

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

Ковалик Сергій Васильович

УДК 615.477.2:621.391:004.93

ДИСЕРТАЦІЯ

**МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВІДБОРУ Й ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ
ЗАДАЧІ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ КИСТІ ЛЮДИНИ**

163 – Біомедична інженерія

16 – Хімічна та біоінженерія

Подається на здобуття ступеня доктора філософії

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

_____ /С.В. Ковалик/

Науковий керівник
кандидат технічних наук, доцент
Дедів Леонід Євгенович

АНОТАЦІЯ

Ковалик С.В. Методи та засоби відбору й обробки біосигналів для задачі керування біонічним протезом кисті людини. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2026.

Підготовка здійснювалась на кафедрі біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

У дисертаційній роботі вирішено актуальне наукове завдання – розроблення методів та засобів відбору й обробки біосигналів, якими є сигнали поверхневої електроміографії та п'єзосигнали системи сенсорного зворотного зв'язку, для задачі керування біонічним протезом кисті людини.

У вступі розкрито актуальність теми дослідження. Показано зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Сформовано мету та основні завдання дослідження, виокремлено об'єкт та предмет дослідження. Охарактеризовано використані методи дослідження. Сформовано наукову новизну отриманих результатів та їх практичне значення. Наведено особистий внесок здобувача в працях, які опубліковані за результатами виконання дисертаційного дослідження та результати апробації матеріалів дисертації. Описано структуру та обсяг дисертації.

У першому розділі проведено комплексний аналіз теоретичних основ побудови систем керування біонічними протезами кисті та визначено ключові напрямки їх розвитку. Показано, що ефективне керування біонічним протезом можливе лише за умови реалізації замкнутого контуру керування, який поєднує моторні сигнали та сенсорний зворотний зв'язок. Проаналізовано сучасні концепції реалізації сенсорного зворотного зв'язку та показано їхні недоліки чи обмеження в плані застосування в системах керування біонічними протезами. Встановлено, що

основним неінвазивним джерелом інформації для керування біонічними протезами є сигнали поверхневої електроміографії, а існуючі методи реєстрації таких сигналів мають обмеження, пов'язані з якістю контакту електродів, впливом артефактів та індивідуальними особливостями користувача, що обумовлює доцільність застосування багатоканальних систем та адаптивних методів обробки сигналів. Проведено аналіз основних поширених методів обробки сигналів поверхневої електроміографії для керування біонічними протезами кисті людини, визначено їх недоліки та встановлено, що необхідним є розроблення методів обробки таких сигналів на основі методу прямого керування, із можливістю використання мультиелектродної системи реєстрації, а також введення контура сенсорного зворотного зв'язку на основі реалізації функції тактильних відчуттів із наступною інтеграцією цих двох груп методів обробки в єдину структуру керування біонічним протезом.

У другому розділі було обґрунтовано структурну інтегровану адаптивної системи керування біонічним протезом кисті, а також розроблено засоби та проведено експериментальну реєстрацію біосигналів. Запропоновано адаптивну структуру системи, в якій сигнали тактильних сенсорів використовуються не лише для формування зворотного зв'язку, але й для корекції керуючих впливів системи керування протезом. Обґрунтовано вибір та виготовлено прототип біонічного протеза, який забезпечує функціональну відповідність біомеханіці кисті людини при відносній простоті та низькій вартості. Проведено його конструктивну оптимізацію. Розроблено конструкцію мультиелектродної системи реєстрації електроміографічних сигналів та виконано інтеграцію п'єзоелектричних сенсорів у конструкцію прототипа протеза. Розроблено методику синхронної реєстрації електроміографічних та п'єзосигналів, яка базується на використанні здорової кінцівки для формування еталонних сигналів і реалізації принципу «дзеркальних рухів». Проведено експериментальну реєстрацію цих сигналів.

У третьому розділі розроблено метод обробки біосигналів та побудовано інтегровану математичну модель системи керування біонічним протезом кисті, яка поєднує канал моторного наміру користувача та канал сенсорного зворотного

зв'язку. Виконано аналіз властивостей електроміографічного сигналу та встановлено його нестационарний, стохастичний характер, широкий частотний спектр та наявність значної шумової складової. Обґрунтовано використання огибаючої сигналу як основного інформативного параметра, що відображає рівень м'язової активності та може бути безпосередньо використаний у системі керування. Аналогічно досліджено властивості п'єзосигналу, який має імпульсний характер, широкий спектр та коротку кореляційну залежність. Показано, що його огибаюча адекватно відображає силу контактної взаємодії та є ефективною для реалізації сенсорного зворотного зв'язку. Запропоновано інтегровану математичну модель системи керування. Розроблено метод віконної обробки біосигналів, який враховує нестационарність сигналів та особливості функціонування систем у режимі реального часу. Обґрунтовано використання каузального підходу до формування огибаючої сигналів на основі рекурсивного згладжування. Сформовано двоканальну структуру обробки біосигналів, у якій окремо формуються огибаючі електроміографічних та п'єзосигналів.

У четвертому розділі проведено комплексне експериментальне дослідження розробленої системи керування біонічним протезом кисті в середовищі MATLAB, а також виконано кількісне оцінювання її основних характеристик. У процесі моделювання підтверджено працездатність інтегрованої системи біокерування, яка поєднує канал моторного наміру на основі електроміографічного сигналу та канал сенсорного зворотного зв'язку на основі п'єзосигналу. Встановлено, що система коректно відтворює процес формування керуючої напруги та сили захвату в режимі реального часу з урахуванням динаміки електромеханічного приводу.

Проведено оцінювання точності формування сили, плавності керування, стабільності та сенсорної реакції системи, за результатами чого було підтверджено, що запропонована система біокерування забезпечує достатню точність формування сили захвату, формує плавні керуючі впливи без імпульсних збурень, гарантує стабільний режим утримання об'єкта та реалізує ефективний сенсорний зворотний зв'язок. Результати експериментальних досліджень підтвердили адекватність розробленої математичної моделі та ефективність запропонованих методів і

алгоритмів обробки біосигналів, а запропонований підхід здатний забезпечити фізично узгоджений, стабільний і безпечний характер формування сили захвату, що відповідає вимогам до систем керування біонічними протезами кисті та підтверджує можливість його практичного застосування.

Ключові слова: сенсор, біосигнал, завада, обробка, реабілітація, кінцівка, протез, імплант, ампутація, система, керування, модель, метод, алгоритм, програмне забезпечення.

ABSTRACT

Kovalyk S.V. Methods and tools for the selection and processing of biosignals for the control of a human bionic hand prosthesis. – Manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in specialty 163 «Biomedical Engineering». – Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2026.

The research was conducted at the Department of Biotechnical Systems of Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

In the dissertation, an important scientific problem has been solved – the development of methods and means for the selection and processing of biosignals, namely surface electromyography signals and piezo signals from a sensory feedback system, for the task of controlling a bionic hand prosthesis.

In the introduction, the relevance of the research topic was substantiated. The connection of the work with scientific programs, plans, and themes was demonstrated. The aim and main objectives of the research are formulated, and the object and subject of the research were identified. The used research methods were characterized. The scientific novelty of the obtained results and their practical significance were presented. The author's personal contribution to the papers published based on the dissertation research, as well as the results of the approbation of the dissertation materials, were provided. The structure and scope of the dissertation were described.

In the first chapter, a comprehensive analysis of the theoretical foundations for the construction of control systems for bionic hand prostheses was carried out, and the key directions of their development were identified. It was shown that effective control of a bionic prosthesis is possible only under the condition of implementing a closed-loop control system that integrates motor signals and sensory feedback. Modern concepts for implementing sensory feedback were analyzed, and their shortcomings or limitations in terms of application in control systems for bionic prostheses were demonstrated. It was established that the primary non-invasive source of information for controlling bionic prostheses is surface electromyography signals, and existing methods for recording such

signals have limitations related to electrode contact quality, the influence of artifacts, and individual user characteristics, which substantiates the feasibility of using multichannel systems and adaptive signal processing methods. An analysis of the main commonly used methods for processing surface electromyography signals for controlling bionic hand prostheses was conducted, their drawbacks were identified, and it was established that there is a need to develop methods for processing such signals based on direct control methods, with the possibility of using a multi-electrode recording system, as well as incorporating a sensory feedback loop based on the implementation of tactile sensation functions, followed by the integration of these two groups of processing methods into a unified control structure for a bionic prosthesis.

In the second chapter, the structure of an integrated adaptive control system for a bionic hand prosthesis was substantiated, and the means for biosignal selection were developed along with their experimental recording. An adaptive system structure was proposed in which signals from tactile sensors are used not only to provide feedback but also to adjust the control actions of the prosthesis control system. The selection was justified and a prototype of a bionic prosthesis was developed, ensuring functional correspondence to the biomechanics of the human hand while maintaining relative simplicity and low cost. Its design optimization was carried out. A multi-electrode system for recording electromyographic signals was designed, and piezoelectric sensors were integrated into the prosthesis prototype. A methodology for the synchronous recording of electromyographic and piezo signals was developed, based on the use of a healthy limb to generate reference signals and implement the principle of “mirror movements.” Experimental recording of these signals was conducted.

In the third chapter, a method for biosignal processing was developed and an integrated mathematical model of the control system for a bionic hand prosthesis was constructed, combining the user’s motor intention channel and the sensory feedback channel. The properties of the electromyographic signal were analyzed, and its non-stationary, stochastic nature, wide frequency spectrum, and significant noise component were established. The use of the signal envelope as the main informative parameter was substantiated, as it reflects the level of muscle activity and can be directly used in the

control system. Similarly, the properties of the piezo signal were studied; it is characterized by an impulsive nature, a wide spectrum, and short correlation dependence. It was shown that its envelope adequately reflects the force of contact interaction and is effective for implementing sensory feedback. An integrated mathematical model of the control system was proposed. A method of window-based biosignal processing was developed, taking into account signal non-stationarity and the specifics of real-time system operation. The use of a causal approach to envelope formation based on recursive smoothing was substantiated. A two-channel structure for biosignal processing was formed, in which the envelopes of electromyographic and piezo signals are generated separately.

In the fourth chapter, a comprehensive experimental research of the developed control system for a bionic hand prosthesis was carried out in the MATLAB environment, and a quantitative evaluation of its main characteristics was performed. During the simulation, the operability of the integrated biocontrol system was confirmed, combining the motor intention channel based on the electromyographic signal and the sensory feedback channel based on the piezo signal. It was established that the system correctly reproduces the process of forming the control voltage and grip force in real time, taking into account the dynamics of the electromechanical drive.

An evaluation of the accuracy of force generation, smoothness of control, stability, and sensory response of the system was conducted. The results confirmed that the proposed biocontrol system provides sufficient accuracy in grip force generation, produces smooth control actions without impulsive disturbances, ensures a stable object holding mode, and implements effective sensory feedback. Thus, the results of the experimental research confirmed the adequacy of the developed mathematical model and the effectiveness of the proposed methods and algorithms for biosignal processing. The proposed approach is capable of ensuring a physically consistent, stable, and safe formation of grip force, which meets the requirements for control systems of bionic hand prostheses and confirms the possibility of its practical application.

Keywords: sensor, biosignal, noise, processing, rehabilitation, limb, prosthesis, implant, amputation, system, control, model, method, algorithm, software..

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

1. Dozorskyi V., Dediv L., Kovalyk S., Dozorska O., Dediv I. Design of the endoskeleton of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Journal of TNTU. 2024. Vol. 115, № 3. P. 100-111. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2024.03.100 (Дозорським В. та Дедів Л. запропоновано загальну концепцію розроблення біонічного протеза на основі ендоскелета; Коваликом С. проведено аналіз сучасних підходів до побудови систем керування біонічними протезами кисті та обґрунтування способу реалізації сенсорного зворотного зв'язку; Дозорською О. запропоновано спосіб реєстрації та попереднього опрацювання сигналів керування протезом, Дедів І. проведено виготовлення взірців елементів протеза методом 3D друку).
2. Dediv L., Kovalyk S. Structure of the bionic hand prosthesis control system with sensor feedback. Scientific Journal of TNTU. 2025. Vol. 119, № 3. P. 45-55. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2025.03.045 (Дедів Л. сформульовано загальну концепцію дослідження та визначено напрям експериментальних досліджень; Коваликом С. розроблено структуру системи керування біонічним протезом із підсистемою сенсорного зворотного зв'язку).
3. Khvostivskyi M., Kovalyk S. Integrated mathematical model of the control system for upper-limb bioprosthesis based on EMG and piezoelectric signals. Herald of Khmelnytskyi National University. Technical Sciences. 2025. № 359. P. 31-37. DOI: <https://doi.org/10.31891/2307-5732-2025-359-74> (Хвостівським М. сформульовано загальний підхід до математичного моделювання роботи системи керування біонічним протезом; Коваликом С. розроблено інтегровану математичну модель системи керування біопротезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних та п'єзоелектричних сигналів, встановлено взаємозв'язок між фазою формування моторного наміру та моментом тактильного контакту, проведено дослідження динамічних характеристик системи).

4. Kovalyk S., Khvostivskyi M. Method and algorithm of windowed processing of EMG and piezoelectric signals for the formation of control actions in bioprostheses. *Perspective Technologies and Devices*. 2025. Vol. 27, № 1. P. 21-28. DOI: <https://doi.org/10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2025-27-1> (*Коваликом С. розроблено метод і алгоритм віконної обробки електроміографічних та п'єзоелектричних сигналів для формування керувальних дій у біопротезах, обґрунтовано параметри обробки та підвищення точності визначення моменту контакту, проведено оцінювання ефективності запропонованого підходу; Хвостівським М. проведено комп'ютерне імітаційне моделювання роботи розробленого методу і алгоритму в середовищі Matlab*).

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

5. Дедів Л. Є., Кубашок А. В., Ковалик С. В. Спосіб реалізації тактильних відчуттів для біокерованого протеза кисті руки. *Актуальні проблеми науки, освіти і суспільства: досвід та перспективи: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції*. Дрогобич: ЦФЕНД, 2023. Ч. 3. С. 46-47 (*Дедів Л. Є. запропоновано загальну концепцію розроблення системи сенсорного зворотного зв'язку; Кубашком А.В. проведено огляд сенсорів для реалізації тактильних відчуттів біокерованого протеза, Коваликом С. В. обґрунтовано застосування п'єзоелектричних перетворювачів як сенсорів тактильного зворотного зв'язку*).

6. Дедів Л.Є., Дозорський В.Г., Ковалик С.В., Кукурудза В.А. Рука-маніпулятор для роботизованої хірургії. *Modern Scientific Challenges are the Driving Force of the Development of Scientific Research: Proceedings of the XXIV International Scientific and Practical Conference*. Bruges, Belgium, 2024. С. 213-214. (*Дедів Л. Є. та Дозорським В. Г. обґрунтовано актуальність задачі розроблення високофункціональної руки-маніпулятора для роботизованої хірургії; Коваликом С. В. запропоновано спосіб реалізації прототипа біонічного протеза із елементами тактильних відчуттів; Кукурудзою В. А. виконано 3D друк окремих елементів прототипа руки-маніпулятора*).

7. Dediv L., Dozorska O., Kukuruza V., Nykytyuk V., Kovalyk S. Computer simulation modeling of voice signals in the MATLAB environment for the task of computerized diagnostic systems testing. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). 2023. Vol. 3468. P. 257-262. ISSN 1613-0073 (*Дедів Л. запропоновано підхід до математичного моделювання голосових сигналів для задачі медичної діагностики; Дозорською О. проведено адаптацію застосування методу ковзного вікна до опрацювання голосових сигналів; Кукурудою В. та Никитюком В. проведено розроблення загального алгоритму опрацювання біосигналів методом ковзного вікна; Коваликом С. розроблено окремі етапи методу обробки біосигналів із застосуванням ковзного вікна в середовищі Matlab*).

8. Дедів Л.Є., Дозорський В.Г., Ковалик С.В., Кубашок А.В. Конструкція біокерованого протеза кисті руки. Scientific Achievements and Innovations as a Way to Success: Proceedings of the XXI International Scientific and Practical Conference. Vilnius, Lithuania, 2024. P. 226-227 (*Дедів Л. Є. та Дозорським В. Г. запропоновано загальну концепцію розроблення конструкції високофункціональних біокерованих протезів; Коваликом С.В. проведено розроблення варіанту конструкції біокерованого протеза; Кубашком А.В. проведено загальний аналіз пропонованого варіанту конструкції протеза*).

9. Tymkiv P., Kłos-Witkowska A., Bahrii-Zaiats O., Kovalyk S. Smart prosthetics in surgery: AI-driven tactile feedback using piezoelectric sensors. Proceedings of the 1st International Workshop on Bioinformatics and Applied Information Technologies (BAIT-2024). 2024. Vol. 3842. P. 208-217. ISSN 1613-0073 (*Тимків П. Кльос-Вітковською А. запропоновано загальний підхід до розроблення розумних протезів; Багрій-Заяць О. запропоновано варіант реалізації контура тактильного зворотного зв'язку; Коваликом С. запропоновано варіант автоматизації роботи протеза шляхом застосування технологій штучного інтелекту та машинного навчання*).

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ.....	16
ВСТУП.....	18
РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА АНАЛІЗ ПРИНЦИПІВ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМИ ПРОТЕЗАМИ КИСТІ.....	26
1.1. Потреба створення високофункціональних біонічних протезів кисті руки.....	26
1.2. Біомеханічні особливості кисті людини як об'єкта технічного відтворення в біонічних протезах.....	28
1.3. Аналіз поширених концепцій реалізації сенсорного зворотного зв'язку в сучасних біонічних протезах кисті людини.....	32
1.4. Керування біонічним протезом на основі сигналів поверхневої електроміографії.....	39
1.5. Методи та засоби реєстрації сигналів поверхневої електроміографії для задачі керування біонічним протезом.....	41
1.6. Сенсомоторна інтеграція при виконанні рухів захвату.....	45
1.7. Методи обробки сигналів поверхневої електроміографії.....	47
1.7.1. Класичне амплітудне керування.....	47
1.7.2. Керування на основі кінцевих автоматів.....	48
1.7.3. Методи розпізнавання образів.....	48
1.7.4. Регресійні методи.....	49
1.7.5. Узагальнення сучасних підходів.....	49
1.8. Постановка задач дослідження.....	56
1.9. Висновки до розділу 1.....	57
РОЗДІЛ 2. ЗАСОБИ РЕЄСТРАЦІЇ БІОСИГНАЛІВ ТА СТРУКТУРНА ПОБУДОВА ІНТЕГРОВАНОЇ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ.....	59
2.1. Узагальнена структура системи керування біонічним протезом.....	59
2.2. Прототип біонічного протеза.....	62
2.3. Реалізація удосконаленого прототипу біонічного протеза.....	65

2.4. Засоби реєстрації електроміографічних сигналів.....	70
2.4.1. Мультиелектродна система.....	70
2.4.2. Електронний тракт підсилення та фільтрації.....	73
2.5. Засоби реєстрації п'єзосигналів.....	76
2.5.1. Інтеграція сенсорів у конструкцію протеза.....	76
2.5.2. Попередня реєстрація п'єзосигналу.....	77
2.5.3. Вибір типу стимуляції при реалізації тактильного зворотного зв'язку.....	78
2.6. Методика експериментальної реєстрації біосигналів.....	79
2.7. Висновки до розділу 2.....	83
РОЗДІЛ 3. МЕТОДИ ТА АЛГОРИТМ ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ І ІНТЕГРОВАНОЇ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ КИСТІ.....	
3.1. Структура системи керування біонічним протезом на основі електроміографічних сигналів та п'єзосигналів.....	85
3.2. Властивості та математична модель електроміографічного сигналу як каналу наміру користувача.....	88
3.3. Властивості та математична модель п'єзосигналу як каналу сенсорного зворотного зв'язку.....	98
3.4. Інтегрована модель системи керування біонічним протезом.....	107
3.5. Метод обробки біосигналів і формування керуючої напруги в системі керування біонічним протезом руки.....	110
3.5.1. Обґрунтування необхідності віконної обробки біосигналів у системі реального часу.....	110
3.5.2. Сегментація сигналів у ковзних часових вікнах.....	111
3.5.3. Випрямлення сигналу як етап виділення амплітудної інформації.....	119
3.5.4. Формування огинаючої сигналу як каузального функціонала.....	120
3.5.5. Окремі канали обробки біосигналів.....	123
3.5.6. Формування керуючої напруги.....	125
3.5.7. Каузальне згладжування керуючої напруги.....	126
3.5.8. Обмеження керуючої напруги.....	126

