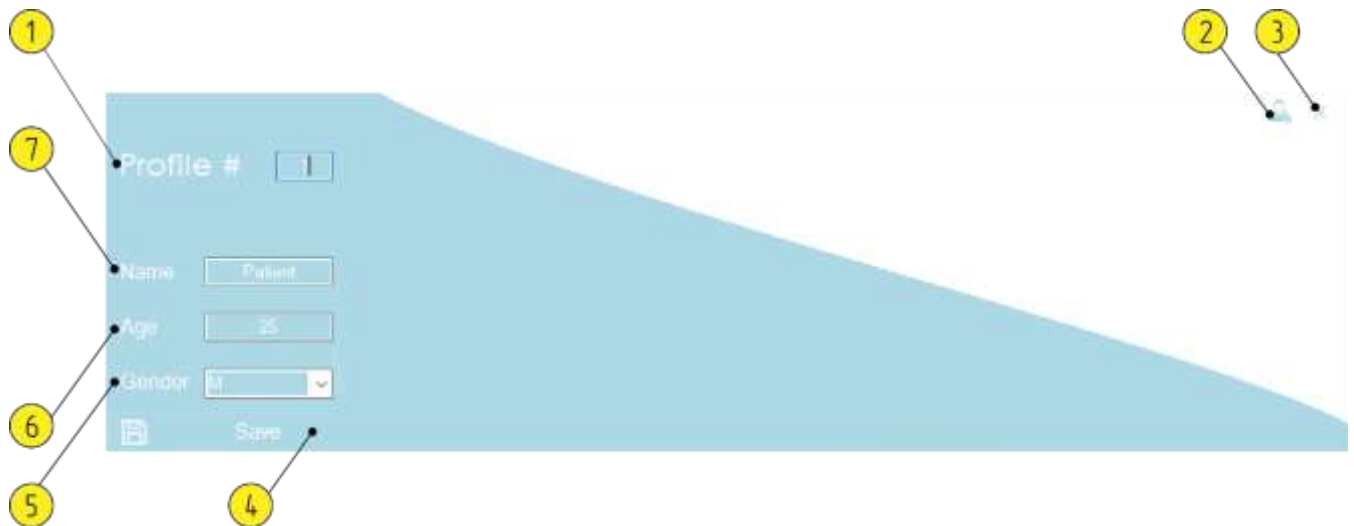


Рисунок Б.2 Робоче вікно програми «IMsEMG» з анкетною піддослідного. 1 – порядковий номер анкети; 2 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного(повернення до початкового вікна інтерфейсу); 3 – кнопка виходу з програми; 4 – кнопка збереження інформації в анкеті; 5 – стать піддослідного; 6 – вік піддослідного; 7 – ім'я або прізвище піддослідного

Після заповнення анкети пацієнта оператору програми «IMsEMG» надається можливість вибору доступних COM-портів, до одного з яких може бути під'єднаний COM-USB перетворювач ПВЕ, з допомогою якого здійснюється передача вимірних даних до ПК. В свою чергу, обраний COM-порт дозволяє подальше увімкнення обов'язкового процесу калібрації ПВЕ та активує «кнопку запуску режиму калібрації» (рис. Б.3. Поз. 5).

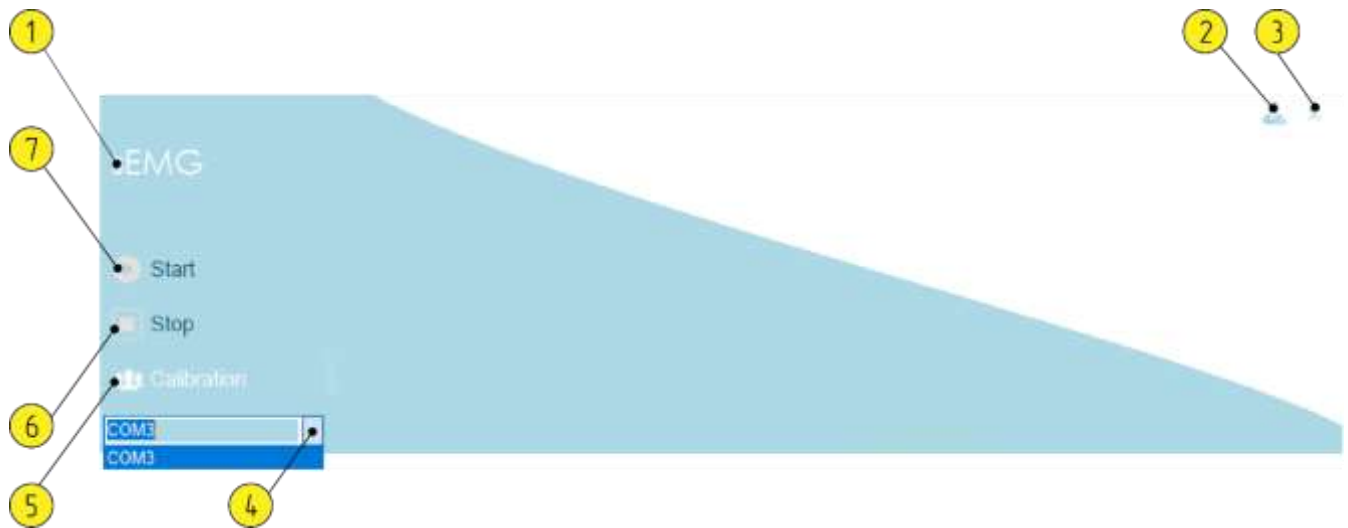


Рисунок Б.3 Список активних СОМ-портів доступних після заповнення анкети піддослідного

- При роботі у «режимі калібрації» (рис. Б.4), на інформаційному табло (рис. Б.4, **поз. 3**), здійснюється візуалізація графіку сигналу, що отриманий з ПВЕ. Окрім того, на «панелі із зображенням жестів» (рис. Б.4, поз. 6), в режимі реального часу відображається жест, якому відповідає виміряний за допомогою ПВЕ електроміографічний сигнал. Для додаткової зручності та контролю за «режимом калібрації» на робочому вікні (рис. Б.4) розміщено «відсотковий індикатор процесу калібрування» (рис. Б.4, поз. 2), котрий надає можливість оператору слідкувати за відрізком часу, що залишився для проведення калібрування.