3.6	Модель електромеханічної частини біонічного протеза.....	128
3.6.1.	Електрична частина виконавчого механізму.....	128
3.6.2.	Механічна частина виконавчого механізму.....	128
3.6.3.	Перетворення моменту у силу та швидкість руху.....	129
3.7.	Алгоритм обробки біосигналів у режимі реального часу в замкненому контурі системи керування біонічним протезом.....	131
3.8.	Висновки до розділу 3.....	134
РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ РОБОТИ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ КИСТІ В СЕРЕДОВИЩІ MATLAB		
4.1.	Результат роботи системи керування в середовищі Matlab.....	137
4.2.	Кількісне оцінювання характеристик системи керування.....	145
4.2.1.	Мета та загальна постановка оцінювання.....	145
4.2.2.	Оцінювання точності формування вихідної сили.....	147
4.2.2.1.	Інтегральні показники точності.....	147
4.2.2.2.	Ковзні (локальні) показники точності.....	151
4.2.2.3.	Алгоритм обчислення показників точності формування сили.....	152
4.2.2.4.	Аналіз показників точності.....	154
4.2.3.	Оцінювання плавності керування.....	156
4.2.3.1.	Мета та загальна постановка оцінювання.....	156
4.2.3.2.	Інтегральні показники плавності.....	157
4.2.3.3.	Ковзні (локальні) показники плавності.....	159
4.2.3.4.	Алгоритм оцінювання плавності керування.....	160
4.2.3.5.	Аналіз результатів оцінювання плавності.....	161
4.2.4.	Оцінювання стабільності режиму утримання.....	164
4.2.4.1.	Формалізація режиму утримання.....	164
4.2.4.2.	Інтегральні показники стабільності.....	165
4.2.4.3.	Ковзна оцінка стабільності.....	166
4.2.4.4.	Аналіз показників стабільності.....	167
4.2.5.	Оцінювання сенсорної реакції системи.....	170

4.2.5.1. Математичне формулювання показника сенсорної реакції та ковзні показники.....	170
4.2.5.2. Інтегральний показник сенсорної реакції.....	171
4.2.5.3. Аналіз результатів оцінювання сенсорної реакції.....	172
4.3. Перспективи практичного використання результатів досліджень.....	173
4.4. Висновки до розділу 4.....	175
ВИСНОВКИ.....	177
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	179
ДОДАТКИ.....	191

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

БП – біонічний протез

ДПФ – дискретне перетворення Фур'є

ЕМГ – електроміографія

ЗЗ – зворотний зв'язок

ЛМІ – людино-машинний інтерфейс

пЕМГ – поверхнева електрміографія

ПЗ – п'єзосигнал

ПК – персональний комп'ютер

СБК – система біокерування

СВ – ступінь вільності

СЗЗ – сенсорний зворотний зв'язок

ШІ – штучний інтелект

FSM – кінцевий автомат (Finite State Machine)

FSR – Force Sensing Resistor

ICMS – інтракортикальна мікростимуляція

LDA – лінійний дискримінантний аналіз

PR – розпізнавання патернів (Pattern Recognition)

PSD – спектральна густина потужності (Power Spectral Density)

SNR – відношення сигнал/шум (Signal-to-Noise Ratio)

SVM – метод опорних векторів

A_i – амплітуда i -ї гармоніки сигналу

$env_{EMG.off-line}(t)$ або $env_{EMG.off-line}(t)$ – еталонна огинаюча ЕМГ-сигналу

$env_{P.off-line}(t)$ або $env_{P.ref}(t)$ – еталонна огинаюча ЕМГ-сигналу

f_i – частота i -ї гармоніки

f_{mean} – середня частота сигналу

f_{med} – медіанна частота сигналу

$F(t)$ – сила контакту

$F_{off-line}(t)$ – сила контакту в режимі off-line

$F_{on-line}(t)$ – сила контакту в режимі on-line

$H(\cdot)$ – оператор Гільберта

N – загальна кількість відліків

$NRMSE_F$ – нормована середньоквадратична похибка

MAE_F – середня абсолютна похибка

μ_U, σ_U – середнє значення і середньоквадратичне відхилення керуючої напруги на інтервалі утримання

μ_F, σ_F – середнє значення і середньоквадратичне відхилення вихідної сили на інтервалі утримання

$R_{xx}(\tau)$ – автокореляційна функція сигналу

S_U – інтегральний показник плавності керуючої напруги

S_F – інтегральний показник плавності сформованої сили

T_{pre} – тривалість інтервалу до контакту

T_{post} – тривалість інтервалу після контакту

T_w – тривалість ковзного вікна

$U_{cntrl}(t)$ – керуючий сигнал системи

Δ_U – інтегральний показник сенсорної реакції

$\Delta F(t)$ – похибка формування сили

\bar{U}_{pre} – середнє значення керуючої напруги на інтервалі $t \in [-T_{pre}, T_{pre}]$;

\bar{U}_{con} – середнє значення на інтервалі $t \in [0, T_{post}]$.

$v(t)$ – швидкість руху

$x(t)$ – реалізація електроміографічного сигналу

$\hat{x}(t)$ – огиначаюча сигналу

Δx – ширина інтервалу гістограми

α – коефіцієнт підсилення ЕМГ-сигналу

β – коефіцієнт зворотного зв'язку

η – відносний рівень шуму

φ_i – початкова фаза i -ї гармоніки

$\xi_{EMG}(t)$ – ЕМГ-сигнал як функція часу

$\xi_P(t)$ – п'єзосигнал як функція часу

ВСТУП

Актуальність теми дослідження.

У сучасних умовах розвитку біомедичної інженерії створення високофункціональних біонічних протезів верхніх кінцівок є одним із ключових напрямів наукових досліджень. Особливої актуальності ця проблема набула в Україні внаслідок повномасштабної війни, що призвела до значного зростання кількості осіб з ампутаціями. За офіційними даними, спостерігається суттєве збільшення обсягів протезування та зростаюча потреба у створенні ефективних засобів протезування верхніх кінцівок (зокрема кисті), що здатні забезпечити високий рівень функціональності та природності рухів.

Сучасні комерційні біонічні протези кисті залишаються обмеженими за функціональними можливостями та не забезпечують повноцінного відтворення складної біомеханіки людської кисті, яка характеризується великою кількістю ступенів вільності та високою координаційною складністю. При цьому визначальним фактором ефективності біонічного протеза є система керування, яка забезпечує взаємодію між користувачем і технічним пристроєм. Основним джерелом інформації про наміри користувача в таких системах є сигнали поверхневої електроміографії, що широко досліджувалися у працях (Farina D., Englehart K., Scheme E. та ін.).

Існуючі підходи до керування біонічними протезами, зокрема пряме міоелектричне керування та системи на основі кінцевих автоматів, характеризуються високою надійністю та низькою обчислювальною складністю, проте мають обмежену функціональність і не забезпечують достатню точність, стабільність і плавність керування. Сучасні методи розпізнавання образів та машинного навчання мають вищий потенціал, але потребують значних обчислювальних ресурсів і не завжди забезпечують стабільну роботу в реальних умовах.

Також, однією з ключових невирішених проблем є відсутність ефективного сенсорного зворотного зв'язку у більшості серійних протезів, що суттєво обмежує

точність керування та ускладнює виконання маніпуляцій із об'єктами. Як показано у працях (Dosen S., Micera S. та ін.), інтеграція сенсорної інформації дає змогу підвищити точність, стабільність і плавність керування біонічним протезом.

Аналіз існуючих систем керування показав, що під час обробки біосигналів виникає низка проблем. Основними серед них є недостатня інформативність ЕМГ-сигналів, їх чутливість до завад, складність інтеграції даних від різних сенсорних каналів, а також необхідність забезпечення роботи алгоритмів у режимі реального часу та їх адаптації до індивідуальних особливостей користувача.

Незважаючи на розвиток сучасних систем керування біонічними протезами, існуючі методи відбору та обробки біосигналів не повною мірою забезпечують плавне, точне та стабільне керування рухами протеза кисті. Це зумовлено недостатньою інформативністю біосигналів, їх чутливістю до завад, а також складністю інтеграції даних різної фізичної природи та реалізації алгоритмів у режимі реального часу.

У зв'язку з цим актуальним є розроблення нових методів і засобів обробки біосигналів, спрямованих на підвищення ефективності систем керування біонічними протезами.

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

Дисертаційна робота виконана відповідно до наукового напрямку кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Робота виконана в межах наукової школи «Математичне моделювання та обробка техногенних та природних складних сигналів», що функціонує на кафедрі, та пов'язана з виконанням науково-дослідної роботи «Біонічний протез кисті руки на основі ендоскелета», № державної реєстрації 0125U003760.

Тематика дисертаційної роботи відповідає основним напрямкам зазначеної наукової школи та спрямована на розроблення методів обробки біосигналів, математичного моделювання та створення ефективних систем біокерування для біонічних протезів верхніх кінцівок.

Мета і завдання дослідження. Метою дисертаційної роботи є підвищення ефективності керування біонічним протезом кисті людини шляхом розроблення методів та засобів відбору й інтегрованої обробки біосигналів, що забезпечують формування інформативних, завадостійких та придатних для реалізації в режимі реального часу керуючих впливів.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати такі завдання:

1. Виконати системний аналіз сучасних підходів до побудови систем керування біонічними протезами кисті, методів відбору та обробки сигналів поверхневої електроміографії, а також засобів реалізації сенсорного зворотного зв'язку з метою виявлення їх функціональних обмежень і формування вимог до підвищення ефективності керування.

2. Розробити структуру та реалізувати засіб керування біонічним протезом кисті, який забезпечує інтеграцію електроміографічних сигналів як каналу формування наміру користувача та п'єзосигналів як каналу сенсорного зворотного зв'язку, із застосуванням адитивних технологій виготовлення прототипу, сенсорних елементів та електронних засобів реєстрації і первинної обробки біосигналів.

3. Розробити математичні моделі біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів) як інформаційних каналів системи керування, а також сформуванати інтегровану математичну модель засобу керування біонічним протезом кисті, яка враховує їх статистичні, спектральні та динамічні характеристики.

4. Розробити метод обробки біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів) у ковзних часових вікнах, який забезпечує підвищення їх інформативності, зменшення впливу завад (шумів і артефактів) та придатність до реалізації в режимі реального часу шляхом формування узагальнених параметрів сигналів.

5. Розробити алгоритм формування керуючих впливів на основі інтегрованої обробки біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів)

та реалізувати його у вигляді програмного забезпечення для роботи в режимі реального часу.

6. Провести комплексне дослідження ефективності розроблених методів і засобу керування біонічним протезом кисті шляхом комп'ютерного моделювання та експериментальної перевірки з кількісним оцінюванням точності, завадостійкості, плавності та стабільності функціонування системи.

Об'єктом дослідження є процес керування біонічним протезом кисті людини на основі біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів).

Предметом дослідження є методи та засоби відбору й інтегрованої обробки біосигналів (електроміографічних сигналів і п'єзосигналів) для формування керуючих впливів у системі керування біонічним протезом кисті.

Методи дослідження. У роботі використано: методи системного аналізу – для дослідження біомеханічних особливостей кисті людини, аналізу сучасних підходів до побудови систем керування біонічними протезами та визначення обмежень існуючих методів відбору і обробки біосигналів; методи теорії сигналів і цифрової обробки сигналів – для аналізу, фільтрації, сегментації та параметризації електроміографічних і п'єзосигналів, а також розроблення методу їх обробки у ковзних часових вікнах; методи математичного моделювання – для побудови моделей електроміографічних і п'єзосигналів як інформаційних каналів та формування інтегрованої математичної моделі системи керування біонічним протезом кисті; методи теорії керування – для формування алгоритму керування та дослідження динамічних властивостей системи; методи чисельного моделювання та комп'ютерного експерименту – для реалізації розроблених методів і алгоритмів у середовищі MATLAB та дослідження ефективності функціонування системи; експериментальні методи дослідження – для перевірки працездатності запропонованих методів і засобу керування та оцінювання характеристик системи за показниками точності, завадостійкості, плавності та стабільності.

Наукова новизна отриманих результатів:

1. Вперше розроблено метод інтегрованої обробки біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів) у ковзних часових вікнах, який базується на сегментації сигналів, формуванні їх огинаючих та узагальнених параметрів у часових інтервалах із подальшою інтеграцією інформаційних каналів, що дозволило підвищити інформативність біосигналів, зменшити вплив на них завад (шумів, артефактів) та забезпечити їх використання для формування керуючих впливів у режимі реального часу.

2. Вперше запропоновано підхід до формування керуючих впливів у системі керування біонічним протезом кисті на основі інтеграції біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів), який, на відміну від існуючих, передбачає використання п'єзосигналів як каналу сенсорного зворотного зв'язку при одночасному використанні електроміографічних сигналів для визначення наміру користувача, що забезпечило підвищення точності та стабільності керування.

3. Удосконалено алгоритм формування керуючої напруги, який, на відміну від відомих, враховує результати інтегрованої обробки біосигналів у ковзних часових вікнах та динамічні обмеження системи керування біонічним протезом, що дозволило забезпечити плавність зміни керуючих впливів, обмеження їх амплітуди та підвищення стійкості функціонування системи.

4. Набули подальшого розвитку математичні моделі біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів) як інформаційних каналів системи керування біонічним протезом кисті, які, на відміну від існуючих, враховують їх часову структуру, параметричні характеристики та особливості обробки у ковзних часових вікнах, що дозволило підвищити адекватність моделювання процесу формування керуючих впливів.

Практичне значення одержаних результатів.

Практичне значення одержаних у дисертаційній роботі результатів полягає у можливості їх використання для підвищення ефективності систем керування

біонічними протезами верхніх кінцівок за рахунок застосування розроблених методів та засобів відбору й обробки біосигналів.

Розроблений метод інтегрованої обробки електроміографічних та п'єзосигналів у ковзних часових вікнах дозволяє підвищити інформативність сигналів, зменшити вплив шумів і артефактів та забезпечити формування стійких керуючих впливів у режимі реального часу, що є критично важливим для практичного застосування у біонічних протезах.

Запропонований алгоритм формування керуючої напруги забезпечує плавність, стабільність та обмеження керуючих впливів, що дозволяє підвищити точність виконання рухів та комфорт використання біонічного протеза.

Розроблений засіб керування біонічним протезом кисті, реалізований у вигляді експериментального прототипу із застосуванням адитивних технологій, сенсорних елементів та електронних засобів реєстрації біосигналів, може бути використаний як основа для створення перспективних систем біокерування.

Результати комп'ютерного моделювання та експериментальних досліджень підтверджують ефективність запропонованих методів і засобів та можуть бути використані при проектуванні систем керування біонічними протезами, роботизованими маніпуляторами та іншими біотехнічними системами.

Розроблене програмне забезпечення для реалізації алгоритмів обробки біосигналів може бути використане для подальших наукових досліджень, а також при створенні вбудованих систем керування в реальному часі.

Результати дисертаційного дослідження використано під час виконання науково-дослідної роботи «Біонічний протез кисті руки на основі ендоскелета», № державної реєстрації 0125U003760. Також результати дисертаційної роботи впроваджено і використовуються у ТОВ «НВП «ІНФОТЕХМЕД» м. Тернопіль; у освітньому процесі кафедри біотехнічних систем ТНТУ ім. І. Пулюя при вивченні дисципліни «Роботизоване біопротезування».

Довідки/акти впровадження наведено в Додатках В-Д до дисертації.

Особистий внесок здобувача. Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані здобувачем самостійно. У працях, опублікованих

із співавторами, здобувачеві належить: у роботі [1] – аналіз сучасних підходів до побудови систем керування біонічними протезами кисті, обґрунтування способу реалізації сенсорного зворотного зв'язку; у роботі [2] – розроблення структури системи керування біонічним протезом із підсистемою сенсорного зворотного зв'язку; у роботі [3] – розроблення інтегрованої математичної моделі системи керування біопротезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних та п'єзоелектричних сигналів, встановлено взаємозв'язок між фазою формування моторного наміру та моментом тактильного контакту, проведено дослідження динамічних характеристик системи; у роботі [4] – розроблення методу і алгоритму віконної обробки електроміографічних та п'єзоелектричних сигналів для формування керувальних дій у біопротезах, обґрунтування параметрів обробки та підвищення точності визначення моменту контакту, проведення оцінювання ефективності запропонованого підходу; у роботі [5] – обґрунтовано застосування п'єзоелектричних перетворювачів як сенсорів тактильного зворотного зв'язку; у роботі [6] – спосіб реалізації прототипа біонічного протеза із елементами тактильних відчуттів; у роботі [7] – розроблення окремих етапів методу обробки біосигналів із застосуванням ковзного вікна; у роботі [8] – розроблення варіанту конструкції біонічного протеза; у роботі [9] – запропоновано варіант автоматизації роботи протеза шляхом застосування технологій штучного інтелекту та машинного навчання.

Апробація матеріалів дисертації. Основні положення та результати дисертаційної роботи доповідалися та обговорювалися на міжнародних і всеукраїнських науково-практичних конференціях, зокрема: Міжнародній науково-практичній конференції «Актуальні проблеми науки, освіти і суспільства: досвід та перспективи» (Дрогобич, 2023); XXIV міжнародній науково-практичній конференції “Modern Scientific Challenges are the Driving Force of the Development of Scientific Research” (Бельгія, 2024); міжнародному воркшопі "Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023) (Тернопіль, 2023); XXI міжнародній науково-практичній конференції “Scientific Achievements and

Innovations as a Way to Success” (Литва, 2024); міжнародному воркшопі Bioinformatics and Applied Information Technologies (BAIT 2024) (Тернопіль, 2024).

У цілому робота доповідалася на науковому семінарі кафедри та отримала позитивну оцінку.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, загальних висновків, списку використаних джерел із 113 найменувань та 4 додатки. Загальний обсяг дисертації становить 223 сторінки, з яких 160 сторінок основного тексту, 62 рисунки, 11 таблиць.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА АНАЛІЗ ПРИНЦИПІВ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМИ ПРОТЕЗАМИ КИСТІ

1.1. Потреба створення високофункціональних біонічних протезів кисті руки

У сучасних умовах розвитку медичної техніки та біоінженерії створення високофункціональних біонічних протезів верхніх кінцівок є одним із ключових напрямів наукових досліджень. Особливої актуальності ця задача набула в Україні у зв'язку з наслідками повномасштабної війни, що призвела до значного зростання кількості людей із ампутаціями.

За даними Міністерства соціальної політики України, у 2024 році держава спрямувала понад 5 млрд грн на забезпечення протезування та інших засобів реабілітації. Загалом було видано понад 416 тис. засобів реабілітації для більш ніж 108 тис. осіб, зокрема близько 20 тис. протезів, при цьому понад 11 тис. людей безпосередньо отримали протези [1, 2]. Значну частину отримувачів становлять військовослужбовці та цивільні, які зазнали травм через бойові дії. Водночас потреба у протезуванні продовжує зростати, що формує суттєвий соціальний і технологічний виклик для держави.

Війна спричинила безпрецедентне збільшення кількості травм, зокрема складних ампутацій верхніх кінцівок, які мають найбільший вплив на здатність людини до самостійного життя та праці [3, 4]. Втрата кисті руки суттєво обмежує виконання базових побутових дій, професійну діяльність і соціальну інтеграцію. У зв'язку з цим проблема не обмежується лише відновленням анатомічної цілісності, а передбачає відтворення функціональності, максимально наближеної до природної.

Традиційні механічні протези, хоча й залишаються доступними та надійними, мають обмежену функціональність і не забезпечують достатньої точності та варіативності рухів. У той же час сучасні біонічні протези дозволяють

реалізувати складні типи захватів, індивідуальне керування пальцями та адаптацію до потреб користувача, що суттєво підвищує якість життя.

Попри значні досягнення, доступ до високофункціональних біонічних протезів в Україні залишається обмеженим [5, 6]. За оцінками експертів галузі, навіть до повномасштабної війни обсяги встановлення таких протезів були відносно невеликими, тоді як поточна потреба становить щонайменше близько 500 біонічних протезів рук на рік. Це свідчить про суттєвий розрив між можливостями системи протезування та реальними потребами населення [6].

Крім соціального аспекту, проблема має також важливе економічне та технологічне значення. Ринок біонічних протезів в Україні демонструє стрімке зростання та значний потенціал розвитку, що пов'язано як із внутрішнім попитом, так і з розвитком інноваційних технологій у галузі біомехатроніки. Розробка власних технологій протезування дозволяє зменшити залежність від імпорту, знизити вартість виробів та забезпечити їх адаптацію до специфічних умов використання.

Таким чином, актуальність задачі створення високофункціональних біонічних протезів кисті визначається сукупністю факторів:

- значним зростанням кількості осіб з ампутаціями внаслідок війни;
- необхідністю відновлення працездатності та соціальної адаптації ветеранів і цивільних;
- обмеженою функціональністю традиційних протезів;
- потребою у розвитку національних технологій протезування;
- високим потенціалом інновацій у галузі біоніки та медичної інженерії.

Враховуючи ж потребу у виконанні складних повсякденних дій висувуються особливі вимоги до функціональності біонічних протезів, які лише частково задовільняються наявними на ринку медичної техніки серійними біонічними протезами. Тому насамперед було проведено аналіз будови та функціональності живої людської руки для узагальнення функціональних можливостей та формування відповідних вимог до біонічного протеза.

1.2. Біомеханічні особливості кисті людини як об'єкта технічного відтворення в біонічних протезах

Кисть людини є одним із найбільш складних та функціонально досконалих елементів опорно-рухового апарату, що забезпечує виконання широкого спектра маніпуляційних, силових та точних рухів [8, 9]. Завдяки поєднанню великої кількості ступенів вільності (СВ), високої чутливості та здатності адаптуватися до різних форм і розмірів об'єктів, кисть становить особливий інтерес як об'єкт технічного відтворення. Дослідження біомеханічних особливостей кисті є необхідною передумовою для створення сучасних протезів, роботизованих маніпуляторів, біонічних систем та екзоскелетів, що здатні максимально відтворювати функціональні можливості людської руки.

Власне кисть складається з трьох основних відділів: зап'ястка, п'ястка та пальців. Кісткову основу формують 27 кісток, які з'єднані між собою суглобами різного типу та системою зв'язок, що забезпечують значну рухливість і водночас достатню міцність конструкції [8, 9]. Зап'ясток утворений вісьмома дрібними кістками, які формують складну багатоланкову систему, здатну забезпечувати гнучкість і амортизацію при навантаженні. П'ясток складається з п'яти кісток, що виконують роль опорної структури для пальців, а фаланги утворюють рухомі ланки, які забезпечують точні та координовані рухи.

Особливе значення має будова великого пальця, який володіє унікальною можливістю протиставлення іншим пальцям. Саме ця функція забезпечує здатність виконувати точні захвати, що є ключовою характеристикою людської кисті. При технічному відтворенні ця особливість є однією з найскладніших для реалізації, оскільки потребує відтворення складної кінематичної схеми з декількома СВ.

З біомеханічної точки зору кисть людини являє собою складну багатоланкову кінематичну систему, що характеризується значною кількістю СВ та високим рівнем рухливості [9]. Вона включає 15 основних рухомих суглобів, причому кожен палець має власну суглобову структуру, яка забезпечує виконання різноманітних рухів [9].

Зокрема, великий палець складається з трьох основних суглобів: дистального міжфалангового (DIP), п'ястно-фалангового (MCP) та трапецієподібно-п'ясткового (TM), який також відомий як зап'ястно-п'ястковий (CMC) суглоб. Інші чотири пальці мають по три суглоби: дистальний міжфаланговий (DIP), проксимальний міжфаланговий (PIP) та п'ястно-фаланговий (MCP). Усі зазначені суглоби забезпечують рух у напрямку згинання та розгинання, що є базовими для виконання більшості маніпуляцій (рис. 1.1) [10].

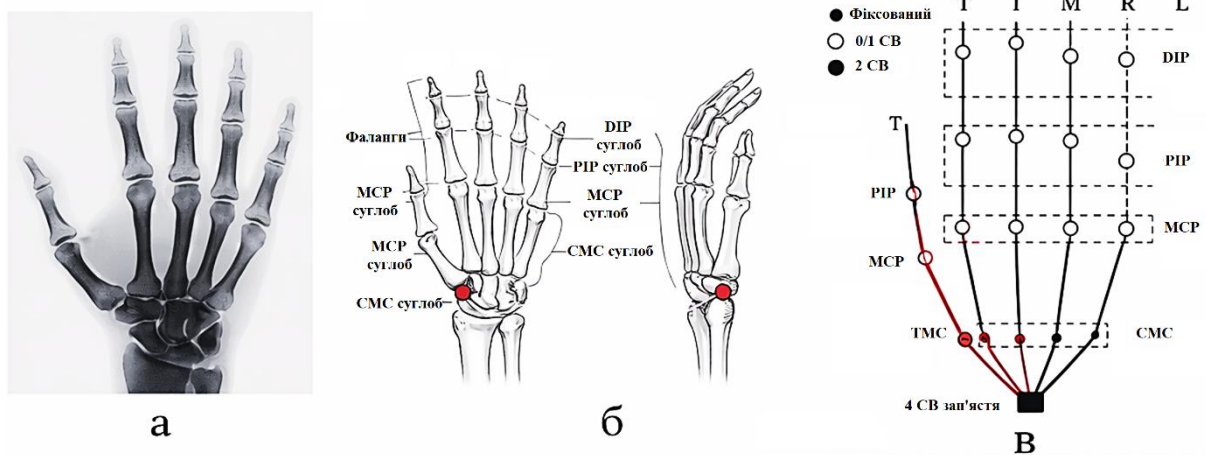


Рис. 1.1. Кістки (а, б) та схематичне позначення 27 СВ кисті (в) [10]

Важливо зазначити, що різні СВ мають неоднакові діапазони руху, що обумовлено анатомічними та функціональними особливостями кисті. Зокрема, рухи приведення та відведення у п'ястно-фалангових суглобах обмежені відносно невеликим кутовим діапазоном (приблизно $0-30^\circ$) [10], і, як показують дослідження [8-10], вони відіграють другорядну роль у реалізації більшості типів захвату. У зв'язку з цим при проектуванні біонічних протезів ці СВ часто не враховуються або спрощуються.

Біомеханічна складність кисті обумовлює необхідність раціонального спрощення її кінематичної структури при розробці біонічних протезів. Таке спрощення повинно базуватися на аналізі функціонально значущих рухів і синергій, що дозволяє зменшити кількість керованих СВ без суттєвої втрати функціональності, забезпечуючи при цьому ефективне та інтуїтивне керування протезом [10].

Велика кількість СВ створює значні труднощі при технічному відтворенні. Повне копіювання анатомічної структури потребує великої кількості приводів і складної системи керування, що призводить до збільшення маси, вартості та енергоспоживання пристрою. Тому при проектуванні технічних аналогів часто застосовується принцип функціональної достатності [11], при якому відтворюються лише ті рухи, що є необхідними для виконання основних операцій захвату та утримання предметів [12].

Також, однією з характерних біомеханічних особливостей кисті є те, що більшість м'язів, які забезпечують рухи пальців, розташована у передпліччі, а зусилля передається через сухожилки [8, 9]. Така конструкція дозволяє зменшити масу кисті та її інерцію, що забезпечує високу швидкість і точність рухів. Сухожилки виконують роль гнучких тяг, які передають силу від м'язів до фаланг пальців, а система зв'язок стабілізує суглоби під час навантаження.

При технічному відтворенні ця особливість реалізується за допомогою тросових, канатних або гідравлічних приводів, що дозволяють розміщувати виконавчі механізми поза межами кисті.

Однією з найважливіших функціональних характеристик кисті є здатність виконувати різні типи захвату. У біомеханіці виділяють силовий, точний (пінцетний), циліндричний, сферичний, гачковий та щипковий захвати.

Для технічного відтворення необхідно забезпечити можливість переходу між різними типами захвату без значного ускладнення конструкції. Це досягається шляхом використання синергетичних механізмів [13], у яких декілька суглобів керуються одним приводом [14], або за рахунок застосування адаптивних пальців, що можуть змінювати свою форму залежно від об'єкта [15, 16].

Також, жива кисть людини має високу тактильну чутливість завдяки великій кількості рецепторів, розташованих у шкірі пальців. Сенсорна інформація дозволяє регулювати силу захвату, визначати форму та текстуру предмета, а також координувати рухи з високою точністю [17, 18].

У технічних системах ця функція реалізується за допомогою сенсорів сили, тиску, положення та прискорення [19]. Інформація від цих сенсорів передається до

системи керування, яка коригує роботу приводів у реальному часі. Використання сенсорного зворотного зв'язку (СЗЗ) є особливо важливим у біопротезуванні, де необхідно забезпечити максимально природне керування рухами.

Однак, все ще невирішеними є ряд проблем та недоліків існуючих принципів технічного відтворення кисті руки у біонічних протезах. Основними труднощами технічного відтворення кисті є велика кількість СВ, складна структура суглобів, необхідність передачі зусилля на відстань та потреба у сенсорному зворотному зв'язку.

У сучасній робототехніці та сфері біопротезування застосовуються різноманітні підходи до подолання суперечностей між функціональністю та складністю конструкції протезів. Одним із найбільш поширених є підхід, що передбачає раціональне спрощення кінематичної структури при збереженні ключових функціональних характеристик кисті [10].

В табл. 1.1 проведено порівняльний аналіз живої кисті руки та протезів bebionic і i-Limb відповідно до реалізованих в них СВ.

Таблиця 1.1

Порівняння кисті людини та поширених біонічних протезів

Характеристика	Жива кисть	bebionic	i-Limb (Ultra/Quantum)
Кількість м'язів/двигунів у кисті	~34 м'язи	5 двигунів для кожного пальця; ротація великого пальця проводиться вручну)	5 двигунів для кожного пальця; окремий двигун для ротації великого пальця (для Ultra/Quantum)
Геометричні СВ кисті	27 СВ	6 СВ, 11 шарнірів	6 СВ, 11 шарнірів
Активні СВ	27 СВ	5 активних СВ; пасивний СВ для ротації великого пальця	6 активних СВ
Тип кінематики пальців	Відкритий серійний синергічний тип кінематики	Чотириланкове з'єднання	Сухожильні дволанкові пальці

Відповідно до табл. 1.1 конструкції сучасних комерційних біонічних протезів є дуже спрощеним наближенням до функціональності живої кисті руки.

Також слід враховувати, що ефективність використання складних багатофункціональних протезів значною мірою залежить від можливостей системи керування, зокрема на основі відбору та обробки біосигналів [20]. Обмежена інформативність та варіабельність таких сигналів накладають обмеження на кількість незалежно керованих СВ, що ще більше підкреслює необхідність узгодження механічної та керуючої підсистем.

Ключовим завданням сучасного біопротезування є визначення раціонального компромісу між кількістю СВ, функціональними можливостями пристрою та його ергономічними характеристиками [10]. Досягнення такого компромісу можливе лише за умови комплексного підходу, який враховує як технічні обмеження, так і реальні потреби користувача, забезпечуючи баланс між функціональністю, зручністю та надійністю протеза.

Окремим підходом до вирішення проблеми оптимальної кількості СВ є застосування біоміметичних конструкцій, що максимально повторюють будову людської кисті [21]. Також широко використовуються модульні конструкції, у яких кожен палець є окремим функціональним блоком [22]. Однак, такі протези перебувають на етапі досліджень.

В плані СЗЗ, то його відсутність в протезі обмежує точність маніпуляцій і призводить до перевантаження зорового контролю [23]. Тому сучасні дослідження спрямовані на створення замкнених систем керування (closed-loop) [24], де протез не лише виконує команди, а й передає інформацію про взаємодію з об'єктами. Тому проведено аналіз підходів до реалізації такого зворотного зв'язку (ЗЗ) в сучасних біонічних протезах.

1.3. Аналіз поширених концепцій реалізації сенсорного зворотного зв'язку в сучасних біонічних протезах кисті людини

Як згадувалось вище, активно розвиваються концепції замкнених систем керування (closed-loop control) [24], що інтегрують сенсорні канали у процес керування протезом.

Біонічний протез із СЗЗ функціонує як багатоканальна система керування [24]:

$$u(t) \rightarrow P \rightarrow y(t) \rightarrow S \rightarrow f(y) \rightarrow h(t), \quad (1.1)$$

де: $u(t)$ – керуючий сигнал (часто ЕМГ); P – протез; $y(t)$ – вихідні параметри (позиція, сила); S – сенсорна система; $f(y)$ – функція кодування; $h(t)$ – сигнал ЗЗ.

В цьому плані сенсорна система по аналогії із живим організмом може включати в себе дві основні підсистеми – підсистему тактильних відчуттів та пропріоцепції [25, 26]. Призначенням останньої в живому організмі є забезпечення здатності організму відчувати положення, рух і напруження частин тіла без зорового контролю. Реалізується пропріоцепція завдяки спеціалізованим рецепторам, які реагують на розтяг м'язів, напруження в сухожиллях, передають інформацію про кут і положення суглобів [25]. Ці сигнали передаються через нервову систему до мозку, де інтегруються для точного контролю рухів. В плані біопротезування мова йде про штучну пропріоцепцію [27], яка в сучасних протезах реалізовується досить примітивно, шляхом використання в двигунах внутрішніх чи зовнішніх енкодерів, давачів положення, кутового переміщення тощо. Основна ж частка досліджень сьогодні спрямована в напрямку реалізації підсистеми тактильних відчуттів [26-28]. Наразі більшість протезів кистей зосереджені на вдосконаленні механічної структури або стратегій контролю протезів, тоді як ні комерційні, ні лабораторні протези для кистей рук не забезпечують задовільних тактильних відчуттів для користувачів. Аналізуючи, наприклад, домінуючі комерційні протези для кистей, такі як i-Limb від Touch Bionics, Myohand та Michelangelo від Ottobock, а також Vebionic, їхні численні СВ дозволяють користувачам виконувати фундаментальні завдання в повсякденному житті, проте вони не можуть донести до користувачів тактильну інформацію без візуального ЗЗ [27].

Реалізацію функції тактильних відчуттів для протезів кисті можна розділити на два етапи: тактильне сприйняття та стимуляційний ЗЗ [26]. Тактильне

сприйняття, засноване на різних методах трансдукції, спрямоване на виявлення та вимірювання певної властивості об'єкта через контакт. Зазвичай це здійснюється за допомогою тактильних датчиків, прикріплених до кінчиків пальців або долонь протезів рук. Що стосується стимуляційного ЗЗ, то він полягає у передачі тактильної інформації до залишків тіла користувача для перцептивної інтерпретації та зазвичай здійснюється за допомогою певних методів стимуляції.

Проведено аналіз основних концепцій та підходів до реалізації СЗЗ в біонічних протезах кисті руки.

1) Неінвазивні концепції.

Сюди відноситься вібраційний ЗЗ, а найбільш поширеною концепцією є використання вібраційних актуаторів [26, 29]. Приклад реалізації такої концепції наведено на рис. 1.2. Такий підхід вирізняється простотою реалізації, низькою вартістю та швидкою адаптацією. Основними ж недоліками є низька просторово-часова роздільна здатність та неприродність відчуттів.



Рис. 1.2. Приклад неінвазивної концепції із вібраційним ЗЗ [29]

В іншому випадку розглядається електротактильний ЗЗ, який передбачає стимуляцію шкіри електричними імпульсами (рис. 1.3). Перевагою такого підходу є краща інформаційна щільність та можливість багатоканальної стимуляції. До

недоліків слід віднести дискомфорт, складність калібрування та залежність від стану шкіри.



Рис. 1.3. Приклад неінвазивної концепції із електротактильним ЗЗ [30]

2) Периферичні інвазивні концепції

До цієї групи можна віднести концепцію на основі застосування інвазивних манжетних електродів. Приклад реалізації такої концепції наведено на рис. 1.4.

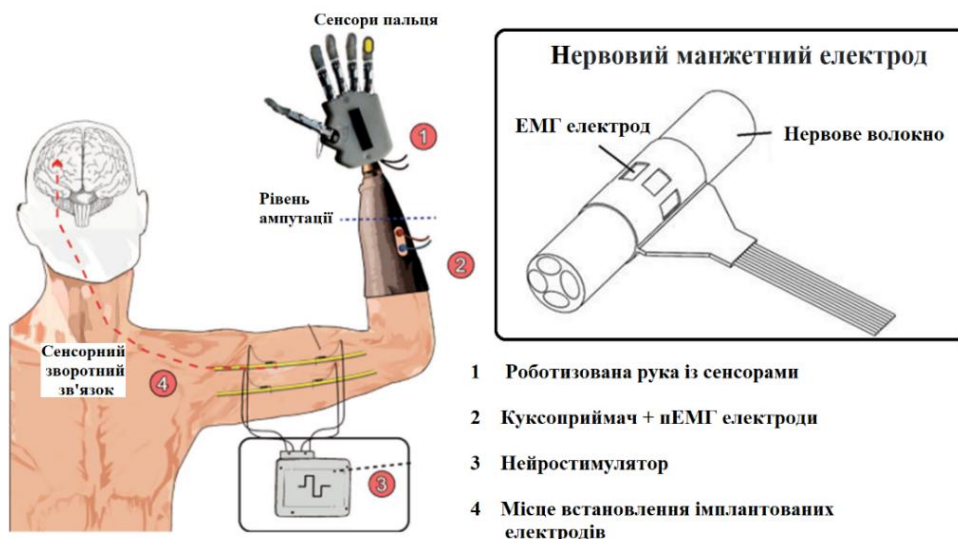


Рис. 1.4. Підходи щодо реалізації концепції застосування інвазивних манжетних електродів [31]

Ця концепція базується на стимуляції периферичних нервів через імплантовані електроди. Перевагами такого підходу є висока локалізація та природність відчуттів. До недоліків можна віднести інвазивність та обмежену селективність.

3) Центральні (нейроінтерфейсні) концепції

До цієї групи концепцій відноситься насамперед інтракортикальна мікростимуляція (ICMS) [32]. Вона реалізується шляхом стимуляції соматосенсорної кори головного мозку. Перевагами є найвища точність та потенційно природні відчуття. Недоліками є висока інвазивність та складність клінічного впровадження. Приклад такої нейроінтерфейсної концепції наведено на рис. 1.5.

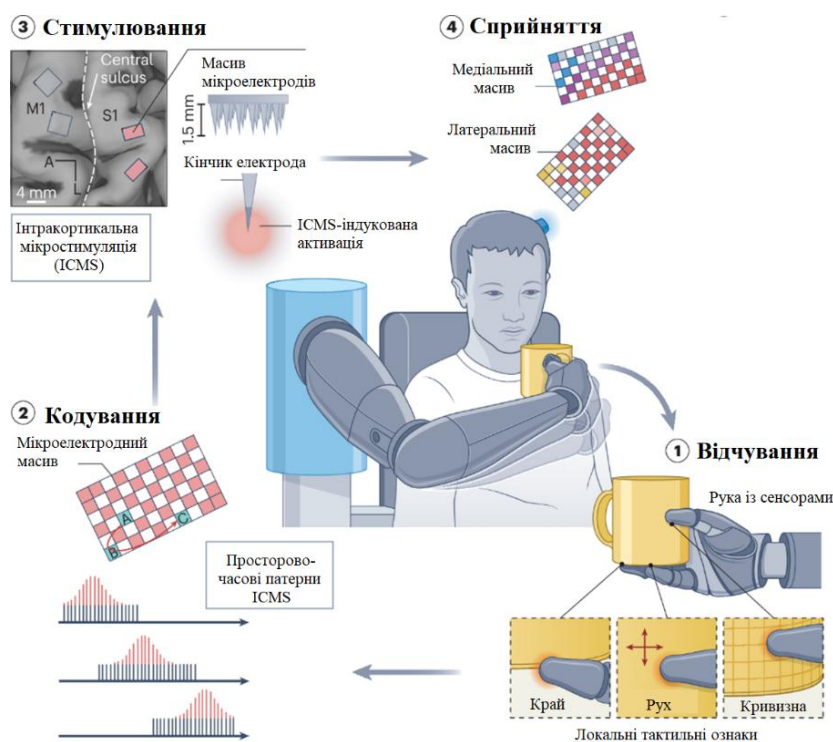


Рис. 1.5. Приклад реалізації нейроінтерфейсної концепції на основі інтракортикальної мікростимуляції [32]

4) Остеоінтегровані нейром'язові системи

Дана концепція поєднує механічну та нейронну інтеграцію протеза (рис. 1.6). Її особливостями є пряме кріплення до кістки, стабільний інтерфейс сигналів та можливість інтеграції СЗЗ.

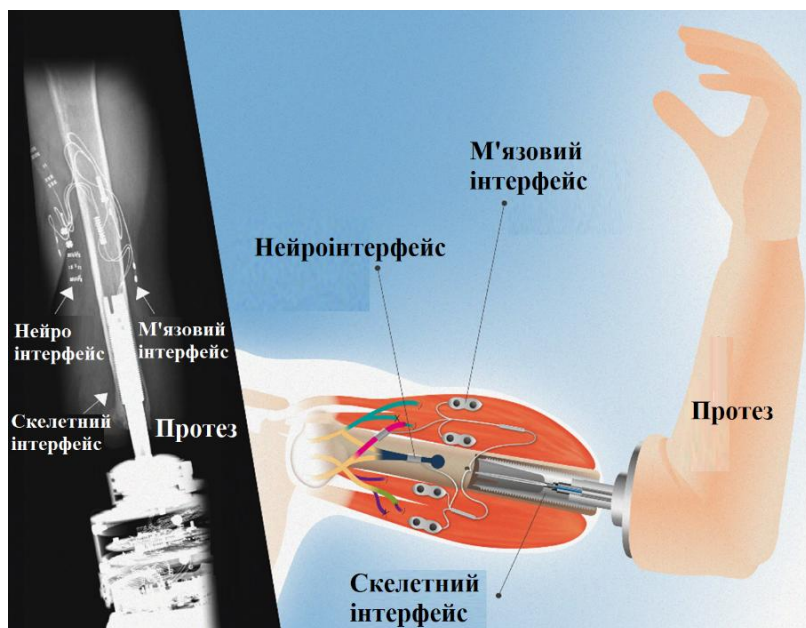


Рис. 1.6. Приклад остеointегрованої нейром'язової системи [33]

В табл. 1.2 наведено порівняльний аналіз описаних концепцій в плані інвазивності, інформативності, надійності та стадії впровадження.

Таблиця 1.2

Порівняльний аналіз концепцій реалізації сенсорного зворотного зв'язку

Концепція	Інвазивність	Інформативність	Надійність	Стадія розвитку
Вібраційна	низька	низька	висока	комерційна
Електротактильна	низька	середня	середня	експеримент
Манжетні нейроелектроди	середня	висока	середня	клінічні
Внутрішньонервові електроди	висока	дуже висока	низька	дослідження
ICMS	дуже висока	максимальна	низька	дослідження

Таким чином жодна з концепцій не є універсальною. Комерційні системи орієнтовані на надійність і простоту, тоді як дослідницькі – на максимальну біоміметичність.