Одразу після того, як індикатор заповниться на 100%, програма «IMsEMG» здійснить вихід із режиму калібрування, повернеться до початкового загального вигляду інтерфейсу (рис. Б.1) і активує доступ до «кнопки запуску процесу вимірювань» (рис. Б.4, **поз. 10**).

- Після запуску режиму «проведення вимірювань», шляхом натиснення кнопки «**Start**» (рис. Б.5, **поз. 10**), подібно до «режиму калібрації», програмою здійснюється виведення графіку виміряного сигналу та візуалізація відповідного йому жесту в умовах реального часу.

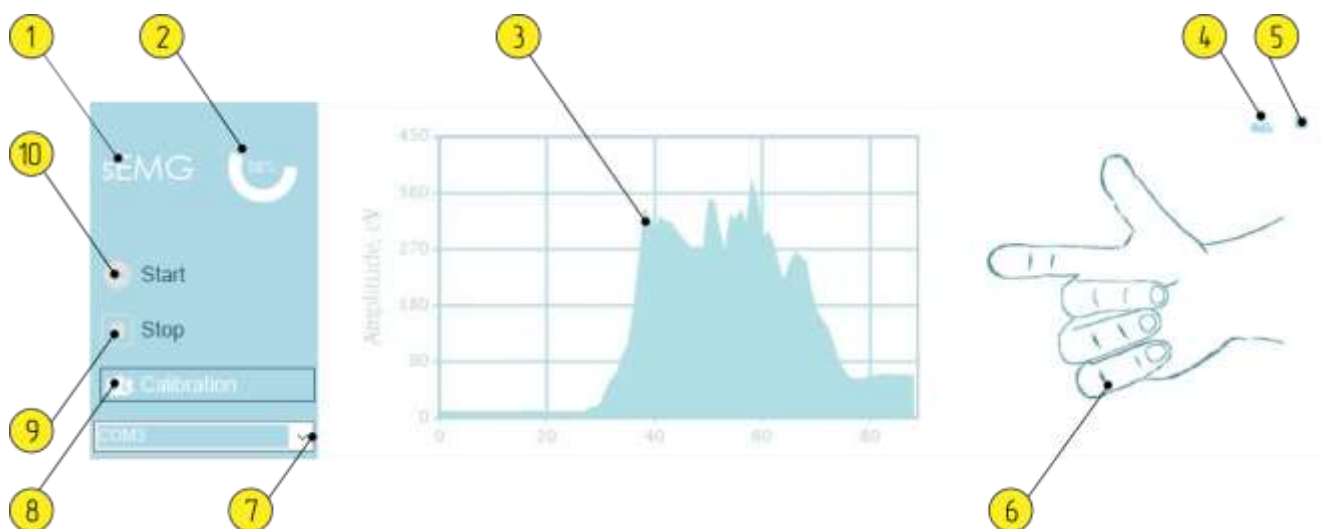


Рисунок Б.4 Робоче вікно «режиму калібрації». 1 – табло із назвою програми; 2 – відсотковий індикатор процесу калібрування; 3 – інформаційне табло із графіком сигналу; 4 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного; 5 – кнопка виходу з програми; 6 – панель із зображенням жестів; 7 – список активних COM - портів; 8 – кнопка запуску режиму калібрації; 9 – кнопка зупинки процесу вимірювань; 10 – кнопка запуску процесу вимірювань

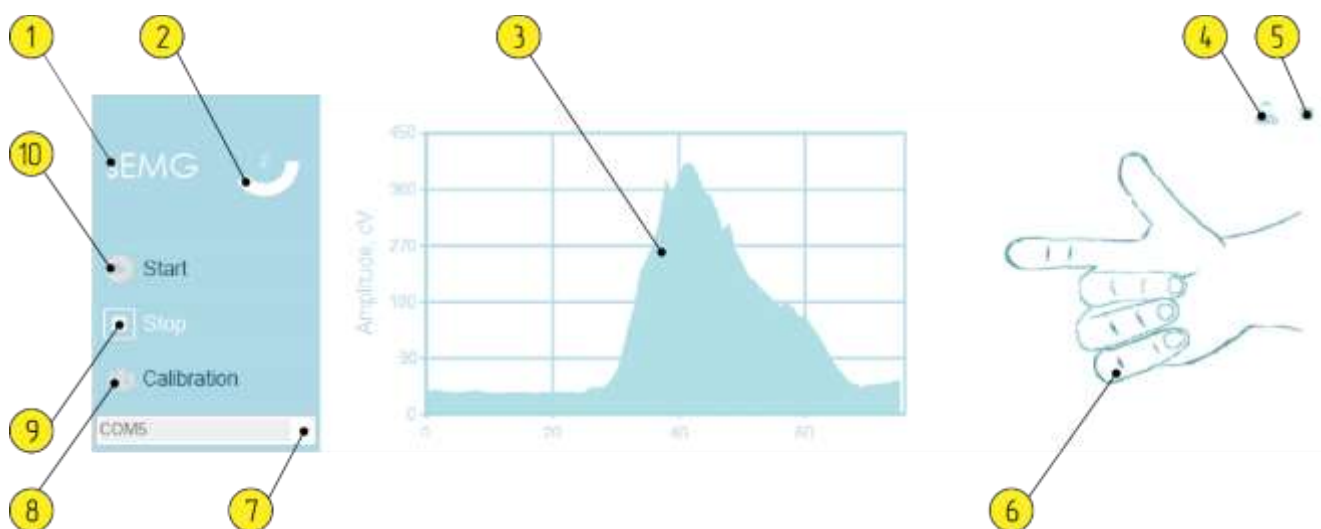


Рисунок Б.5 Робоче вікно режиму «проведення вимірювань». 1 – табло із назвою програми; 2 – лічильник кількості ітерацій; 3 – інформаційне табло із графіком сигналу; 4 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного; 5 – кнопка виходу з програми; 6 – панель із зображенням жестів; 7 – список активних COM - портів; 8



- кнопка запуску режиму калібрації; 9 – кнопка зупинки процесу вимірювань; 10
- кнопка запуску процесу вимірювань

Кількість здійснених ітерацій для кожного виду жесту, що може бути виконаний піддослідним, зображується за допомогою «лічильника кількості ітерацій» (рис. Б.5, поз. 2). Роботу лічильника влаштовано таким чином, що після того як кількість здійснених ітерацій досягатиме п'яти – його динамічне табло циклічно повертатиметься у початкове положення, а кількість здійснених ітерацій буде обнулятися.

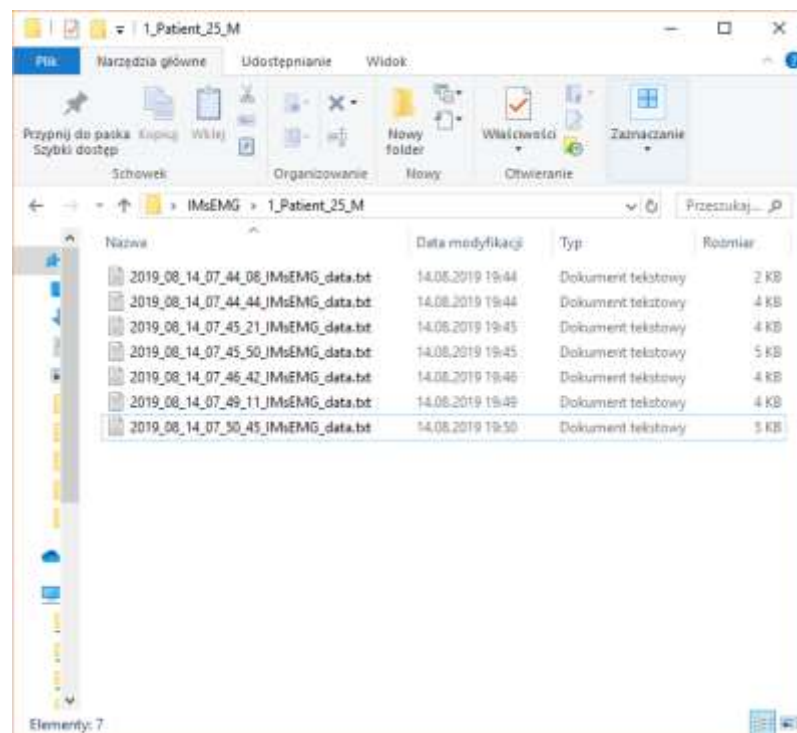


Рисунок Б.6 Вигляд робочої теки піддослідного у системі «IMsEMG»

- Зупинка режиму «проведення вимірювань» здійснюється шляхом натиснення кнопки «**Stop**» (рис. Б.5, поз. 9). Одночасно з цим, після натиснення кнопки зупинки процесу вимірювань, у робочій теці піддослідного (рис. Б.6) програмою створюється текстовий файл із набором значень, отриманих з ПВЕ під час виконання відповідних жестів. Водночас в назві створеного текстового файлу відображається дата та час проведення вимірювань.

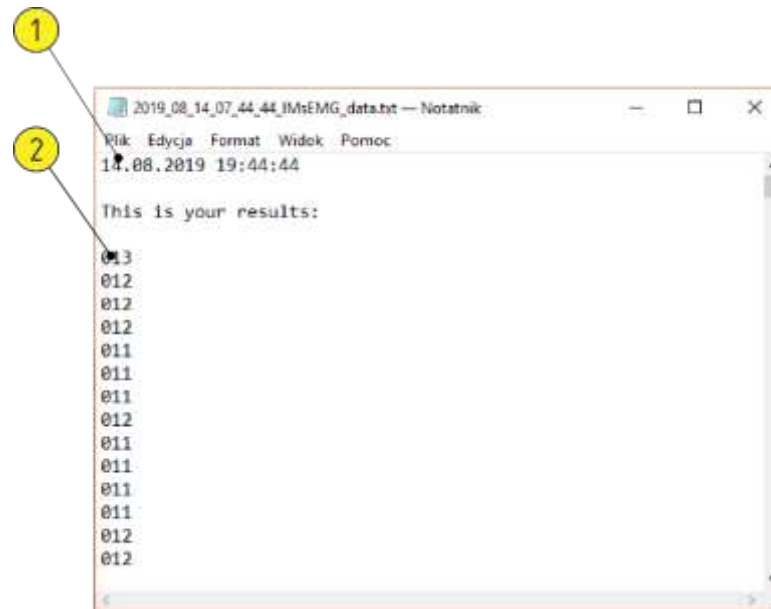


Рисунок Б.7 Структура текстового файлу із результатами вимірювань

Для додаткової зручності структуризації виміряних даних, окрім пакету числових значень, отриманих з ПВЕ (рис. Б.7, **поз. 2**), в середині текстового файлу також записується дата та час проведення вимірювань (рис. Б.7, **поз. 1**).

## **ДОДАТОК В**

**«Методика роботи у програмному забезпеченні модуля вимірювання FMG  
сигналів»**

- Робота в програмі розпочинається із увімкнення приладу вимірювання force-міограм електроміограм (ПВФМ) та запуску робочого файлу програми IMFMG.exe на виконання. Після завантаження робочого файлу програми «IMFMG» на екрані ПК відображається початкове вікно інтерфейсу (рис. В.1).