В структурі більшості комерційних біонічних протезів кисті застосовуються різноманітні сенсори, але важливо розрізняти 2 різні рівні реалізованого з їхньою допомогою 33 [26]:

- ЗЗ всередині протеза (для системи керування) – щоб кисть надійно виконувала команду (позиція пальців, стабільність хвату, захист двигунів тощо);

- ЗЗ для користувача (щоб “відчувати”) – це спроба реалізації підсистеми тактильного ЗЗ, і вона в комерційних моделях зустрічається рідше, але з’являється.

Так, для протезів bebionic [34] у специфікації вказано, що рухи пальців відстежуються сенсорами (через “патентовану систему кодування”), що забезпечує повторюваність хватів – тобто це прямий ЗЗ для контролера протеза. Для протеза TASKA Hand [35] у клінічній документації прямо зазначено, що кисть може керуватися сигналами з різних типів сенсорів, зокрема застосовуються FSR (Force Sensing Resistor) сенсори, а також ЕМГ та масиви для розпізнавання патернів. Це означає, що сенсорні дані можуть входити в контур керування. Össur i-Limb Quantum [36] має комерційну функцію Auto-Grasp (anti-drop/anti-slip), тобто елементи автоматичної стабілізації хвату – це теж приклад використання внутрішнього ЗЗ (хоча не деталізовано, якими саме сенсорами/ознаками це реалізовано).

Зазвичай в таких протезах вимірюється/визначається положення/швидкість пальців (з допомогою сенсорів положення, внутрішніх енкодерів), навантаження двигунів (за струмом/моментом), інколи прямий контакт/тиск для контролю сили та антиковзання [27].

Сенсори ж для відчуттів користувача практично не застосовуються [28], за виключенням незначної кількості протезів, як, наприклад, PSYONIC Ability Hand [37], для якого в документації зазначено, що у кисті є вбудовані сенсори, що визначають тиск при хваті, і система передає це як вібрацію на руку.

Оптимальним напрямом розвитку концепцій створення високофункціональних біонічних протезів кисті є гібридні системи, що поєднують неінвазивний СЗЗ, адаптивні алгоритми обробки та окремі типи тактильної стимуляції. Найбільш перспективними є підходи, що забезпечують високу інформативність сигналів, мінімальну інвазивність та адаптивність до користувача.

Також необхідним є проведення аналізу підходів щодо керування біонічним протезом, оскільки від цього залежатиме кількість виконуваних рухів і типів захвату, а, відповідно, і функціональність протеза.

1.4. Керування біонічним протезом на основі сигналів поверхневої електроміографії

Ефективне керування біонічним протезом базується на використанні біологічних сигналів користувача, які виступають джерелом інформації про наміри виконання рухів. Ці сигнали перетворюються на керуючі команди за допомогою людино-машинного інтерфейсу (ЛМІ) [38], що забезпечує взаємодію між користувачем і технічним пристроєм. Саме ЛМІ відіграє ключову роль у відновленні або компенсації втрачених функцій у осіб з ампутаціями, забезпечуючи інтуїтивне та адаптивне керування протезом.

Біологічні сигнали, що використовуються в таких інтерфейсах, можуть мати різну природу – від біомеханічних параметрів (наприклад, залишкових рухів кінцівки) до електрофізіологічної активності нервової системи. У наукових дослідженнях [39-41] розглядаються підходи, що базуються на декодуванні активності нейронів моторної кори головного мозку, що дозволяє безпосередньо інтерпретувати наміри руху. Інший напрям [42] передбачає використання внутрішньом'язової електроміографії, що забезпечує більш локалізовану реєстрацію м'язової активності.

Однак зазначені підходи належать до інвазивних, оскільки потребують хірургічного втручання для імплантації електродів. Це суттєво обмежує їх практичне застосування через низку супутніх факторів, зокрема ризик інфекційних ускладнень, можливість імунного відторгнення імплантів, деградацію якості сигналу з часом, загальні медичні ризики, пов'язані з оперативним втручанням тощо.

Основою неінвазивних електрофізіологічних ЛМІ є реєстрація сигналів нейронної активності, таких як електроенцефалографія та електроміографія (ЕМГ)

[43]. Серед них особливе місце займають сигнали поверхневої ЕМГ (пЕМГ), які формуються внаслідок активації скелетних м'язів і відображають передачу нервових імпульсів від центральної нервової системи до периферії.

Порівняно з іншими неінвазивними методами, пЕМГ має низку суттєвих переваг, зокрема компактність і малу масу сенсорів, можливість інтеграції електродів безпосередньо в конструкцію протеза, відносну простоту апаратної реалізації, придатність для використання в реальному часі тощо [42]. Ці характеристики роблять пЕМГ одним із найбільш поширених і практично реалізованих каналів керування у комерційних біонічних протезах [27].

Водночас використання пЕМГ супроводжується певними обмеженнями [44]. Якість сигналу значною мірою залежить від геометрії та площі контакту електродів зі шкірою, стабільності їх розташування, індивідуальних анатомічних особливостей користувача, наявності шумів та артефактів (зокрема рухових і електромагнітних) [45]. Особливої складності набуває забезпечення стабільного контакту електродів у компактних протезах кисті, де просторові обмеження впливають на конфігурацію сенсорної системи [46]. Це може призводити до зниження інформативності сигналів та ускладнювати їх подальшу обробку.

Додатково слід зазначити, що ефективність ЛМІ на основі пЕМГ значною мірою визначається не лише якістю реєстрації сигналів, але й алгоритмами їх обробки, виділення ознак та класифікації [47-50]. Сучасні підходи активно використовують методи машинного навчання, що дозволяє підвищити точність розпізнавання намірів користувача навіть за умов обмеженої якості сигналу.

У загальній архітектурі керування протезами, що базуються на пЕМГ, зазвичай виділяють три основні рівні: верхній, середній і нижній [51]. Верхній рівень відповідає за розпізнавання наміру користувача виконати певний (зокрема фантомний) рух. На середньому рівні цей намір трансформується у відповідні режими роботи або типи рухів протеза. Нижній рівень реалізує безпосереднє керування виконавчими елементами, визначаючи параметри роботи електродвигунів. Тривірнева структура забезпечує перехід від сирих

електрофізіологічних сигналів до керуючих впливів на виконавчі механізми протеза.

Важливо проаналізувати технічні особливості відомих методів та засобів реєстрації сигналів пЕМГ з метою виявлення можливості використання їх для керування високофункціональними біонічними протезами кисті людини.

1.5. Методи та засоби реєстрації сигналів поверхневої електроміографії для задачі керування біонічним протезом

Для ЕМГ-сигналу є характерною низька амплітуда (приблизно 0,1-5 мВ) та широкий спектр частот (переважно 20-500 Гц), що накладає специфічні вимоги до апаратних та програмних засобів його реєстрації та обробки [48].

Реєстрація сигналів пЕМГ базується на вимірюванні різниці потенціалів між електродами, розміщеними на поверхні шкіри над активними м'язами. Основними методами реєстрації є [48, 49, 52, 53]:

1) Біполярна реєстрація. Цей метод передбачає використання двох активних електродів, розташованих уздовж м'язового волокна, та одного референтного електрода. Сигнал визначається як різниця потенціалів між активними електродами. До переваг методу слід віднести високу завадостійкість, зменшення впливу зовнішніх електромагнітних завад та покращене виділення локальної м'язової активності. Недоліком є залежність якості сигналу від точності розташування електродів.

2) Монополярна реєстрація. У цьому методі один електрод розміщується над активним м'язом, а інший – на електрично нейтральній ділянці (наприклад, кістковій поверхні). Перевагою методу є простота реалізації та можливість оцінки загальної активності м'яза. До недоліків слід віднести більшу чутливість до шумів та нижчу просторову селективність.

3) Багатоканальна ЕМГ. В сучасних системах дедалі частіше використовуються матриці електродів для одночасної реєстрації сигналів з декількох ділянок м'яза. Перевагами такого підходу є можливість просторового

аналізу, підвищення точності класифікації рухів та можливість застосування в складних системах керування протезами. Недоліками є складність обробки сигналів та підвищені вимоги до апаратного забезпечення.

Система реєстрації ЕМГ-сигналів складається з кількох ключових компонентів: електродів, підсилювальних пристроїв, вузлів апаратної фільтрації, аналого-цифрового перетворення та обчислювальної платформи.

Електроди є первинними сенсорами, що безпосередньо контактують зі шкірою [54-56].

Оскільки ЕМГ-сигнали мають низьку амплітуду, необхідне використання високочутливих підсилювачів, які забезпечували б високий коефіцієнт підсилення (1000-10000), високий коефіцієнт придушення синфазного сигналу та мали б низький рівень власних шумів [56].

Також ЕМГ-сигнал містить значну кількість шумів, зокрема мережеві завади (50/60 Гц), артефакти руху, електродні шуми тощо. Тому необхідним є застосування смугових фільтрів (20-500 Гц), режекторних фільтрів (50 Гц) а також додаткових високочастотних та низькочастотних фільтрів [56].

Після підсилення та фільтрації сигнал має бути оцифрований і рекомендованими параметрами є значення частоти дискретизації не менше 1000 Гц і розрядності не менше 12-16 біт [56].

Для обробки сигналів використовуються зазвичай мікроконтролери, вбудовані системи чи одноплатні комп'ютери. Вони забезпечують попередню обробку сигналів, виділення інформативних ознак та передачу даних до систем керування протезом.

Важливим аспектом є адаптація системи до індивідуальних особливостей користувача, зокрема анатомії та стану м'язів. В цьому плані, сучасні дослідження спрямовані на використання машинного навчання для розпізнавання ЕМГ-патернів, розробку бездротових систем реєстрації, інтеграцію сенсорів у носимі пристрої та підвищення точності керування за рахунок багатоканальних систем.

Комерційно доступні біонічні протези, як, наприклад, Sensorhand Speed від Otto Bock, як і попередні версії протеза Bebionic, оснащені двома електродами

пЕМГ, які розміщуються на ділянках залишкового м'яза з максимальною електрофізіологічною активністю [51]. На рис. 1.7 показано куксоприймаючу гільзу Vebionic для руки та встановлені в ній міоелектроди.

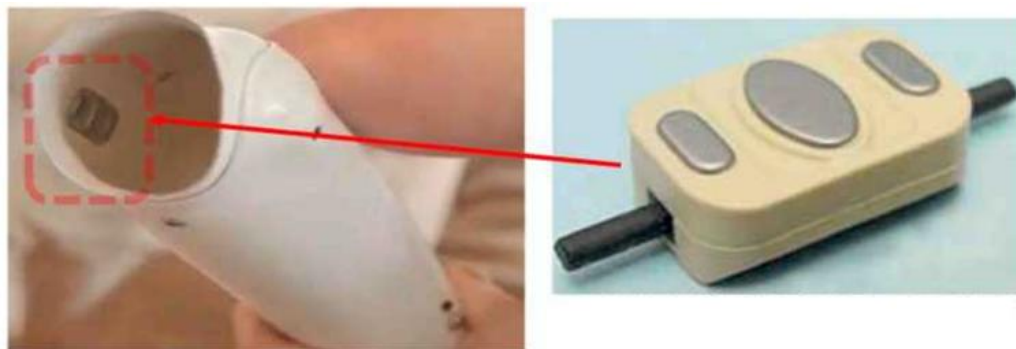


Рис. 1.7. Міоелектроди що, встановлені в гільзу протеза [51]

Для кращої диференціації ознак дрібної моторики в структурі сигналів пЕМГ та відповідно формування більшої кількості сигналів керування біонічним протезом та в кінцевому випадку підвищення його функціональності, можливим є застосування мультиелектродних систем реєстрації сигналів пЕМГ.

Так, компанія Ottobock пропонує систему розпізнавання патернів сигналів пЕМГ – Myo Plus (рис. 1.8) [57], що включає в себе спеціальну манжету з електродами для власне запису ЕМГ-сигналів та програмне забезпечення для їх обробки, виділення патернів сигналів, які відповідають окремим рухам та адаптації цих патернів для керування біонічними протезами bebionic.

Іншим прикладом мультиелектродної системи реєстрації ЕМГ-сигналів є браслет Myo Armband [58]. Його вигляд та структура наведені на рис. 1.9. Це носимий пристрій від Thalmic Labs Inc., оснащений вісьмома ЕМГ електродами, 9-осьовим інерційним вимірювальним блоком (3-осьовий гіроскоп, 3-осьовий акселерометр та 3-осьовий магнітометр) та модулем передачі [58].



Рис. 1.8. Зовнішній вигляд комплексу Myo Plus [57]



Рис. 1.9. Зовнішній вигляд браслета Myo Armband [58]

Однак, існуючі комерціалізовані манжети чи браслети із більшою кількістю ЕМГ електродів, такі як Myo Armband та Myo Plus, мають ряд недоліків. Зокрема перший браслет є досить вартісним із великою кількістю додаткових функцій, зокрема і для аналізу положення руки в просторі. Ці функції не є необхідними для керування протезом, але їх наявність значно збільшує вартість браслета, знижує ресурс роботи від внутрішніх акумуляторів та потребує додаткового апаратно-програмного забезпечення для стикування із власне протезом. Манжета Myo Plus є громіздкою та незручною для постійного користування. Основним же недоліком обох систем є власне конструкція електродів, які мають форму металевих пластин із спеціальним покриттям. Такі пластини погано прилягатимуть до поверхні шкіри, особливо коли на ділянці руки буде багато волосся. Також такі пластини будуть чутливими до потовиділення, солей на поверхні шкіри чи її забруднення. Значним також буде рівень артефактів від рухів руки і незначних зміщень пластин електродів по поверхні шкіри.

Оскільки, для повноцінного та максимально близького до природного механізму виконання рухів біонічним протезом розглянуті вище підходи та концепції мають бути об'єднані в єдину комплексну систему, проведено аналіз способу реалізації цього принципу в живому організмі, зокрема на основі

механізму соматосенсорної інтеграції, з метою спроби наступної адаптації його до використання в високофункціональному біонічному протезі.

1.6. Сенсомоторна інтеграція при виконанні рухів захвату

Сенсомоторна інтеграція є фундаментальним механізмом, що забезпечує узгоджену взаємодію сенсорних і моторних систем під час виконання довільних рухів [59]. Особливо важливу роль вона відіграє при виконанні рухів захвату, які потребують точного поєднання зорової, пропріоцептивної та тактильної інформації з моторними командами центральної нервової системи. Захват предмета є складним багатоетапним процесом, що включає планування руху, формування пози кисті, контакт з об'єктом та регуляцію сили утримання. Усі ці етапи реалізуються завдяки роботі сенсомоторних нейронних мереж, які інтегрують інформацію з різних рецепторних систем і забезпечують точне керування м'язами верхньої кінцівки [59-61].

Під час виконання руху захвату сенсорна інформація надходить від рецепторів м'язів, сухожилків, суглобів і шкіри, а також від зорової системи. Отримані сигнали аналізуються у ЦНС та використовуються для формування моторної програми, що визначає положення кисті, конфігурацію пальців і величину прикладеної сили [61].

Рух захвату можна розділити на кілька послідовних етапів: досягнення об'єкта, формування конфігурації кисті, контакт з предметом та утримання. На першому етапі відбувається візуальне визначення положення і форми об'єкта, після чого формується моторна програма руху. Ще до контакту з предметом кисть набуває форми, що відповідає його розміру і орієнтації. Це вказує на те, що сенсомоторна система здатна прогнозувати необхідні параметри руху [61].

Після контакту з об'єктом активується тактильна і пропріоцептивна інформація, яка дозволяє точно регулювати силу захвату [61].

Пропріоцептивні рецептори, розташовані у м'язах, сухожилках і суглобах, забезпечують інформацію про положення кінцівки та ступінь напруження м'язів

[25, 27]. Завдяки цьому мозок може оцінювати поточний стан руху і вносити необхідні корекції.

Тактильні рецептори шкіри пальців дозволяють визначати момент контакту з предметом, його текстуру, жорсткість і ковзання [28]. Саме ці сигнали використовуються для регуляції сили захвату. Якщо предмет починає вислизати, сенсорна інформація швидко передається до моторних центрів, що викликає збільшення сили стискання.

Навіть при різних типах захвату використовується обмежена кількість основних моторних шаблонів, які комбінуються між собою. Це уможливорює нервовій системі швидко формувати необхідний рух [10].

Сучасні дослідження [62-66] показують, що ефективне керування протезом можливе лише при поєднанні моторних сигналів із сенсорними даними, такими як тиск, положення та ковзання. Такий підхід дозволяє створити замкнений сенсомоторний контур, подібний до природного.

Підсумовуючи все вище сказане та беручи за основу принцип сенсомоторної інтеграції, ключовим елементом, який визначає функціональність біонічного протеза є система керування за умови оптимального вибору та наступної реалізації в конструкції такого протеза необхідної кількості СВ, наявності кіл СЗЗ та мультиелектродної системи реєстрації сигналів пЕМГ. По аналогії з люльським організмом ця система виконуватиме роль головного мозку, що, на основі зареєстрованих сигналів пЕМГ та відповідно до наявних сигналів СЗЗ, вибиратиме відповідні шаблони виконання рухів елементів протеза і формуватиме відповідні сигнали керування електроприводами. При цьому, визначальними для ефективної та надійної роботи такої системи будуть алгоритми та методи обробки сигналів пЕМГ. Також ці алгоритми мають бути гнучкими до кількості опрацьовуваних сигналів та адаптивними до змін параметрів та характеристик останніх залежно від умов реєстрації чи індивідуальних особливостей користувачів протезом. Тому, на наступному етапі було проведено аналіз існуючих та поширених методів обробки сигналів пЕМГ стосовно відповідності зазначеним умовам та вимогам.

1.7. Методи обробки сигналів поверхневої електроміографії

У сучасних комерційних біонічних протезах верхніх кінцівок застосовується обмежене коло методів обробки сигналів пЕМГ. На відміну від численних наукових підходів, промислові реалізації орієнтовані на забезпечення роботи в реальному часі, низьке енергоспоживання, обчислювальну ефективність і високу надійність. Саме ці вимоги визначають вибір алгоритмів, що використовуються у продуктах провідних компаній, таких як Ottobock, Össur, Coapt та Touch Bionics.

Проведено більш детальний аналіз відомих методів та алгоритмів обробки пЕМГ для задачі керування біонічними протезами.

1.7.1. Класичне амплітудне керування

Класичне амплітудне керування (direct або conventional control) [67, 68] є найбільш поширеним методом, який і досі використовується як базовий стандарт у багатьох комерційних системах протезування.

Обробка сигналу в межах цього підходу реалізується за типовим алгоритмом [69]:

- 1) смугове фільтрування сигналу (приблизно 20–450 Гц);
- 2) повновипрямлення;
- 3) низькочастотна фільтрація з метою отримання огинаючої пЕМГ;
- 4) наступна порогова або пропорційна інтерпретація сигналу.

У межах даного підходу реалізуються два основні режими керування:

- дискретне (on–off) – активація руху при перевищенні заданого порогу;
- пропорційне – швидкість або сила руху є пропорційною амплітуді сигналу.

Як правило, використовуються один або два електроди, що обмежує кількість незалежних СВ, але забезпечує високу надійність і простоту реалізації.

1.7.2. Керування на основі кінцевих автоматів

У багатофункціональних протезах кисті широко застосовується підхід, заснований на кінцевих автоматах (Finite State Machine, FSM) [67], зокрема у системах типу i-Limb.

Принцип функціонування полягає у використанні амплітудних характеристик ЕМГ-сигналів та їх порогових значень для перемикання між задалегідь визначеними станами. Кожен стан відповідає окремому типу захвату або положенню протеза [67, 70, 71]. Перехід між станами здійснюється на основі комбінацій м'язових скорочень, що дозволяє реалізувати багатозахватні режими при обмеженій кількості каналів.

Основними перевагами даного підходу є низька обчислювальна складність, відсутність необхідності використання методів машинного навчання та стабільність роботи у реальних умовах експлуатації.

1.7.3. Методи розпізнавання образів

Методи розпізнавання образів (Pattern Recognition, PR) [67, 68, 72-76] є сучасним стандартом для високофункціональних (high-end) біонічних протезів. Вони використовуються, зокрема, у системах Coapt Complete Control та Ottobock Myo Plus.

Загальна структура обробки сигналів у таких системах включає:

- 1) багатоканальну реєстрацію ЕМГ-сигналів;
- 2) попередню фільтрацію та нормалізацію;
- 3) сегментацію сигналу на часові вікна;
- 4) виділення інформативних ознак;
- 5) класифікацію з метою визначення наміру руху.

Серед класифікаторів домінує лінійний дискримінантний аналіз (LDA), що пояснюється його обчислювальною ефективністю, низькою затримкою тощо. Рідше застосовуються методи опорних векторів (SVM), k-найближчих сусідів (k-NN), гаусові суміші (GMM) та нейронні мережі.

1.7.4. Регресійні методи

Регресійні підходи спрямовані на забезпечення безперервного керування кількома СВ. До них належать лінійна регресія та нейромережеві регресійні моделі [77]. Незважаючи на значний потенціал, ці методи перебувають на стадії досліджень [78, 79], проте поступово інтегруються у комерційні рішення [80].

1.7.5. Узагальнення сучасних підходів

Аналіз сучасних комерційних рішень дозволяє виділити дві основні парадигми обробки ЕМГ-сигналів. Перша – традиційне керування, що базується на аналізі огинаючої сигналу та включає порогові й пропорційні методи, а також реалізацію логіки керування за допомогою кінцевих автоматів. Цей підхід домінує у масовому сегменті завдяки простоті та надійності. Друга – методи розпізнавання образів, що використовують багатоканальні сигнали, часові ознаки та класифікацію (найчастіше LDA). Вони забезпечують більш природне керування та застосовуються у високотехнологічних протезах.