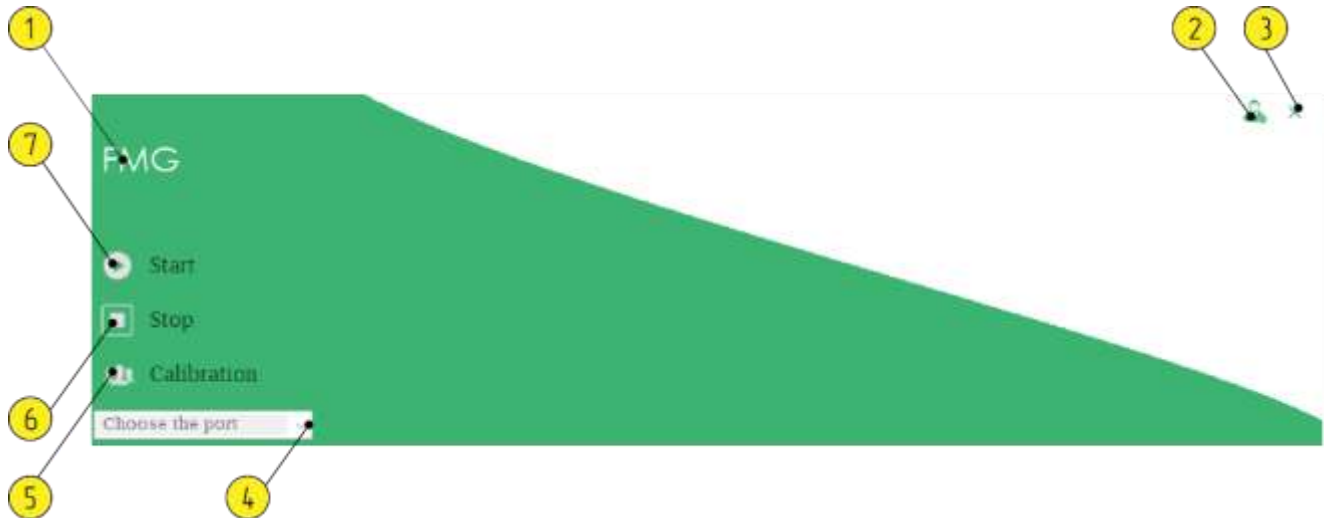


Рисунок В.1 Загальний вигляд інтерфейсу програми «IMFMG». 1 – табло із назвою програми; 2 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного; 3 – кнопка виходу з програми; 4 – список активних СОМ - портів; 5 – кнопка запуску режиму калібрації; 6 – кнопка зупинки процесу вимірювань; 7 – кнопка запуску процесу вимірювань

Після фізичного підключення ПВФМ до ПК, першочергово, шляхом натиснення кнопки **поз. 2** (рис. В.1), оператору необхідно здійснити перехід до робочого вікна з анкетою піддослідного.

- У вікні із анкетою піддослідного (рис. В.2) відбувається введення інформації про пацієнта, яка в подальшому буде відображатись у назві теки, в яку буде здійснюватися запис результатів вимірювання сигналів, отриманих із ПВФМ.

Така організація процесу дозволяє оптимізувати роботу програми «IMFMG» і здійснювати запис отриманих результатів вимірювання в базу даних (БД) окремо для кожного пацієнта. Водночас подальша робота із програмним середовищем «IMFMG» можлива лише при умові, що всі поля анкети (рис. В.2; **поз. 1, поз. 5-поз.**

7) будуть заповнені та збережені шляхом натиснення кнопки «**Save**» (рис. В.2, поз. 4).



Рисунок В.2 Робоче вікно програми «IMFMG» з анкетою піддослідного. 1 – порядковий номер анкети; 2 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного(повернення до початкового вікна інтерфейсу); 3 – кнопка виходу з програми; 4 – кнопка збереження інформації в анкеті; 5 – стать піддослідного; 6 – вік піддослідного; 7 – ім'я або прізвище піддослідного

В полі «**Profile #**» (рис. В.2, поз. 1) вказується порядковий номер анкети, «**Name**» (рис. В.2, поз. 7) – прізвище або ім'я піддослідного, «**Age**» (рис. В.2, поз. 6) – вік піддослідного, а в полі «**Gender**» (рис. В.2, поз. 5) – вибір статі пацієнта: «**F**» – жінка, «**M**» – чоловік.

Після заповнення анкети пацієнта оператору програми «IMFMG» надається можливість вибору доступних COM-портів, до одного з яких може бути під'єднаний COM-USB перетворювач ПВФМ, з допомогою якого здійснюється передача вимірних даних до ПК. В свою чергу, обраний COM - порт дозволяє подальше увімкнення обов'язкового процесу калібрації ПВФМ та активує «кнопку запуску режиму калібрації» (рис. В.3. Поз. 5).



Рисунок В.3 Список активних СОМ-портів доступних після заповнення анкети піддослідного

- При роботі у «режимі калібрації» (рис. В.4), на інформаційному табло (рис. В.4, поз. 3), здійснюється візуалізація графіку сигналу, що отриманий з ПВФМ. Окрім того, на «панелі із зображенням жестів» (рис. В.4, поз. 6), в режимі реального часу відображається жест, якому відповідає виміряний за допомогою ПВФМ форс-міографічний сигнал. Для додаткової зручності спостереження за «режимом калібрації» у робочому вікні (рис. В.4) розміщено «відсотковий індикатор процесу калібрування» (рис. В.4, поз. 2), котрий надає можливість оператору відслідковувати відрізок часу, що залишився для проведення калібрування.

Одразу після того, як індикатор заповниться на 100%, програма «IMFMG» здійснить вихід із режиму калібрування, повернеться до загального вигляду інтерфейсу (рис. В.1) і активує доступ до «кнопки запуску процесу вимірювань» (рис. В.4, поз. 10).

- Після запуску режиму «проведення вимірювань», шляхом натиснення кнопки «Start» (рис. В.5, поз. 10), подібно до «режиму калібрації», програмою здійснюється виведення графіку виміряного сигналу та візуалізація відповідного йому жесту в умовах реального часу.

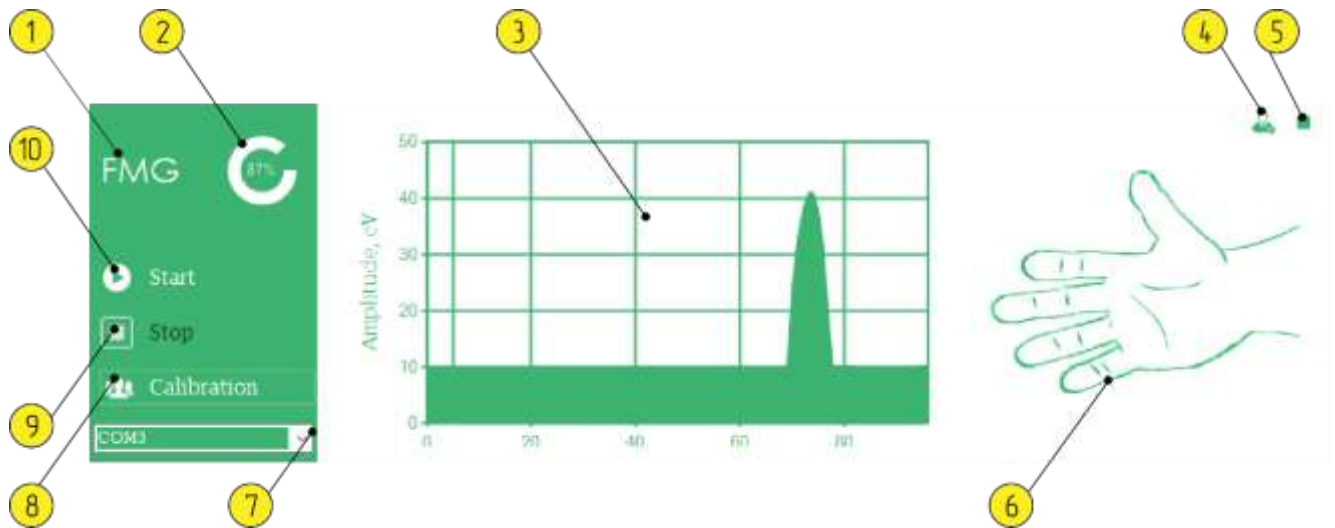


Рисунок В.4 Робоче вікно «режиму калібрації». 1 – табло із назвою програми; 2 – відсотковий індикатор процесу калібрування; 3 – інформаційне табло із графіком сигналу; 4 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного; 5 – кнопка виходу з програми; 6 – панель із зображенням жестів; 7 – список активних СОМ - портів; 8 – кнопка запуску режиму калібрації; 9 – кнопка зупинки процесу вимірювань; 10 – кнопка запуску процесу вимірювань

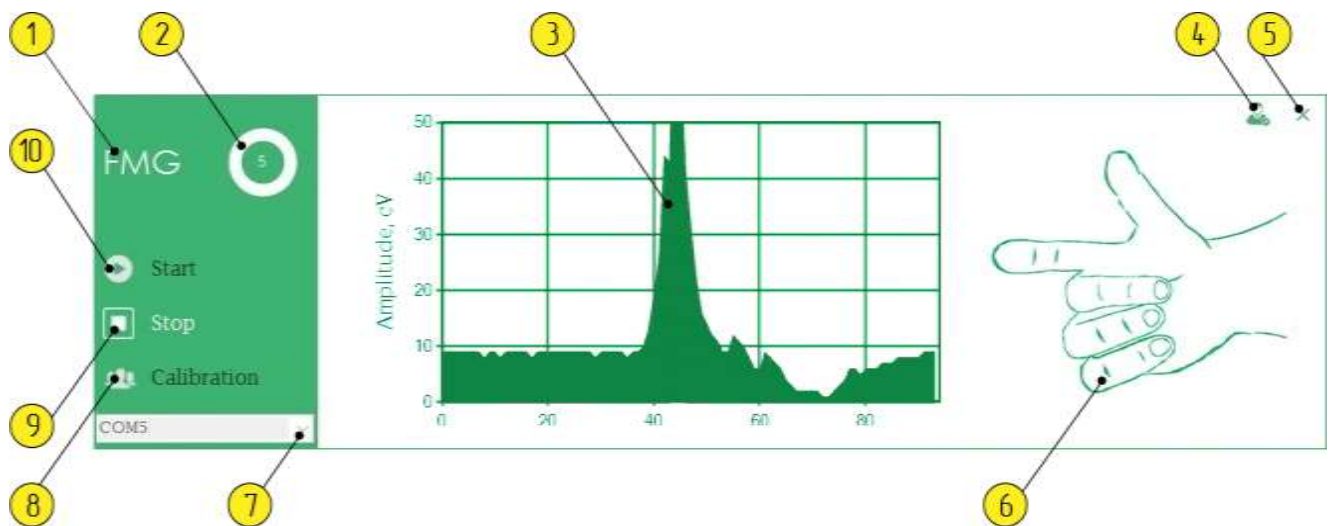


Рисунок В.5 Робоче вікно режиму «проведення вимірювань». 1 – табло із назвою програми; 2 – лічильник кількості ітерацій; 3 – інформаційне табло із графіком сигналу; 4 – кнопка переходу до вікна анкети піддослідного; 5 – кнопка виходу з програми; 6 – панель із зображенням жестів; 7 – список активних СОМ - портів; 8 – кнопка запуску режиму калібрації; 9 – кнопка зупинки процесу вимірювань; 10 – кнопка запуску процесу вимірювань

Кількість здійснених ітерацій для кожного виду жесту, що може бути виконана піддослідним, зображується за допомогою «лічильника кількості ітерацій» (рис. В.5, поз. 2). Роботу лічильника влаштовано таким чином, що після того як кількість здійснених ітерацій досягатиме п'яти – його динамічне табло циклічно повертатиметься у початкове положення, а кількість здійснених ітерацій буде обнулятися.