Складні методи, такі як глибоке навчання, вейвлет-аналіз і розвинені спектральні підходи, наразі переважно залишаються на рівні наукових досліджень і ще не набули широкого впровадження у комерційних системах.

Нижче наведена узагальнена табл. 1.3 із аналізом методів обробки ЕМГ-сигналів для окремих комерційно доступних біонічних протезів.

Аналіз сучасних комерційних систем біонічного протезування дозволяє виділити три основні рівні обробки сигналів пЕМГ, які відрізняються за складністю реалізації, функціональними можливостями та рівнем інтелектуалізації керування.

Перший рівень представлений прямим міоелектричним керуванням (Direct Control), яке є домінуючим стандартом у більшості серійних протезів. У межах цього підходу зазвичай використовується двоканальна реєстрація сигналів пЕМГ, отриманих від антагоністичних м'язових груп. Керування реалізується за пропорційним принципом, відповідно до якого швидкість або сила руху виконавчого механізму є функцією амплітуди ЕМГ-сигналу. Основними перевагами цього підходу є простота реалізації, висока надійність та мінімальні

обчислювальні витрати, що забезпечує його широке застосування у масовому сегменті протезів.

Таблиця 1.3

Методи обробки сигналів пЕМГ у комерційно доступних біонічних протезах

Протез	Основний метод обробки	Додаткові методи / режими	Особливості реалізації
bebionic (Ottobock)	1) Пряме міоелектричне керування	2) FSM для перемикання між захватами; 3) Розпізнавання образів (з системою Myo Plus)	Базово використовує двоканальне керування; у режимі Myo Plus застосовується багатоканальна реєстрація (~8 електродів) та навчання індивідуальних патернів рухів користувача
i-Limb (Össur)	Пряме міоелектричне керування (on-off / proportional)	FSM для вибору режимів і типів захвату	Перемикання між станами здійснюється спеціальними тригерами (комбінації скорочень або перевищення порогу)
Michelangelo (Ottobock)	Пряме міоелектричне керування	Розпізнавання образів (з системою Myo Plus)	Система Myo Plus навчається класифікувати індивідуальні м'язові патерни і призначає їм рухи протеза; користувач може перенавчати модель через мобільний застосунок
DEKA Arm (LUKE Arm)	Пряме міоелектричне керування	FSM; можливе розширене керування (мультиелектродні інтерфейси)	Попри високу механічну складність (кілька СВ), комерційні системи цього класу в основному використовують пряме міоелектричне керування

Другий рівень пов'язаний із використанням логічних схем керування, зокрема FSM. Такий підхід застосовується переважно у багатофункціональних протезах кисті, зокрема у системах bebionic та i-Limb. У цьому випадку сигнали пЕМГ використовуються для формування тригерів, які забезпечують перемикання між задалегідь визначеними станами, кожен з яких відповідає певному типу захвату або функціональному режиму. Такий підхід дозволяє реалізувати багатозахватність навіть при обмеженій кількості каналів, однак вимагає від користувача освоєння специфічних патернів керування.

Третій рівень представлений методами розпізнавання образів, які характерні для високотехнологічних протезних систем. У таких рішеннях використовується багатоканальна реєстрація пЕМГ, що дозволяє отримувати більш інформативні просторово-часові характеристики м'язової активності. Система проходить етап

індивідуального навчання, у процесі якого формуються патерни, що відповідають різним намірам руху користувача. Основною перевагою цього підходу є більш природне та інтуїтивне керування, однак він потребує більш складних алгоритмів обробки та періодичного перенавчання.

В табл. 1.4 наведено аналіз використання методів обробки сигналів пЕМГ у таких комерційних протезах, як bebionic, i-limb, Michelangelo (Ottobock), TASKA та Esper Hand (Esper Bionics).

Таблиця 1.4

Аналіз використання методів обробки сигналів пЕМГ у комерційних протезах

Метод обробки пЕМГ	bebionic (Ottobock/ Steeper)	i-limb (Össur)	Michelangelo (Ottobock)	TASKA Hand	Esper Hand
Порогове керування	+	+	+	+	±
Пропорційне керування (за рівнем амплітуди)	+	+	+	+	+
Класичне двоканальне антагоністичне керування	+	+	+	+	±
Перемикання режимів	+	+	+	+	–
Часовий аналіз	±	±	±	±	+
Спектральний аналіз	–	–	–	–	±
Розпізнавання патернів	±	±	±	±	+
Машинне навчання / ШІ-класифікація	–	–	–	–	+
Адаптивна персоналізація	–	–	–	–	+
Кількість виконуваних рухів (типів хвату)	~10–14	~10–16	~6–8	~8–10	~15–20+
Точність керування (реальний час)	~75–85%	~75–85%	~80–90%	~80–90%	~85–95%

Позначення в табл.1.4: «+» – використовується / заявлено; «±» – обмежено / опосередковано / залежить від режиму; «–» – не використовується або немає підтвердження.

У сучасних комерційних біонічних протезах верхніх кінцівок спостерігається співіснування двох концептуально різних підходів до обробки сигналів пЕМГ: класичного міоелектричного керування та інтелектуалізованих методів на основі розпізнавання образів і машинного навчання.

Також на основі проведеного вище аналізу було виділено чотири ключові групи методів обробки ЕМГ-сигналів і проведено їх порівняння за рядом важливих на думку автора критеріїв. Результати зведено в табл. 1.5.

Тому можна констатувати, що відбувається постійний пошук компромісу «простота ↔ функціональність». В цьому плані оптимальним є Direct control + FSM, його особливість – мінімальні ресурси, але обмежена функціональність. Наступним є PR та регресія, а особливість – більше можливостей, але складніша реалізація.

Щодо реального стану індустрії, то домінують сьогодні прості методи (Direct + FSM) через надійність, низьке енергоспоживання, відсутність складного навчання. При цьому PR (LDA) – це «золота середина», оскільки забезпечує хороший баланс «точність/затримка/ресурси».

Найкращий практичний компроміс сьогодні – використання методів на основі PR (особливо LDA), найнадійніші системи – Direct Control + FSM, найперспективніші (але ще нестабільні) – регресія та ШІ.

В табл.1.6 наведено результати ще глибшого аналізу із орієнтовними числовими оцінками для методів обробки пЕМГ, описаних вище. Наведені в таблиці числові значення не є паспортними значеннями для конкретних протезів, а інженерно обґрунтованими діапазонами для розглянутих вище класів методів, що наведені у відповідних посиланнях.

У літературі з керування біонічними протезами на основі розпізнавання образів найчастіше використовуються часові вікна тривалістю 100-250 мс, інколи до 300 мс, із оновленням класифікаційного рішення кожні 20-100 мс [81-83].

Типовим прикладом є реалізація на основі лінійного дискримінантного аналізу (LDA), де застосовується вікно близько 150 мс з оновленням кожні 100 мс, при цьому обчислювальні витрати на класифікацію становлять менше 3 мс [84].

Порівняння ключових груп методів обробки пЕМГ для керування біонічними протезами

Метод	Обчислювальна складність	Обчислювальні ресурси	Точність розпізнавання	Часова затримка	Час навчання	Кількість каналів	Кількість СВ	Інтуїтивність керування	Стійкість до шуму	Готовність до комерційного застосування
Класичне амплітудне керування (Direct Control)	Дуже низька	Мінімальні (мікроконтролери)	Низька–середня	Дуже мала (реальний час)	Не потребує	1–2	Низька	Низька–середня	Висока	Дуже висока (стандарт)
Кінцеві автомати (FSM)	Низька	Низькі	Середня	Дуже мала	Невеликий (навчання користувача)	1–2	Середня (через перемикання)	Середня (потрібно освоєння патернів)	Висока	Дуже висока
Методи розпізнавання образів (PR, LDA, SVM)	Середня	Середні (вбудовані CPU/DSP)	Висока	Мала (але > direct control)	Середній (калібрування)	4–8+	Висока	Висока	Середня	Висока (преміум-сегмент)
Регресійні методи (лінійні, нейромережі)	Середня–висока	Середні–високі	Потенційно дуже висока	Середня	Значний	4–8+	Дуже висока (безперервне керування)	Дуже висока	Низька–середня	Обмежена (переважно дослідження)
Методи глибокого навчання / ШІ (дослідницькі)	Висока	Високі (GPU/потужні CPU)	Дуже висока (теоретично)	Середня–висока	Великий	8+	Дуже висока	Дуже висока	Низька (чутливі до умов)	Низька

Результати глибокого аналізу із орієнтовними числовими оцінками для методів обробки пЕМГ

Метод	Типові обчислювальні платформи	Типове вікно / крок	Алгоритмічна затримка обробки*	Типова сумарна затримка керування**	Типова точність розпізнавання / керування	Час первинного навчання	Частота перенавчання	Масштабованість до багатьох СВ
Класичне амплітудне керування	MCU, DSP, малопотужні ARM	20–100 мс згладжування / майже без перекриття	<1 мс	~30–100 мс	не класифікація; для 1–2 СВ керування зазвичай стабільне, але функціонально обмежене	1–5 хв	рідко	низька
FSM на базі амплітудних тригерів	MCU, DSP	20–100 мс + логічна перевірка тригерів	<1–2 мс	~50–150 мс	для вибору режимів зазвичай висока надійність, але неінтуїтивне перемикавання; умовно 85–95% коректних переходів у стабільних умовах	10–30 хв освоєння користувачем	рідко	середня
PR + часові ознаки + LDA	ARM Cortex-M4/M7, DSP, ARM-A, SoC	100–250 мс / крок 20–100 мс	~1–3 мс	~120–300 мс	~88–97% offline, ~67–90% real-time залежно від умов	5–20 хв	періодично, інколи щодня/після зміни електродів	висока
PR + SVM	DSP, ARM-A, SoC, SBC	150–300 мс / крок 20–100 мс	~1,5–10 мс	~150–350 мс	~85–95% offline, ~70–90% real-time	10–30 хв	періодично	висока
Регресійні методи (лінійна регресія / каскадні моделі)	DSP, ARM-A, SoC	128–300 мс / крок 20–100 мс	~1–5 мс	~150–300 мс	для безперервного керування оцінюють не лише точність; типово добра плавність, але нижча стійкість до зсуву електродів	10–30 хв	частіше, ніж у LDA	дуже висока
Нейромережеві / deep learning (CNN, TCN, ANN тощо)	ARM-A, multicore SoC, FPGA, іноді GPU	150–300 мс / крок 10–50 мс	~5–25 мс на edge; іноді більше	~170–350+ мс	часто 90%+ offline, але real-time стабільність у реальному носінні все ще нерівномірна	20–60+ хв або попереднє навчання на датасетах	від періодичного до частого	дуже висока

* Алгоритмічна затримка обробки – тільки час цифрової обробки після того, як вікно вже накопичене.

** Сумарна затримка керування – накопичення вікна + обробка + логіка прийняття рішення; саме вона відчувається користувачем.

Дослідження embedded-реалізацій показують, що час класифікації для простих алгоритмів (Naive Bayes, kNN, дерева рішень) становить порядку 1 мс, тоді як для SVM – близько 1-2 мс, що вказує на те, що загальна затримка системи визначається переважно тривалістю вікна аналізу сигналу, а не складністю класифікатора [85].

Дальше, для наочності, було проведено числове ранжування описаних методів та підходів за 10-бальною шкалою за декількома критеріями, що визначають можливість комерціалізації методів. Результат изведено в таблиці 1.7.

Таблиця 1.7

Результати числового ранжування описаних методів за 10-бальною шкалою

Метод	Швидкість	Точність	Обчислювальна дешевизна	Простота впровадження	Природність керування	Придатність для масового продукту
Direct control	10/10	5/10	10/10	10/10	4/10	10/10
FSM	9/10	6/10	9/10	9/10	5/10	9/10
PR + LDA	8/10	8/10	8/10	7/10	8/10	8/10
PR + SVM / kNN	6–7/10	7–8/10	5–7/10	6/10	7/10	6/10
Регресія	7/10	7/10	6/10	5/10	9/10	5/10
Deep learning	5–7/10	8–9/10	3–5/10	4/10	9/10	4–6/10

З результатів аналізу, що наведені в табл. 1.7, можна зробити такі висновки:

- 1) Direct control / FSM – це мінімум обчислень, мінімум затримки, максимум надійності, але низька функціональна «пропускна здатність».
- 2) PR + LDA – найкращий практичний баланс: помірна затримка, висока точність, прийнятні обчислювальні вимоги, добра придатність до embedded-систем.
- 3) Регресія та deep learning – найперспективніші для природного багатоканального й багатоступеневого керування, але ще не найкращі за

співвідношенням «стабільність / енергоспоживання / складність налаштування» для масового комерційного сегмента.

В оглядових роботах зазначається, що затримка керування менше 300 мс є прийнятною для реального часу, тоді як значення менше 100-150 мс сприймаються користувачем як практично миттєві [86, 87].

Тепер, розглянувши основні вимоги, етапи проектування та необхідні складові системи для створення високофункціонального біонічного протеза кисті людини проведено постановку задач дослідження, які стосуються методів та алгоритмів відбору та обробки сигналів пЕМГ для системи керування таким біонічним протезом.

1.8. Постановка задач дослідження

Відповідно до даних, що зведені в табл. 1.5-1.7, можна сформулювати задачі, вирішення яких сприятиме створенню функціонального біонічного протеза із характеристиками та можливостями, які будуть кращі за промислові аналоги. Так, відповідно до таблиці 1.7, метод прямого керування є оптимальним порівняно із іншими методами за винятком двох критеріїв, а саме: точності та природності відтворюваних рухів. Покращення роботи системи керування за цими двома критеріями власне і сприятиме створенню такого протеза.

Стосовно точності відтворюваних протезом рухів, то вирішення цієї задачі полягає в розробленні методів обробки множини сигналів пЕМГ (ЕМГ-сигналів), які відібрані з допомогою мультиелектродної системи. Однак, більшість відомих і детально проаналізованих вище методів обробки сигналів пЕМГ розроблялись для роботи із одним сигналом, тоді, як інформативність такого одного сигналу є недостатньою для ідентифікації та диференціації більшої кількості інформативних ознак наміру пацієнта виконати складні або дрібні рухи, попри те, що такий підхід реалізовується в більшості комерційно доступних біонічних протезів.

Стосовно ж природності виконання рухів, то, відповідно до описаних вище принципів соматосенсорної інтеграції, робота системи керування біонічним

протезом обов'язково повинна включати контури ЗЗ, що може бути реалізовано за принципами СЗЗ та пропріоцепції. І якщо врахувати той факт, що більшість електродвигунів, які придатні для використання або вже використовуються в біонічних протезах, мають вбудовані енкодери із сенсорами переміщення, крутного моменту чи навантаження, створення контура штучної пропріоцепції не є складною технічною задачею, яка успішно виконується в частині комерційно доступних протезів. Стосовно ж повноцінного СЗЗ, зокрема реалізації системи забезпечення тактильних відчуттів, то цей підхід практично не застосовується в протезах, які функціонують на основі методів прямого керування, а застосовуються в основному або в протезах для наукових досліджень або протезах, що використовують методи машинного навчання чи штучні нейронні мережі (комерційні продукти практично відсутні).

Отже, основними задачами дослідження є розроблення методів обробки сигналів пЕМГ, які зареєстровані з допомогою мультиелектродної системи, а також введення контура СЗЗ на основі реалізації функції тактильних відчуттів та озроблення відповідних методів обробки сигналів від сенсорів цього контура і інтеграція цих методів в єдину структуру керування біонічним протезом. Власне вирішення цих задач і дасть можливість підвищення точності та природності виконуваних протезом рухів.

1.9. Висновки до розділу 1

У розділі проведено комплексний аналіз теоретичних основ побудови систем керування біонічними протезами кисті та визначено ключові напрямки їх розвитку.

На основі аналізу біомеханічних особливостей кисті людини показано, що її складна багатоланкова структура з великою кількістю ступенів вільності не може бути повністю відтворена технічними засобами, що обумовлює необхідність застосування принципу функціональної достатності та синергетичного керування.

На основі аналізу механізмів сенсомоторної інтеграції показано, що ефективне керування біонічним протезом можливе лише за умови реалізації

замкненого контуру керування, який поєднує моторні сигнали та сенсорний зворотний зв'язок.

Проаналізовано сучасні концепції реалізації сенсорного зворотного зв'язку та показано, що жодна з існуючих концепцій не є універсальною: неінвазивні методи характеризуються високою надійністю, але низькою інформативністю, тоді як інвазивні підходи забезпечують більш природні відчуття, проте мають суттєві обмеження щодо практичного застосування. Встановлено, що у більшості комерційних протезів сенсорний зворотний зв'язок реалізується переважно на рівні максимально простого внутрішнього контуру керування, тоді як повноцінна передача тактильних відчуттів користувачу залишається невирішеною задачею.

Встановлено, що основним неінвазивним джерелом інформації для керування біонічними протезами є сигнали поверхневої електроміографії, однак вони характеризуються низькою стабільністю, зашумленістю та залежністю від умов реєстрації, що ускладнює їх використання. Також показано, що існуючі методи реєстрації сигналів поверхневої електроміографії мають обмеження, пов'язані з якістю контакту електродів, впливом артефактів та індивідуальними особливостями користувача, що обумовлює доцільність застосування багатоканальних систем та адаптивних методів обробки сигналів.

Проведений аналіз основних поширених методів обробки сигналів поверхневої електроміографії для керування біонічними протезами кисті людини показав, що метод прямого керування є оптимальним порівняно із іншими методами за винятком двох критеріїв, а саме точності та природності відтворюваних протезом рухів. Тому, необхідним є розроблення методів обробки сигналів поверхневої електроміографії на основі методу прямого керування, із можливістю використання мультиелектродної системи реєстрації, а також введення контура сенсорного зворотного зв'язку на основі реалізації функції тактильних відчуттів із наступною інтеграцією цих двох груп методів обробки в єдину структуру керування біонічним протезом. Це забезпечить можливість підвищення точності та природності виконуваних протезом рухів.

РОЗДІЛ 2

ЗАСОБИ РЕЄСТРАЦІЇ БІОСИГНАЛІВ ТА СТРУКТУРНА ПОБУДОВА ІНТЕГРОВАНОЇ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ

2.1. Узагальнена структура системи керування біонічним протезом

Як зазначалось в попередньому розділі, центральною в плані наступної технічної реалізації є задача створення ефективної системи керування біонічним протезом із максимальним наближенням до функціональності природньої руки людини. На цьому етапі було проведено розробку структури системи керування біонічним протезом кисті руки із інтегрованим СЗЗ.

Зокрема, в праці [88] було запропоновано концепцію розроблення подібної структури біонічного протеза. Авторами було запропоновано організувати два незалежні та протилежно направлені канали обміну даними із застосуванням хмарних технологій (рис. 2.1). Так, канал 1 призначений для передачі реєстрованих сигналів від пЕМГ сенсорів (розміщені в куксоприймаючій гільзі) на смартфон чи ПК, де проводитиметься обробка цих сигналів, і наступну передачу сформованих сигналів керування на відповідні драйвери біонічного протеза. Зворотній канал 2 призначений для сприйняття сигналів від тактильних сенсорів біонічного протеза, передачу їх на смартфон чи ПК, де проводитиметься їх обробка, із наступною передачею отриманих в результаті обробки сигналів на актуатори, які розміщуються в куксоприймаючій гільзі.

Авторами [88] передбачалось, що ці два канали будуть незалежними один від одного, тобто перший канал буде призначений лише для керування протезом за сигналами пЕМГ а другий буде лише забезпечувати тактильні відчуття для користувача. Однак, можливі ситуації, коли в процесі захвату протезом якогось об'єкта в користувача будуть виникати інші більш сильні відчуття (наприклад біль від здавлювання пальця здорової руки) і мозок сприйматиме їх першочергово, ігноруючи сигнали сенсорів протеза при дотику до об'єкта захвату. В цьому

випадку користувач не зможе контролювати процес захвату чи утримування об'єкта протезом.