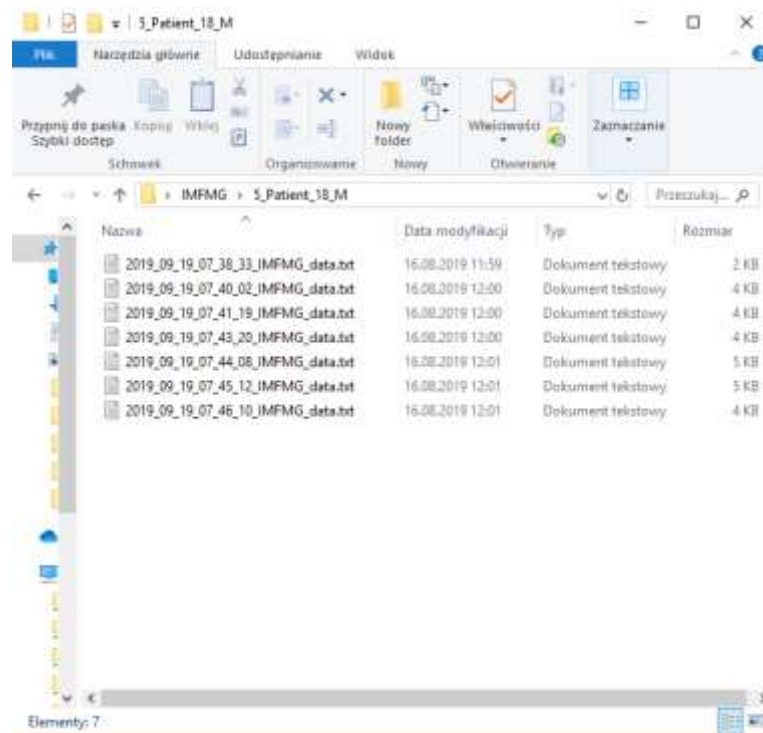


Рисунок В.6 Вигляд робочої теки піддослідного у системі «IMFMG»

- Зупинка режиму «проведення вимірювань» здійснюється шляхом натиснення кнопки «**Stop**» (рис. В.5, поз. 9). Одночасно з цим, після натиснення кнопки зупинки процесу вимірювань, у робочій теці піддослідного (рис. В.6) програмою створюється текстовий файл із набором значень, отриманих з ПВФМ під час виконання відповідних жестів. Водночас в назві створеного текстового файлу відображається дата та час проведення вимірювань.



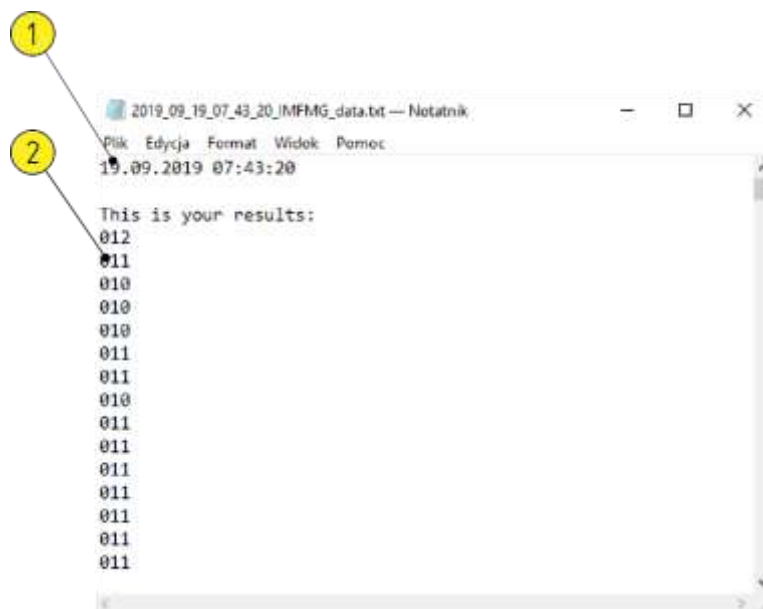


Рисунок В.7 Структура текстового файлу із результатами вимірювань

Для додаткової зручності компонування виміряних даних, окрім пакету числових значень, отриманих з ПВФМ (рис. В.7, **поз. 2**), в середині текстового файлу також записується дата та час проведення вимірювань (рис. В.7, **поз. 1**).

## **ДОДАТОК Г**

**«Антропометричні дані пацієнтів»**

Таблиця Г.1 Антропометричні дані пацієнтів

№	Група	Категорія	Стать	Домінантна рука	Структура тіла	Наявність травм	Вік	Зріст (см)	Вага (кг)
1	II	1	Ж	П	Надвага	Немає	21	174	64
2	II	1	Ч	П	Атлетична	Є	21	176	76
3	II	1	Ж	П	Нормальна	Немає	21	166	54
4	II	1	Ч	Л	Надвага	Немає	22	192	109
5	II	1	Ч	Л	Надвага	Немає	24	193	105
6	II	1	Ч	П	Нормальна	Немає	25	177	79
7	II	1	Ч	П	Надвага	Є	26	178	82
8	II	2	Ж	П	Нормальна	Немає	42	167	70
9	II	2	Ж	П	Надвага	Немає	49	155	60
10	II	2	Ч	Л	Надвага	Є	50	176	92

**ДОДАТОК Г**  
**«Акти практичного впровадження»**



ТОВ «МЕДХОЛДІНГ», 01001, м.Київ, вул.Михайлівська, 24-В, 01032 м.Київ-32, в/с 79, тел./факс (044) 278-89-70, 278-89-72  
 ЄДРПОУ 38406011, р/р 26006222173 в АБ «УКРГАЗБАНК», м.Київ

Вих. №08/10  
 Від 07.10.19р.