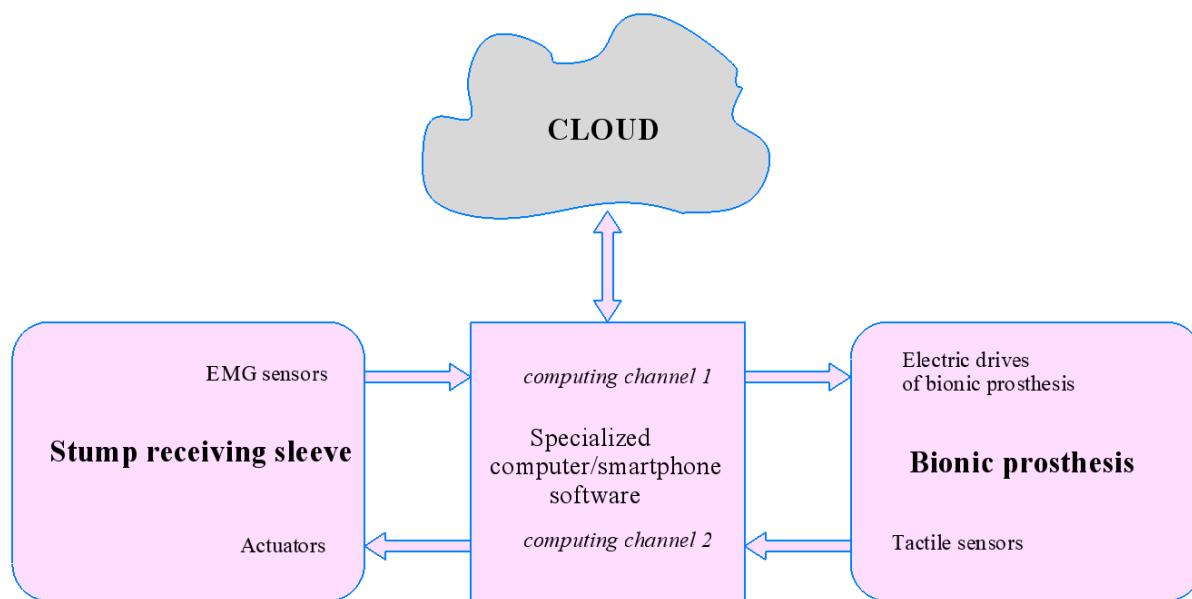


Рис. 2.1. Структура проходження сигналів, що запропонована в [88]

Тому, структуру на рис. 2.1 було змінено і виконано адаптивною [89, 90]. Пропонована структура адаптивної системи керування біонічним протезом наведена на рис. 2.2.

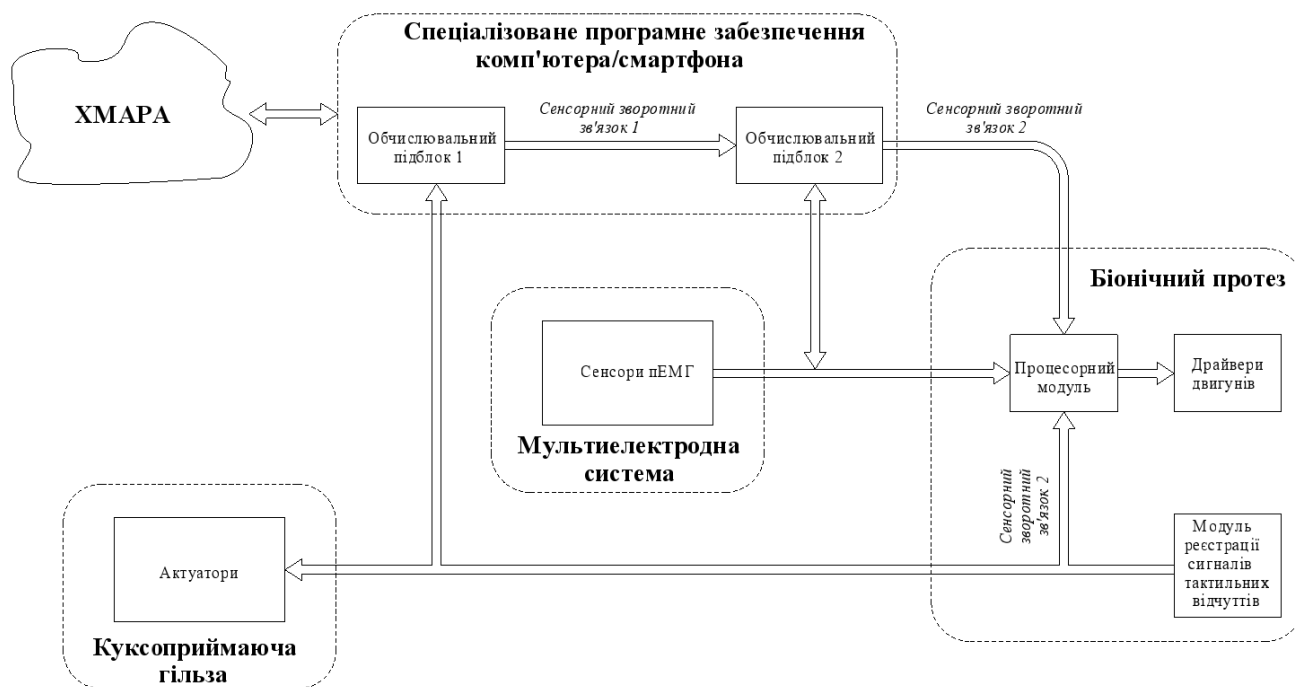


Рис. 2.2. Пропонована структура адаптивної системи керування біонічним протезом [89]

Відповідно до рис. 2.2, в пропонованій структурі передбачено додаткове використання сигналів з тактильних сенсорів для керування власне роботою протеза. Таким чином було реалізовано СЗЗ також і для системи керування. Сигнал із тактильних сенсорів використовується для корекції сигналів керування електроприводами протеза – виконується адаптація роботи протеза. В ситуації, коли пацієнт намагається захопити протезом якийсь об'єкт чи утримувати його, система керування на основі сигналів пЕМГ формує сигнали керування електроприводами протеза і протез починає захоплювати цей об'єкт. При цьому система постійно оцінює рівень сигналів від тактильних сенсорів. В момент дотику до об'єкта з'явиться сигнал від тактильних сенсорів і система повторно оцінить сигнали пЕМГ. Якщо ці сигнали будуть і надалі генеруватись користувачем, процес захвату предмета продовжиться. В протилежному випадку – ні. Отже СЗЗ буде не лише забезпечувати тактильні відчуття для пацієнта, а й коригувати роботу самого протеза незалежно від пацієнта.

Структура системи, що показана на рис. 2.1, включає в себе два незалежні канали обміну даними та три основні елементи: куксоприймаючу гільзу із пЕМГ електродами та актуаторами; смартфон чи ПК із відповідним програмним забезпеченням; біонічний протез із електроприводами та тактильними сенсорами. Пропонована система вже включатиме в себе два пов'язані канали обміну даними та чотири основні елементи: мультиелектродну систему із пЕМГ сенсорами; куксоприймаючу гільзу із актуаторами; смартфон чи ПК із відповідним програмним забезпеченням; біонічний протез із процесорним модулем, драйверами двигунів та модулем реєстрації сигналів з тактильних сенсорів.

Власне як сенсори тактильних відчуттів в роботі використано п'єзоелектричні сенсори. Їх головна перевага полягає в тому, що це сенсори динамічних навантажень, тобто вони реагуватимуть на зміни навантаження на відповідні ділянки протеза (наприклад кінчики пальців). Однак, коли навантаження будуть постійними (статичними), ці сенсори не генеруватимуть вихідного сигналу. Це особливо корисно для пропонованої системи керування біонічним протезом, оскільки користувачеві не потрібно постійно відчувати тиск на протез, а лише тоді,

коли протез виконує захват об'єктів чи дотик до них. Якби датчик постійно генерував сигнал навантаження, і користувач постійно його відчував (через контур тактильної стимуляції), це відволікало б користувача, і ці відчуття були б зайвими.

На наступному етапі необхідно провести відбір сигналів ЕМГ-сигналів та сигналів п'єзоелектричного сенсора (п'єзосигналів) для можливості наступного розроблення способу їхнього математичного опису та методів обробки для задачі керування біонічним протезом кисті людини. Для цього потрібно обґрунтувати вибір прототипа біонічного протеза, який за принципом функціонування був би близьким до функціонування живої кисті (як описано в пункті 1.2), засобів реєстрації ЕМГ-сигналів, спосіб інтеграції п'єзоелектричних сенсорів в структуру вибраного прототипа протеза та розробити методику проведення експерименту із синхронної реєстрації сигналів ЕМГ-сигналів та п'єзосигналів.

2.2. Прототип біонічного протеза

Оскільки в процесі виконання дослідження доступ до комерційно доступних біонічних протезів був відсутнім через їх високу вартість, тому було проведено вибір прототипа з можливістю наступної реалізації на його основі повноцінного біонічного протеза кисті. Вибір конструкції прототипа проводився на основі ключових вимог, що описані в пункті 1.2 попереднього розділу, зокрема оптимальної кількості СВ та використання принципу синергії рухів, а також близького до природного способу передавання зусиль на основі тягових тросів.

В праці [91] було запропоновано структуру біонічного протеза кисті людини на основі використання ендоскелета. Однак її технічна реалізація виявилась складною, оскільки основні елементи мали виготовлятися із легкого біосумісного металу (наприклад титану або його сплавів) методами лиття чи фрезерування. Однак, такої можливості у авторів цієї праці не було.

В праці [92] описано конструкцію протеза із приводами на основі нітинолових штучних м'язів. Однак, в цьому випадку значно знизиться енергоефективність протеза та тривалість автономної роботи.

Тому, як прототип біонічного протеза в дослідженні використано конструкцію протеза Kinetic Hand, що належить до класу механічних тягових протезів кисті, у яких джерелом енергії для виконання рухів є безпосередньо м'язове зусилля користувача. Проєкт такого протеза є у відкритому доступі в мережі інтернет [93] та призначений для особистого виготовлення та використання або проведення наукових досліджень та удосконалення, але не для комерційного застосування. На відміну від активних біонічних систем, що застосовують електроприводи, електронні модулі керування та ЕМГ канали, у цій конструкції реалізовано принцип «body-powered control», за якого робота протеза забезпечується завдяки механічному передаванню сили від рухів зап'ястя або кукси до пальців.

Такий підхід має низку суттєвих переваг: простоту конструкції, низьку собівартість, відсутність потреби в електроживленні, високу ремонтпридатність та можливість виготовлення з використанням технологій 3D-друку.

Загальний вигляд протеза, а також його основні конструктивні елементи наведено на рис. 2.3. На рис. 2.4 наведено вигляд виготовленого методом 3D друку протеза Kinetic Hand із рекомендованими розробниками параметрами друку.



Рис. 2.3. Вигляд конструкції протеза Kinetic Hand [93]



Рис. 2.4. Вигляд виготовленого методом 3D друку протеза Kinetic Hand із рекомендованими розробниками параметрами

З інженерної точки зору це система типу «один вхід – декілька виходів», у якій один керуючий механічний вплив викликає узгоджене згинання кількох пальців. Це дає змогу реалізувати базові функції захвату без складного незалежного керування кожним пальцем.

Принцип роботи Kinetic Hand базується на перетворенні руху зап'ястя в натяг тросової системи, яка створює моменти в суглобах пальців і викликає їх згинання.

Послідовність роботи протеза наведена на рис. 2.5.

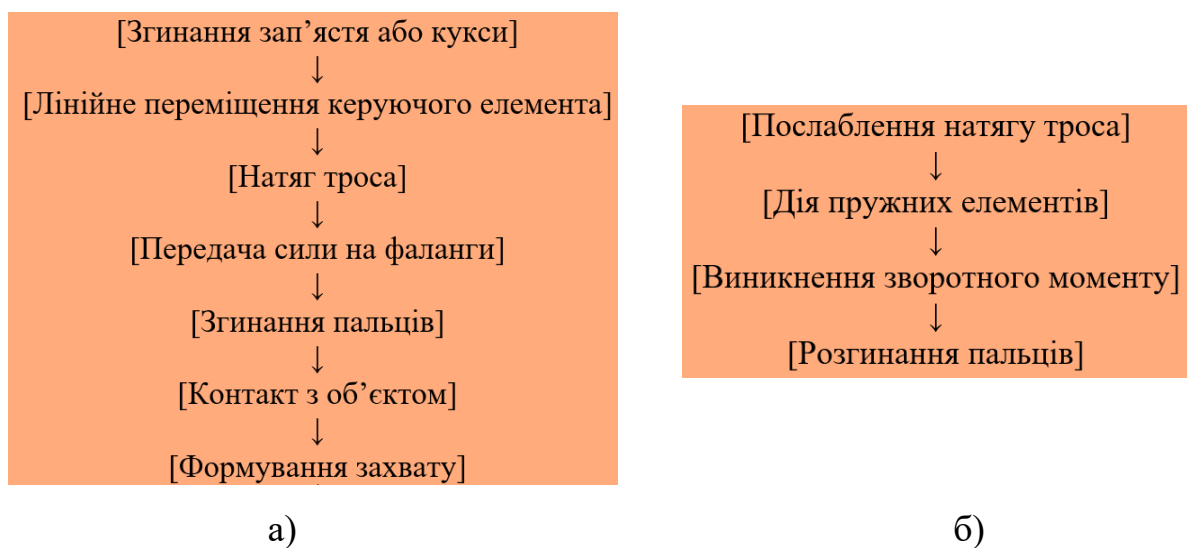


Рис. 2.5. Послідовність роботи протеза Kinetic Hand при згинанні (а) та розгинанні

Після припинення зусилля пальці повертаються у початковий стан під дією еластичних (пружних) елементів (рис. 2.5, б).

У функціональному сенсі ця система є технічним аналогом біологічної моделі, в якій м'язи-згиначі створюють тягу, а м'язи-розгиначі або пасивно-еластичні структури забезпечують повернення у вихідне положення.

Роботу протеза можна пояснити через аналогію з природною кистю людини. У людській руці м'язи передпліччя створюють силу, сухожилки передають її до фаланг, суглоби забезпечують рух, а пасивні тканини й антагоністичні м'язи виконують стабілізуючу і зворотну функцію (табл. 2.1).

Таблиця 2.1

Аналогії між кистю людини та протезом Kinetic Hand

Біологічний елемент	Функція в кисті людини	Технічний аналог у Kinetic Hand
М'язи-згиначі	створюють зусилля	рух зап'ястя або кукси
Сухожилки	передають силу до пальців	троси
Кістки	формують жорсткі ланки	3D-друковані сегменти
Суглоби	забезпечують обертання	шарнірні з'єднання
Розгиначі	повертають палець назад	еластичні елементи

Загалом Kinetic Hand відтворює не анатомічну, а функціональну біомеханіку кисті.

2.3. Реалізація удосконаленого прототипу біонічного протеза

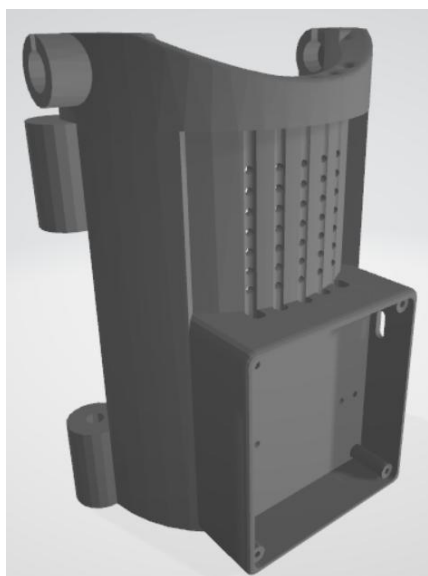
На цьому етапі було проведено оптимізацію конструкції протеза Kinetic Hand. Зокрема було зменшено загальну товщину елемента долоні та фаланг пальців, завдяки чому протез набув більш природного і близького до живої кисті вигляду. Також було удосконалено систему каналів для прокладання тягових тросів. Зокрема в канали було вирішено додатково помістити спеціальні трубки для зменшення тертя самих тросів в зонах дрібних дефектів в структурі внутрішніх стінок каналів через недосконалості 3D друку. Це підвищить надійність та

довговічність роботи протеза через зниження ймовірності перетирання чи деформування тягових тросів в таких зонах.

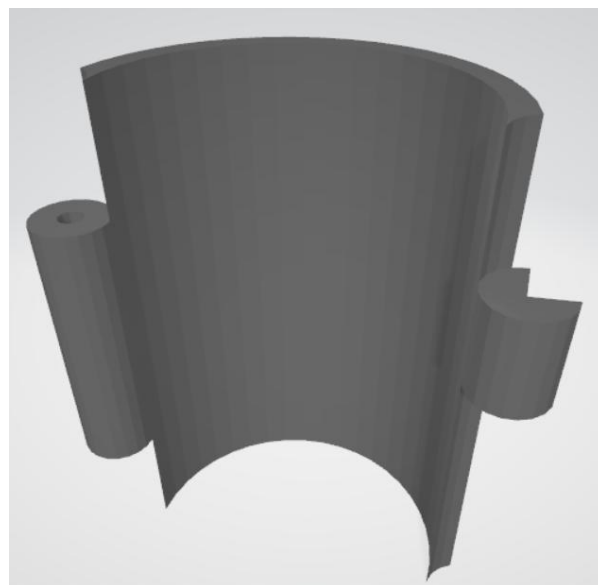
Також було удосконалено конструкцію елемента фіксації протеза на куксі пацієнта. В базовому варіанті фіксація виконувалась з допомогою ремінців, що є незручним для користувачів. Крім цього, такий спосіб фіксації є непридатним для користувачів із ампутацією обох кистей, що є досить поширеним випадком. Тому було вирішено змінити конструкцію фіксації із одного напівциліндричного елемента із прижимними ременями на два півциліндричні елементи, які будуть з'єднані шарнірно з однієї сторони та заходитимуть в замок з іншої сторони. Вигляд цих елементів наведено на рис. 2.6.

Для роз'єднання цих елементів в замку додатково в основний елемент встановлено повзунковий підпружинений елемент із розміщеним по центру валом. При натисненні на цей повзунок два елементи виходять із замка та розкриваються в шарнірному з'єднанні.

Також в основному елементі фіксації було додатково виконано місце під встановлення системи сенсорного зворотного зв'язку, а в нижній частині цього елемента виконано посадкові місця під встановлення еластичних елементів із вібродвигунами для забезпечення вібротактильної стимуляції (рис. 2.7).



а)



б)

Рис. 2.6. Елементи фіксації протеза на куксі: а – основний елемент, б – кришка

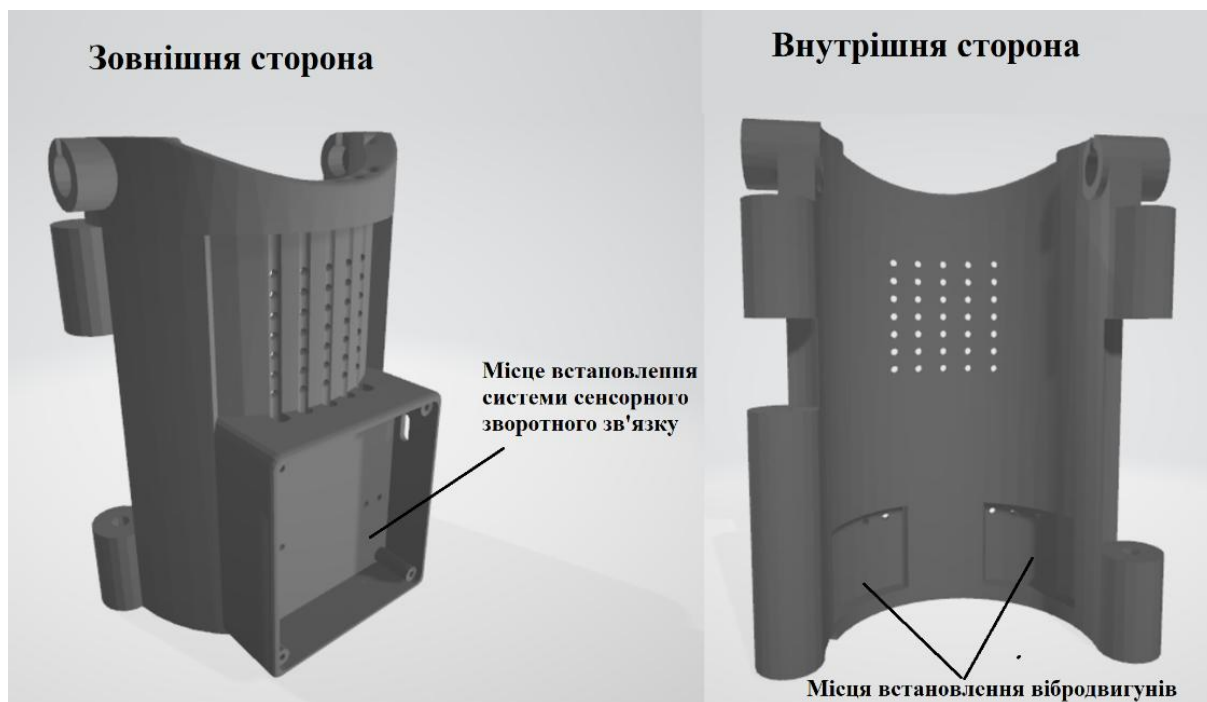


Рис. 2.7. Додаткові елементи конструкції фіксації протеза на кисті

Прототип протеза для проведення дослідження було виготовлено методом FDM 3D друку. Для цього було застосовано 3D принтер Anycubic i3 Mega. На рис. 2.8 показано власне процес виготовлення елемента долоні протеза.



Рис. 2.8. Процес виготовлення елемента долоні протеза

В рекомендаціях розробників протеза Kinetic Hand зазначено, що основні силові елементи конструкції виготовляються з філаменту PLA, а гнучкі елементи – з філаменту NinjaFlex. При цьому виникають питання біобезпеки, які частково розглядались в праці [94] для випадку використання філаменту PLA при виготовленні біоімплантів. Для виготовлення ж силових елементів удосконаленої конструкції використано філамент ABS+, який володіє кращою міжшаровою адгезією, нижчою температурною друку, є набагато міцнішим за PLA та звичайний ABS і набагато краще піддається обробці. Завдяки цьому проведено зменшення коефіцієнта внутрішнього заповнення з рекомендованих 80% до 40%, в результаті чого і маса протеза значно знизилась. Цей момент є критичним, оскільки необхідно забезпечити масу кінцевого біонічного протеза із електроприводами, вузлами керування, системою сенсорного зворотного зв'язку та вібротактильної стимуляції близькою до маси втраченої частини руки. Варіюючи коефіцієнт заповнення для кожного конкретного випадку ампутації це вдасться реалізувати, не змінюючи критично міцність конструкції самого протеза.

Також для виготовлення гнучких елементів використано еластомерний філамент TPU-90 із аналогічним зменшенням коефіцієнта внутрішнього заповнення. Встановлено, що на відміну від видрукуваного згідно рекомендацій розробників базового протеза Kinetic Hand (рис. 2.4), в удосконаленій конструкції для виконання захвату предметів та їх утримування необхідно прикладати набагато менші зусилля зі сторони пацієнта, а виконання рухів є чіткішими та краще контрольованими.

В якості тросів використано кевларовий шнур з діаметром 0,8 мм. Завдяки встановленим в канали тубкам цей шнур вільно переміщається в конструкції протеза та набагато краще в порівнні із базовою моделлю передає зусилля.

На рис. 2.9 наведено зображення готової зібраної конструкції протеза.



Рис. 2.9. Зображення готової зібраної конструкції протеза

Також на рис. 2.10 наведено вигляд зафіксованого протеза на здоровій руці. З рисунка видно, що за габаритами удосконалена конструкція практично повністю відповідає габаритам здорової руки, на відміну від базової моделі (рис. 2.4), яка є надто громіздкою, важчою та жорсткішою.



Рис. 2.10. Приклад фіксації протеза на руці.

Додатково на рис. 2.11 наведено вигляд деяких елементів удосконаленої конструкції протеза.



Рис. 2.11. Вигляд деяких елементів удосконаленої конструкції протеза

Пропонований варіант удосконаленої конструкції прототипу біонічного протеза повністю придатний для реалізації контура сенсорного зворотного зв'язку, розміщення електроприводів, системи керування та автономного живлення. Зокрема, це було показано в працях [95, 96], де така конструкція із встановленими в частині видозміненого елемента фіксації електроприводами була використана для реалізації так званої руки-маніпулятора.

2.4. Засоби реєстрації електроміографічних сигналів

2.4.1. Мультиелектродна система

Як описано в першому розділі, найбільш перспективним сьогодні є використання багато- чи мультиелектродних систем реєстрації пЕМГ для керування біонічним протезом в порівнянні із використанням лише двох електродів, оскільки результируючий ансамбль ЕМГ-сигналів є більш інформативним, тому, що власне такі сигнали знімаються з кількох м'язів

одночасно і можливим стає більш точне розпізнавання намірів виконання руху. Також при цьому забезпечується краща точність керування, оскільки можливим стає розрізняти складні жести, а не лише прості скорочення. Також зростає надійність роботи системи керування, оскільки якщо один електрод працює гірше через механічні зсуви, піт тощо, то ці негативні впливи компенсуються за рахунок інших електродів.

Відповідно, в дослідженні, для реєстрації ЕМГ-сигналів використано мультиелектродну систему, яка була спроектована подібно до конструкції браслета Myo Armband (рис. 1.9) із певними конструктивними змінами. Основним завданням розробленої конструкції було забезпечення можливості реєстрації десяти сигналів пЕМГ при розміщенні електродів радіально на передпліччі руки. Конструктивно система реєстрації складається з десяти сегментів – корпусів електродів, в які вставляються чутливі електроди. Самі сегменти з'єднуються між собою з допомогою гнучких елементів, як показано на рис. 2.12.

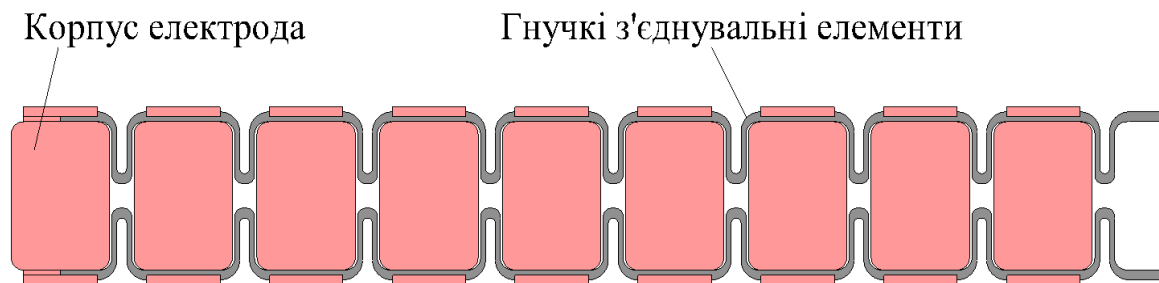


Рис. 2.12. Вигляд розгорнутої конструкції мультиелектродної системи реєстрації сигналів пЕМГ (ЕМГ-сигналів)

Також на відміну від пластинчастих контактних елементів електродів браслета Myo Armband використано чутливі контактні елементи із нерівномірною формою поверхні, зокрема голкоподібною. Цей підхід було детально описано в праці [97]. Однак, в конструкції [97] кожен електрод містив дві чутливі голкоподібні поверхні із наступним використанням в схемі реєстрації або звичайних високочутливих операційних підсилювачів, або інструментальних підсилювачів та додаткового референтного електрода. При кожному з цих підходів

значно ускладнюється сам процес реєстрації. В пропонуваній конструкції кожен електрод складається із трьох чутливих голчастих поверхонь: дві крайні під'єднуються до входів інструментального підсилювача, а середня є референтною.

В роботі було практично реалізовано один такий електрод. Основою його є пластина двосторонньо фольгованого склотекстоліту, в якій виконано отвори і в них впаяно виводи від штифтових роз'ємів 2.54 мм (тип DIP-30). На зворотній стороні такого електрода розміщено буферні підсилювачі. Вигляд одного такого виготовленого електрода наведено на рис. 2.13.

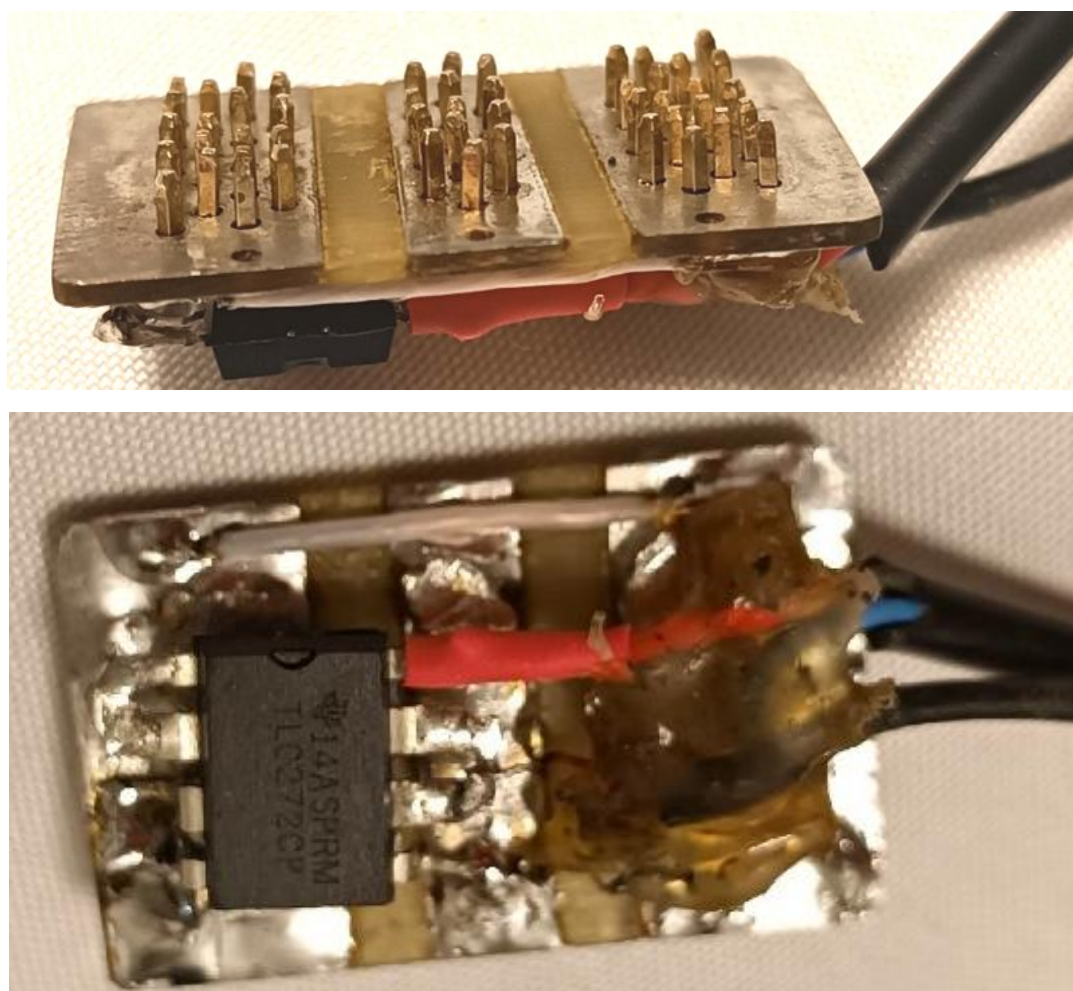


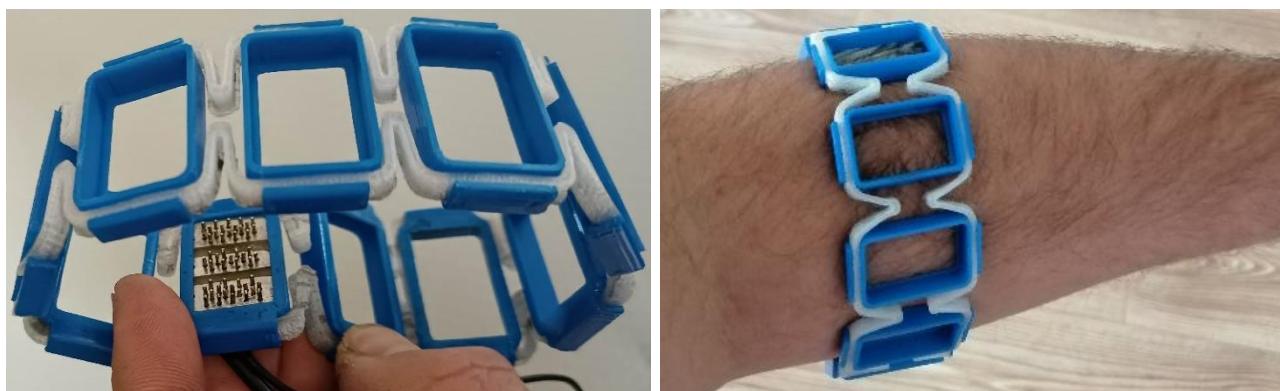
Рис. 2.13. Вигляд одного виготовленого електрода

Власне кожен такий чутливий елемент поміщається у відповідний сегмент мультиелектродної системи, який є пустотілим. Завдяки великій кількості таких сегментів можливим стає розподілення по усім 10 електродам таких додаткових

елементів та вузлів системи, як буферні підсилювачі, власне інструментальні підсилювачі, блок попереднього кодування сигналів, АЦП, акумуляторна батарея та модуль безпроводного інтерфейсу.

Сегменти мультиелектродної системи було виготовлено методом 3D друку із філаменту ABS, а гнучкі з'єднання – із філаменту TPU-90. При накладанні гнучкі з'єднання розтягуються і зтягуються на руці пацієнта під дією пружних властивостей самого філаменту. Форма ж цих елементів забезпечуватиме рівномірний розподіл електродів радіально на руці пацієнта.

На рис. 2.14 наведено вигляд виготовленої конструкції такої системи.



а)

б)

Рис. 2.14. Вигляд виготовленої конструкції із встановленим чутливим контактним елементом в корпус одного електрода (а) та накладеною конструкцією на руку (б)

На наступному етапі було проведено розробку електронного тракту підсилення та фільтрації одного каналу реєстрації сигналів пЕМГ.

2.4.2. Електронний тракт підсилення та фільтрації

Для пропонованої конструкції мультиелектродної системи реєстрації сигналів пЕМГ було розроблено схему функціональну її електронної частини, що зображена на рис. 2.15.

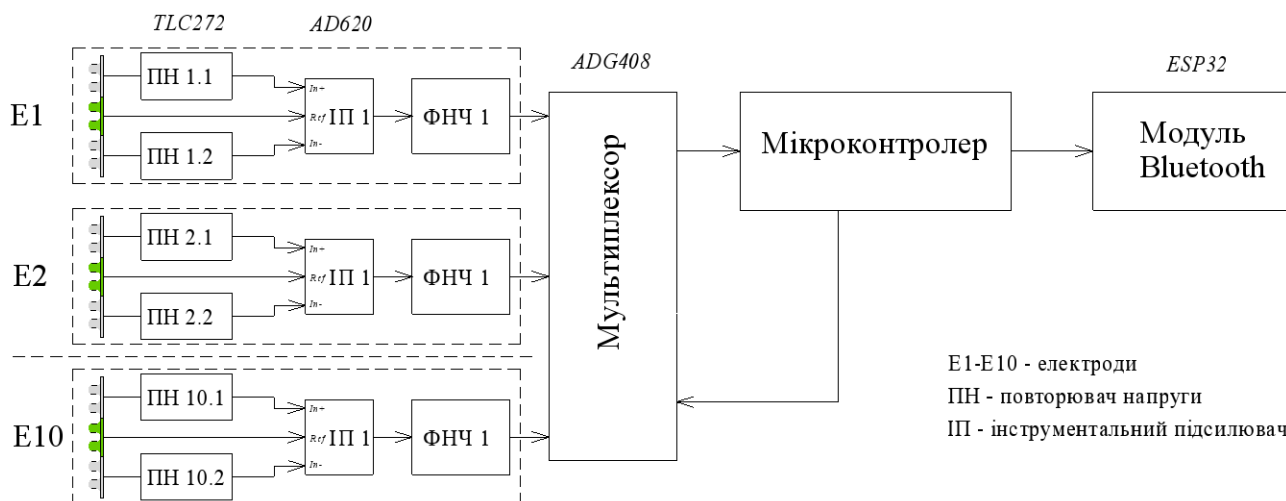


Рис. 2.15. Схема функціональна електронної частини мультиелектродної системи реєстрації сигналів пЕМГ (ЕМГ-сигналів)

У запропонованій системі реєстрації пЕМГ використовується мультиелектродна конфігурація з електродами, що мають голчасту поверхню. Така конструкція забезпечує кращу локалізацію сигналу, проте характеризується підвищеним контактним опором між електродом і шкірою. У зв'язку з цим виникає необхідність застосування буферних підсилювачів безпосередньо на кожному електроді.

Буферні підсилювачі виконують функцію узгодження імпедансів, забезпечуючи високий вхідний опір, який має перевищувати опір контакту «електрод–шкіра». Це забезпечує мінімізацію втрат сигналу та зменшення впливу завад. З огляду на малу площу контакту електродів із шкірою доцільно використовувати прецизійні малoshумні операційні підсилювачі з польовими транзисторами на вході. Враховуючи обмеження за енергоспоживанням і напругою живлення (близько 3,3 В), в якості таких підсилювачів використано мікросхеми TLC272.

Після первинної буферизації сигнал кожного електрода підлягає додатковому підсилению за допомогою інструментальних підсилювачів, зокрема INA118 або AD620. Дані підсилювачі забезпечують високий коефіцієнт подавлення синфазної складової, що є критично важливим для біомедичних сигналів. Використання INA118 є більш доцільним, оскільки дозволяє реалізувати зовнішнє регулювання коефіцієнта підсилення, яке може бути адаптивно змінене під

керуванням мікроконтролера, однак, через більшу доступність та поширеність в дослідженні використано мікросхеми AD620.

Для подальшої обробки сигналів застосовується метод часового мультиплексування. Сигнали з декількох електродів по черзі комутуються за допомогою аналогового мультиплексора (наприклад, ADG408) та подаються на вхід мікроконтролера.

Мікроконтролер виконує функції оцифрування сигналів, їх попередньої обробки (фільтрації, нормалізації, виділення ознак) та формування інформаційного потоку для передачі. Далі дані передаються на бездротовий модуль (наприклад, Bluetooth), що забезпечує зв'язок із зовнішнім пристроєм (смартфоном або планшетом). На цьому пристрої реалізується вищий рівень керування біонічним протезом у межах багаторівневої архітектури системи, що описана в пункті 1.4.

Запропонована структура дозволяє ефективно реєструвати багатоканальні ЕМГ-сигнали, забезпечуючи високу точність, завадостійкість і можливість подальшої обробки для керування біонічним протезом.

Однак, практична реалізація такої системи не входила в план дослідження. Тому, було використано блок реєстрації ЕМГ-сигналів, який працює аналогічно до описаного вище принципу, і був практично реалізований авторами роботи [98]. Схемне рішення та вигляд конструкції цього блоку наведено на рис. 2.16.

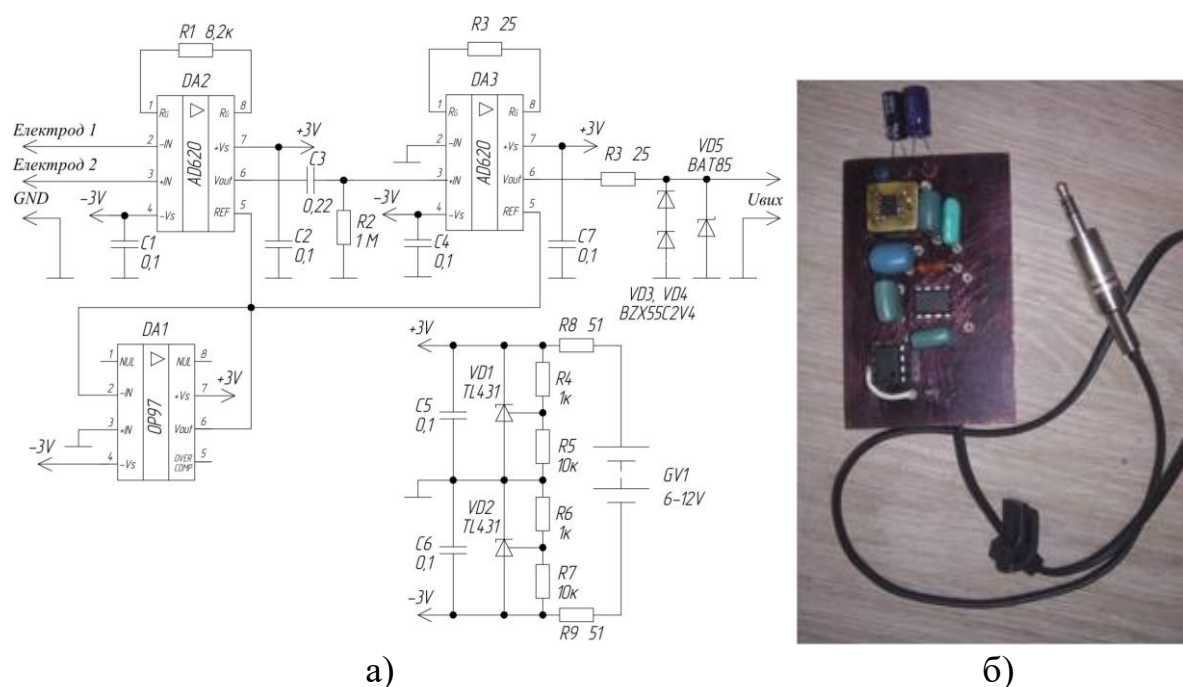


Рис. 2.16. Схемне рішення (а) та вигляд елементів конструкції блоку реєстрації сигналів пЕМГ (ЕМГ-сигналів) [98]

2.5. Засоби реєстрації п'єзосигналів

2.5.1. Інтеграція сенсорів у конструкцію протеза

У розробленому прототипі протеза (рис. 2.9) на дистальних фалангах пальців передбачено встановлення еластомерних вставок, призначених для покращення захвату та утримання об'єктів, як пропонувалось в працях [88-91, 99].

Для їх виготовлення застосовано філамент TPU-80. Проте використання рекомендованих параметрів 3D-друку призвело до отримання надмірно жорстких елементів. У зв'язку з цим конструкцію було оптимізовано шляхом зменшення товщини стінки до 0,8 мм та зниження коефіцієнта внутрішнього заповнення.

Запропоновані зміни дозволили отримати більш м'які вставки, що суттєво покращило здатність протеза до утримання предметів. Крім того, це рішення виявилось доцільним при подальшій реалізації системи тактильного зворотного зв'язку, оскільки забезпечило кращу передачу зовнішнього навантаження на п'єзоелектричний сенсор та практично унеможливило його розтріскування при надмірних навантаженнях, оскільки в цьому випадку відбувається деформування елементів внутрішнього заповнення вставки.

Як сенсори було використано малогабаритні дискові низькочастотні п'єзоелектричні перетворювачі типу КР27242. Власне один такий п'єзоелектричний сенсор було встановлено в дистальній фаланзі великого пальця під еластомерною вставкою. Виводи від сенсора було проведено через канал для тягових тросів до системи тактильних відчуттів в основному фіксаторові протеза. Вигляд такої конструкції наведено на рис. 2.17.