**Акт використання  
 результатів кандидатської дисертаційної роботи  
 Вонсевича Костянтина Петровича**

**на тему «Міографічна система біонічної руки з оптичною ідентифікацією  
 типу поверхні»**

Прикладні результати, що отримані у ході виконання дисертаційного дослідження в напрямку вдосконалення існуючих методів та засобів міографічних систем керування, модулів реєстрації електроміографічного і форс-міографічного сигналів м'язів верхньої кінцівки людини, методики аналізу та розпізнавання жестів кисті, неінвазивних методів реєстрації сигналів оптичного зворотного зв'язку, створення аналітичних програмних засобів для аналізу і класифікації міографічних сигналів та амплітуди сигналів оптичного випромінювання є важливим кроком для впровадження в медичну практику ефективних біонічних протезних пристроїв.

Дослідження, проведені в ході реальних експериментів по вивченню властивостей та функціональних можливостей міографічних модулів, дозволили визначити взаємозв'язок між вимірними ЕМГ та форс-ЕМГ сигналами та їх часовими характеристиками з метою розпізнавання окремих жестів руки людини. Зокрема, в дисертаційному дослідженні представлені теоретичні та практичні особливості методу застосування показників максимального значення амплітуди сигналу (Peak), дисперсії (VAR) та середнього абсолютного відхилення (MAD) для класифікації функціональних рухів кисті за допомогою структури штучної нейронної мережі впровадженої в міографічний модуль, що використані в практичній діяльності нашої компанії.

Результати дисертаційного дослідження також можуть бути застосовувані в перспективних розробках ТОВ «МЕДХОЛДІНГ» при вдосконаленні та налаштуванні обладнання з електричними міографічними вимірювальними системами та біонічного протезування.

Директор ТОВ «МЕДХОЛДІНГ»  
 Сергієнко

Провідний фахівець Солом'янчук Д.С.

Провідний фахівець Оляницький С.В.



*(Handwritten signatures and initials of the signatories)*

**« З А Т В Е Р Д Ж У Ю »**

Перший проректор  
Національного технічного  
університету України  
«Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського»  
акад. НАН України, д.т.н., проф.  
Ю.І. Якименко  
2020 р.



**АКТ ВИКОРИСТАННЯ**

результатів дисертаційної роботи асистента кафедри виробництва приладів,  
Вонсевича К.П. у навчальний процес КПІ ім. Ігоря Сікорського

Ми, що нижче підписалися, заступник декана з наукової роботи ПБФ В.І. Микитенко, голова методичної комісії ПБФ М.В. Філіппова, в.о. завідувача кафедри виробництва приладів В.С. Антонюк склали цей акт про те, що результати наукових досліджень за темою кандидатської дисертаційної роботи Вонсевича Костянтина Петровича «Міографічна система біонічної руки з оптичною ідентифікацією типу поверхні» використовуються у навчальному процесі КПІ ім. Ігоря Сікорського, який здійснює кафедра виробництва приладів для забезпечення освітньо-професійних програм «Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів» та «Біомедичні прилади та інформаційні системи».

Найменування використаного результату	Форма використання та досягнутий фактичний ефект
Макети міографічних приладів для вимірювання біологічного сигналу на базі мікропроцесорної техніки та комп'ютерно-інтегрована система аналізу сигналів і класифікації жестів руки людини із використанням штучних нейронних мереж, а також програмне забезпечення і макет-модулю для ідентифікації контактних поверхонь.	Матеріали дисертаційної роботи використані у вигляді обладнання та дидактичного забезпечення нових практичних робіт для дисциплін (кредитного модулю) «Перетворювачі фізичних величин» і «Мікропроцесорна техніка». Постановка нових практичних робіт з залученням зазначених результатів дозволила підвищити рівень практичного оволодіння теоретичними знаннями в напрямку сучасних інформаційних технологій при побудові систем вимірювання і аналізу біологічних та оптичних сигналів.

Заступник декана ПБФ з  
наукової роботи,  
к.т.н., доцент

Голова методичної  
комісії ПБФ,  
к.т.н., доцент

В.о. завідувача кафедри  
виробництва приладів, д.т.н., професор

В.І. Микитенко

М.В.Філіппова

В.С. Антонюк

**Додаток Д**

**«Список публікацій здобувача»**

За результатами досліджень опубліковано 25 наукових праць, у тому числі 1 колективна монографія, статті у наукових фахових виданнях (з них 1 стаття у виданні іноземних держав; 4 у виданнях України, що включені до міжнародних науко метричних баз), 3 свідоцтва на реєстрацію авторського права, 16 тез доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

1. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski and J. Awrejcewicz, "Features of low-channel sEMG and FMG control systems for the biomechatronic solution of human fingers replacement", *Engineering Dynamics and Life Sciences*, Lodz: DAB&M of TUL Press, pp. 567-578, 2017.

Здобувачу належить розробка принципів функціонування вимірювального засобу для force-міографії.

2. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки", *Перспективні технології та прилади*, №10, с. 32 – 37, 2017. **(видання України включене до міжнародної наукометричної бази Google Scholar).**

Здобувачу належить ідея схемо-технічної та програмної реалізації електроміографічного модуля вимірювання біологічних сигналів.

3. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №1, с. 45 – 53, 2018 **(видання України включене до міжнародних наукометричних баз DOAJ, EBSCO, WorldCat, J-Gate, Google Scholar, Chemical Abstracts Plus (CASSI), OpenAIRE, Ulrich's periods Directory, BASE, Miar, WCOSJ).**

Здобувачу належить ідея практичного застосування результатів комбінованого розрахунку параметрів електроміографічного сигналу та обґрунтування вибору моделі його класифікації.

4. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23–33, 2019 **(видання**



**України включене до наукометричної бази Scopus, відноситься до третього квартиля Q3).**

Здобувачу належить обґрунтування вибору моделі класифікації біологічних сигналів для системи біонічного протезу та аналіз достовірності класифікації міографічних сигналів методом штучних нейронних мереж для обмеженого набору фізіологічних жестів кисті руки.

5. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160–168, 2019 **(закордонне видання включене до наукометричної бази Web of Science).**

Здобувачу належить аналіз відбиваючих властивостей біологічних тканин на визначених довжинах хвиль.

6. К.П. Vonsevych, М.А. Bezuglyi, and О.А. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019 **(видання України включене до міжнародних наукометричних баз DOAJ, EBSCO, WorldCat, J-Gate, Google Scholar, Chemical Abstracts Plus (CASSI), OpenAIRE, Ulrich's periods Directory, BASE, Miar, WCOSJ).**

Здобувачу належить розробка схеми класифікації видів зворотного зв'язку в біонічних протезах, ідея схемо-технічної реалізації системи оптичної ідентифікації для біонічного протезу пальця, розробка моделі штучної нейронної мережі для розпізнавання сигналів відбитого від окремих видів поверхонь оптичного випромінювання.

7. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, "Інструкція з використання «IMFMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8349-19*, 01.10.2019. **Здобувачу належить розробка коду програмного забезпечення «IMFMG».**

8. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та М.О. Безуглий, "Інструкція з використання «IMFeed»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8350-19*, 01.10.2019. **Здобувачу належить розробка коду програмного забезпечення «IMFeed»**

9. К.П. Вонсевич, О.А. Притула, та К.А. Варданесян, "Інструкція з використання «IMsEMG»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 8351-19*, 01.10.2019. Здобувачу належить розробка коду програмного забезпечення «IMsEMG».

10. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглий, "Особенности бионического протезирования верхних конечностей", на 9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016», Минск, 2016, с.36 – 37. Здобувачу належить огляд та обґрунтування основних особливостей та структурних елементів, що необхідні для функціонування біонічного протезу.

11. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглий, "Бионическое протезирование пальцев рук", на 10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2016, с.214. Здобувачу належить аналіз особливостей біонічного протезування пальців рук, та опис характерних складових системи біонічних пальців.

12. К.Р. Vonsevych, М.А. Bezuglyi, "Electromyographic indicators for bionic prosthetics of fingers", на 15-й Міжнародній науково-технічній конференції «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи», Київ, 2016, с.138-139. Здобувачу належить опис характерних показників електроміограми, що можуть бути використані у біонічному протезуванні пальців рук.

13. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглий "Модель классификации движений пальцев рук для протезного применения», на 10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017», Минск, 2017, с. 225-226. Здобувачу належить обґрунтування параметрів та структури штучної нейронної мережі для класифікації рухової активності пальців рук.

14. К. Vonsevych, М. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Biomechatronic solution for human fingers replacement", in Proc. 14-th international conference «Dynamical systems: theory and applications», Lodz, 2017, p. 392. Здобувачу належить огляд існуючих рішень та принципів побудови систем для біонічного протезування пальців.

15. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглый, "Force-міографічна система керування біонічним протезом пальців руки", на XVII Міжнародній науково-технічній конференції «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи», Київ, 2018, с.130-131. Здобувачу належить ідея використання Force-міографії у системі керування біонічним протезом пальців руки.

16. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Force-миография в распознавании жестов рук", на 11-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2018, с.83. Здобувачу належить ідея використання методу Force-міографії при вимірюванні сигналів та класифікації окремих жестів рук.

17. Ю.В. Лобур, К.П. Вонсевич, "Реализация системы обратной связи в миоэлектрическом протезном устройстве", на 11-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2018, с.139. Здобувачу належить розробка принципів функціонування системи зворотного зв'язку в біонічному протезі.

18. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Особенности Force-миографического метода диагностики руховой активности м'язів", на XI науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», Київ, 2018, с.366-369. Здобувачу належить ідея застосування методу Force-міографії для моніторингу активності м'язів руки.

19. Ю.В. Лобур, К.П. Вонсевич, "Модуль неінвазійного зворотного зв'язку в системі штучного пальця", на XIV Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2018, с. 288-290. Здобувачу належить розробка алгоритму функціонування модуля неінвазійного зворотного зв'язку в системі біонічного пальця.

20. К.А. Варданесян, К.П. Вонсевич, "Одноканальный измерительный модуль EMG-сигналов", на 12-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития

приборостроения», Минск, 2019, с.109. Здобувачу належить розробка функціональної схеми для модуля вимірювання електроміографічного сигналу.

21. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Электронно-оптический модуль определения типа поверхности для протеза верхней конечности", на 12-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.142. Здобувачу належить розробка функціональної схеми електронно-оптичного модуля для протезу верхньої кінцівки.

22. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Пьезо-сенсор для Force-миографии", на 12-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2019, с.143. Здобувачу належить ідея застосування п'єзоелектричного сенсору для вимірювання Force-міографічного сигналу.

23. К.А. Варданесян, К.П. Вонсевич, "Особенности измерения и анализа сигналов в биоэлектрических протезах верхних конечностей", на 12-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2019», Минск, 2019, с. 140-142. Здобувачу належить огляд характерних особливостей вимірювання та аналізу міо-сигналів у біонічному протезуванні кінцівок.

24. К.А. Варданесян, К.П. Вонсевич, "Система электромиографу для биоэлектричного протезування руки", на XV Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2019, с. 310-313. Здобувачу належить схемо-технічна реалізація електроміографу для біонічного протезу руки.

25. О.А. Притула, К.П. Вонсевич, "Особенности использования п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків при дослідженні рухової активності м'язів методом Force-міографії", на XV Науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2019, с. 385-388. Здобувачу належить ідея та вибір основних параметрів для порівняння п'єзоелектричного та тензорезистивного датчиків, як сенсорів для Force-міографії.