Рис. 2.17. Спосіб розміщення п'єзоелектричного сенсора в дистальній фаланзі великого пальця протеза під еластомерною вставкою

2.5.2. Попередня реєстрація п'єзосигналу

Оскільки використаний тип сенсора є низькочастотним випромінювачем акустичних сигналів, припущено, що і генерований ним п'єзосигнал під час дотику чи захвату предметів також буде низькочастотним. Для запису сигналів з такого сенсора було використано АЦП звукової картки ноутбука та відповідний мікрофонний вхід. Для власне запису було використано програму Adobe Audition.

Використаний тип сенсора виявився дуже чутливим до зовнішніх механічних впливів із незначним рівнем шуму. Так, на рис. 2.18 показано вигляд зареєстрованого п'єзосигналу при незначних почергових дотиках та натисненні на еластомерну вставку протеза.

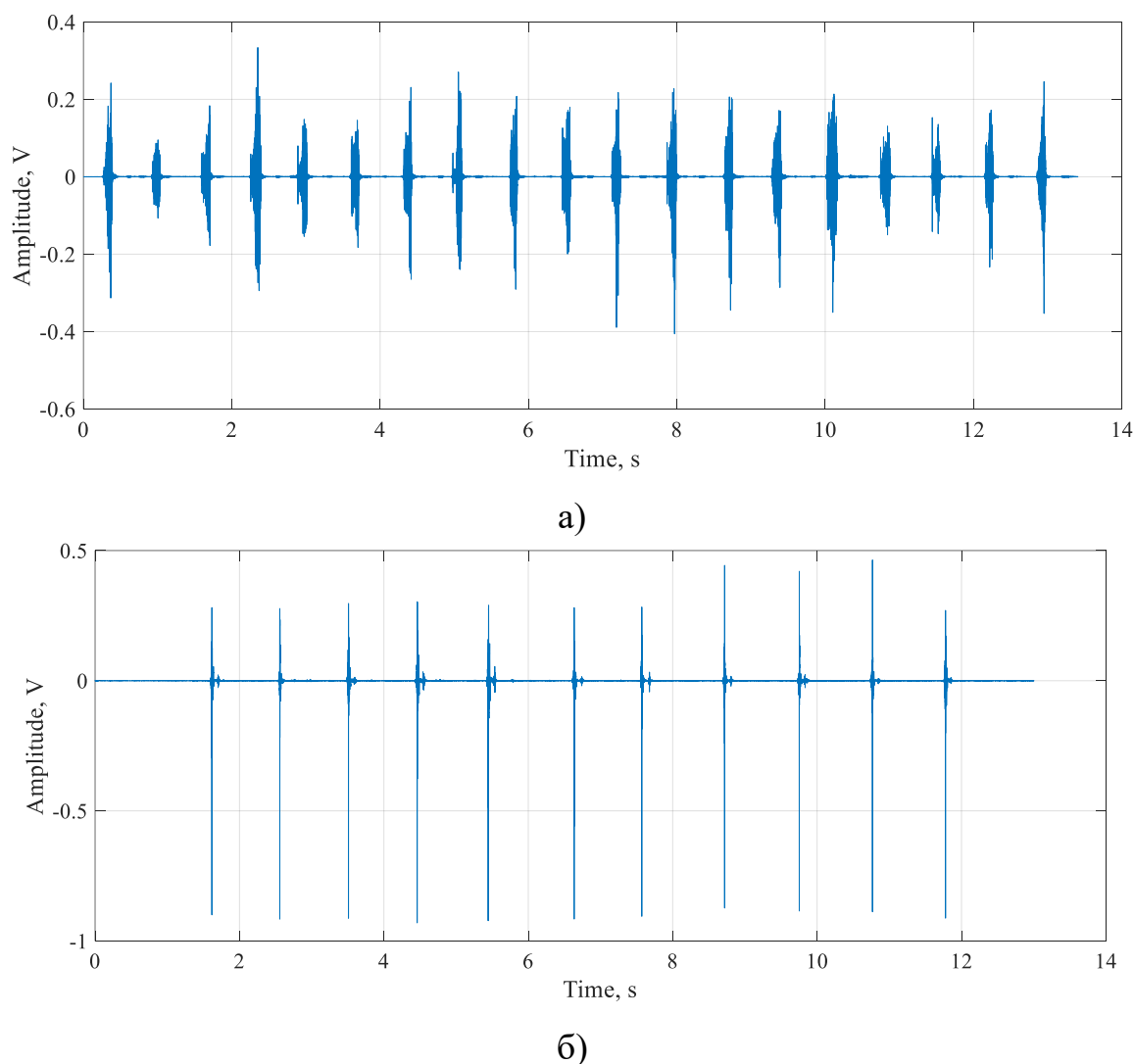


Рис. 2.18. Вигляд зареєстрованого п'єзосигналу при незначних почергових дотиках (а) та натисненні (б) на еластомерну вставку протеза

Як видно із рис. 2.18, сигнал є обмеженим в часі, а його амплітуда змінюється відповідно до величини впливу.

2.5.3. Вибір типу стимуляції при реалізації тактильного зворотного зв'язку

Як зазначалось в пункті 2.1 та показано на рис. 2.2, в пропонуваній структурі адаптивної системи керування біонічним протезом отриманий п'єзосигнал використовується і для внутрішньої корекції роботи електроприводів, і для реалізації тактильного ЗЗ. Тому для останнього типу СЗЗ використано концепцію вібротактильної стимуляції із прямим каналом керування. Власне це забезпечило отримання в максимально простий спосіб користувачем протеза відчуттів при дотиках до об'єктів захвату та можливість роботи в режимі реального часу практично без затримок.

Схема включення елементів одного такого прямого каналу наведена на рис. 2.19.

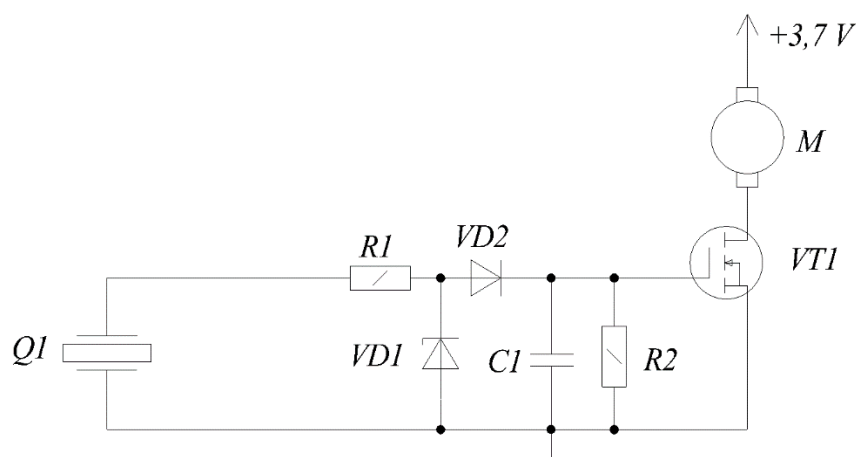


Рис. 2.19. Схема електрична одного прямого каналу реалізації системи тактильних відчуттів

Так, відповідно до рис. 2.19, сигнал із п'єзоелектричного сенсора Q1 через обмежуючий резистор R1 та випрямний діод VD2 заряджає ємність C1, напруга на якій керує транзисторним ключем VT1. Діод VD1 є швидкісним стабілітроном та обмежує значення напруги після резистора R1 на рівні 5,1 В. Він є необхідним, оскільки при різких деформаціях елемента Q1 на його гранях може виникати

різниця потенціалів до декількох десітків вольт, що може вивести з ладу транзисторний ключ VT1. Резистор R2 задає час розрядження конденсатора C1 і відповідно тривалість вібрування двигуна M. В якості останнього було використано малогабаритний вібродвигун від мобільного телефону. Усі елементи схеми були зібрані та розміщені в прототипі протеза. При цьому, при дотиках еластомерної вставки до об'єктів захвату цей вібродвигун починав створювати легкі вібрації, які чітко сприймалися механорецепторами шкіри.

2.6. Методика експериментальної реєстрації біосигналів

На наступному етапі використовуючи описані вище способи реалізації сенсорного зворотного зв'язку на основі п'єзоелектричного сенсора та блок реєстрації ЕМГ-сигналів було проведено експеримент із синхронної реєстрації відповідних сигналів.

При цьому необхідно обґрунтувати вибір об'єкта дослідження для реєстрації сигналів пЕМГ.

На етапах проєктування, калібрування та налагодження біонічних протезів кисті реєстрація сигналів пЕМГ часто виконується із здорової кінцівки. Такий підхід визначається рядом обґрунтованих причин:

1) Можливість отримання «еталонних» сигналів [100]. У здоровій людині м'язи функціонують природно, а сигнали є більш стабільними та менш зашумленими. Це дає змогу сформувати базу еталонних патернів рухів та дослідити залежність ЕМГ від індивідуальних рухів кисті;

2) Відсутність обмежень, пов'язаних з ампутацією [101]. У пацієнтів з ампутацією змінена анатомія, залишається обмежена кількість м'язів і можуть спостерігатись нетипові патерни активації (аномальні ЕМГ-патерни);

3) Навчання систем керування [100]. Багато сучасних систем використовують методи класифікації або регресії. Для цього потрібні великі навчальні вибірки. Через складність збору даних з ампутуваних кінцівок часто використовуються дані від здорових людей;

4) Навчання протеза через «дзеркальні рухи» [102]. Існує підхід «навчання» протеза за допомогою здорової руки. Це забезпечує формування природньої синергії рухів та покращення інтуїтивності керування;

5) Порівняльні експерименти (контроль якості).

Реєстрація сигналів пЕМГ із здорової кінцівки на етапі проектування біонічних протезів обумовлена необхідністю отримання стабільних та репрезентативних сигналів, формування навчальних вибірок для алгоритмів керування, а також можливістю моделювання природних рухових патернів. Крім того, використання здорової кінцівки дозволяє здійснювати навчання систем керування за принципом дзеркальних рухів і проводити порівняльний аналіз ефективності алгоритмів, що є складним або неможливим при роботі виключно з ампутованими кінцівками.

Тому, в цьому дослідженні ЕМГ-сигнали реєструвались із здорової руки при русі вказівного пальця. На передпліччі цієї руки було розміщено конструкцію мультиелектродної системи реєстрації ЕМГ-сигналів (рис. 2.12) із встановленим електродом (рис. 2.13-2.14). Три виходи електрода було підключено до основних та референтного входів блока реєстрації ЕМГ-сигналів (рис. 2.15). Узагальнений вигляд процесу реєстрації в такий спосіб ЕМГ- та п'єзосигналів наведено на рис. 2.20.



Рис. 2.20. Узагальнений вигляд процесу реєстрації ЕМГ- та п'єзосигналів

Здорова рука із накладеними пЕМГ електродами розміщувалась максимально близько до прототипа біонічного протеза, зокрема її вказівний палець

перебував максимально близько до еластомерної вставки із п'єзоелектричним сенсором відповідного пальця протеза.

Дальше, виконувався рух вказівного пальця здорової руки до контакту його із відповідною еластомерною вставкою. При цьому в ділянці передпліччя виникав ЕМГ-сигнал скорочення м'язів руки, а в момент контакту людина відчувала дотик до еластомерної вставки і власне п'єзоелектричний сенсор формував сигналв ідчуття дотику, як дзеркальне штучне відчуття до природного відчуття.

Отриманий п'єзосигнал подавався на перший вхід мікрофонного підсилювача звукової картки, на другий вхід подавався сигнал з виходу блока реєстрації пЕМГ. При цьому частота дискретизації становила 44,1 кГц, а розрядність – 16 біт. Для зниження рівня артефактів піддослідна особа перебувала в положенні сидючи в максимально розслабленому стані. Рука із сенсорами розміщувалась на столі в зігнутому в лікті стані.

Перед проведенням експериментальної синхронної реєстрації ЕМГ-сигналів та п'єзосигналів було розроблено та реалізовано контрольований експеримент контактної взаємодії між пучкою живого пальця користувача та пучкою пальця біонічного протеза. Загальний вигляд експерименту, просторове розташування елементів та послідовність виконання циклу дотику наведено на рис. 2.21.

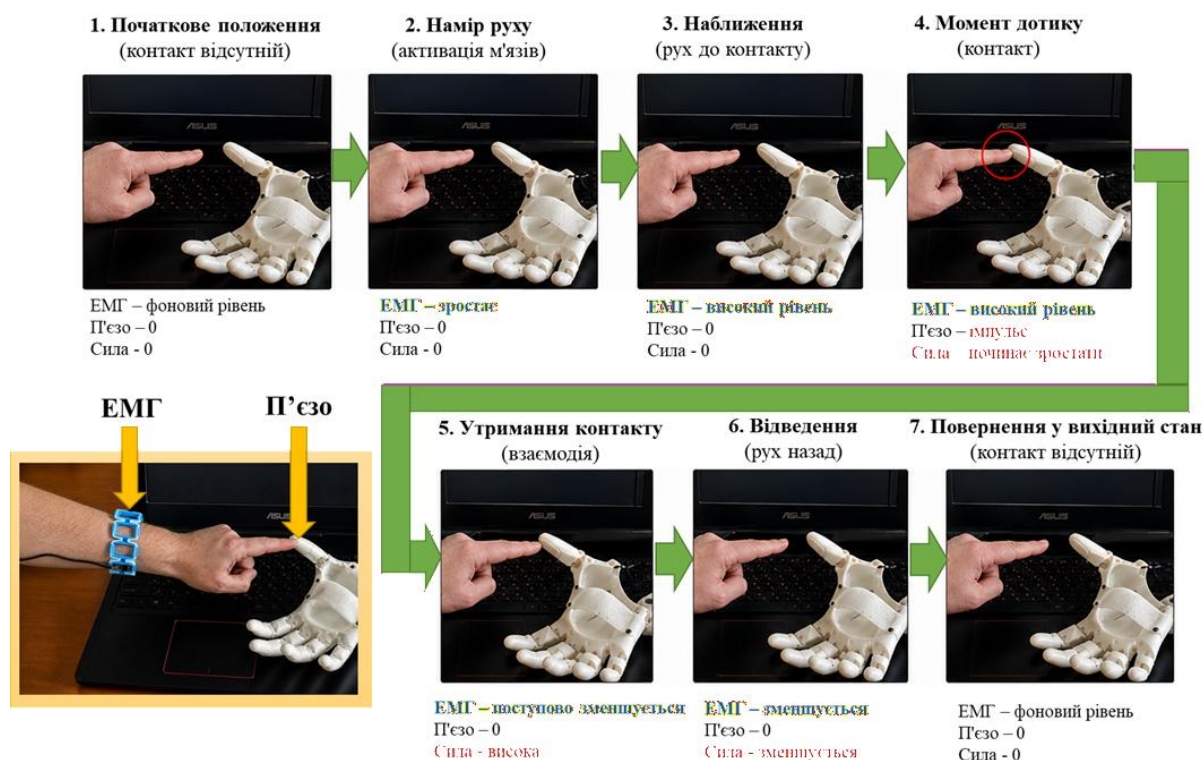


Рисунок 2.21 – Схема циклічного експерименту дотику до об'єкта при використанні біонічного протеза

Метою експерименту було формування відтворюваних умов виникнення дотику, які дозволяють встановити часовий і причинно-наслідковий зв'язок між моторним наміром користувача, що відображається ЕМГ-сигналом, та моментом механічного контакту, який фіксується п'єзоелектричним сенсором.

ЕМГ-сигнал реєструвався з поверхневих електродів, накладених на шкіру передпліччя користувача в області м'язів-згиначів пальців. Така конфігурація забезпечує реєстрацію біоелектричної активності, безпосередньо пов'язаної з рухом пальця. П'єзоелектричний сенсор, інтегрований у пучку пальця протеза, використовувався для фіксації моменту дотику.

Як показано на рис. 2.21, експеримент реалізовувався у вигляді циклічного процесу, у якому живий палець здійснює періодичні рухи у напрямку до пальця протеза з подальшим поверненням у вихідне положення. При цьому обидва пальці розташовуються паралельно, а контакт відбувається саме пучками, що забезпечує стабільність геометрії взаємодії та відтворюваність умов експерименту.

Один цикл експерименту включає такі послідовні етапи:

- 1) початкове положення: відсутність контакту, фоновий рівень сигналів;
- 2) намір руху: активація м'язів та зростання ЕМГ-сигналу;
- 3) наближення: рух пальця до протеза без контакту;
- 4) момент дотику: контакт пучок пальців та генерація імпульсного п'єзосигналу;
- 5) утримання контакту: формування сили контакту за відсутності п'єзосигналу;
- 6) відведення: припинення контакту та зменшення сили;
- 7) повернення у вихідний стан.

Принциповою особливістю експерименту є часове розділення сигналів. ЕМГ-сигнал формується на етапі моторного наміру і передує контакту, тоді як п'єзосигнал має імпульсний характер і виникає виключно в момент дотику. Після цього формується сила взаємодії, яка зберігається незалежно від наявності п'єзосигналу. Така структура процесу дозволяє чітко ідентифікувати всі етапи взаємодії.

Експеримент проводився у квазіперіодичному режимі з тривалістю одного циклу $T \approx 1.5-2.0$ с, що відповідає частоті повторення $f \approx 0.5-0.7$ Гц. Вибір зазначених параметрів обумовлений необхідністю забезпечення фізіологічно природного темпу руху пальця користувача, а також чіткого часового розділення фаз формування моторного наміру, моменту дотику та подальшої контактної взаємодії.

Для підвищення достовірності експериментальних результатів кожен режим досліджувався у серії повторів (не менше 5-10 циклів), що дозволило зменшити вплив випадкових факторів, оцінити відтворюваність умов експерименту та забезпечити статистичну узгодженість отриманих сигналів. Повторюваність циклів також створює передумови для подальшого застосування методів усереднення та віконної обробки при аналізі сигналів.

Перед початком реєстрації було виконано налаштування просторового положення пальця протеза та амплітуди руху користувача в такий спосіб, щоб гарантувати виникнення контакту в кожному циклі. Геометрія взаємодії фіксувалася відносно траєкторії руху, що дозволяло виключити випадковий характер дотику та забезпечити відтворюваність експерименту.

Розроблена методика експерименту забезпечує формування контрольованого та відтворюваного процесу дотику з чітким розділенням фаз руху і відповідних сигналів. Це дає змогу однозначно ідентифікувати момент контакту, встановити часові співвідношення між сигналами та створює основу для подальшого аналізу характеристик системи керування біонічним протезом.

2.7. Висновки до розділу 2

В розділі було розроблено та обґрунтовано структурну побудову інтегрованої системи керування біонічним протезом кисті, а також досліджено засоби реєстрації біосигналів і методи їх експериментального отримання.

Показано, що класична структура з двома незалежними каналами передачі даних є недостатньо ефективною для забезпечення інтуїтивного керування протезом. Запропоновано адаптивну структуру системи, в якій сигнали тактильних

сенсорів використовуються не лише для формування зворотного зв'язку, але й для корекції керуючих впливів системи керування протезом, що підвищує точність та надійність роботи протеза.

Обґрунтовано вибір та виготовлено прототип біонічного протеза на основі конструкції Kinetic Hand, який забезпечує функціональну відповідність біомеханіці кисті людини при відносній простоті та низькій вартості. Проведено його конструктивну оптимізацію, що дозволило зменшити масу, підвищити ергономічність, покращити передачу зусиль та адаптувати конструкцію до інтеграції підсистем керування та сенсорного зворотного зв'язку.

Розроблено конструкцію мультиелектродної системи реєстрації ЕМГ-сигналів методом пЕМГ із радіальним розташуванням електродів, що забезпечує підвищену інформативність сигналів, точність розпізнавання рухів і стійкість до завад.

Виконано інтеграцію п'єзоелектричних сенсорів у конструкцію прототипа протеза та показано їх ефективність для реєстрації динамічних навантажень при взаємодії з об'єктами. Встановлено, що такі сенсори є чутливими і придатні для реалізації тактильного зворотного зв'язку.

Розроблено методику синхронної реєстрації ЕМГ- та п'єзосигналів, яка базується на використанні здорової кінцівки для формування еталонних сигналів і реалізації принципу «дзеркальних рухів». Проведено експериментальну реєстрацію цих сигналів. Такий підхід забезпечив отримання репрезентативних даних для подальшого аналізу та розроблення алгоритмів керування.

РОЗДІЛ 3

МЕТОДИ ТА АЛГОРИТМ ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ І ІНТЕГРОВАНОЇ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ КИСТІ

3.1. Структура системи керування біонічним протезом на основі електроміографічних сигналів та п'єзосигналів

Біонічні протези верхніх кінцівок належать до складних біотехнічних систем, у яких процес керування базується на використанні біологічних сигналів організму людини. Основною задачею таких систем є перетворення інформації про намір користувача виконати певну дію у керуючі сигнали виконавчого механізму протеза.

У сучасних системах біокерування найбільш поширеним джерелом інформації є ЕМГ-сигнали, що виникають унаслідок електричної активності м'язів під час їх скорочення. ЕМГ-сигнали реєструються з поверхні шкіри за допомогою електродів і відображають рівень м'язового напруження. Це дає змогу використовувати їх для визначення наміру користувача виконати певний рух.

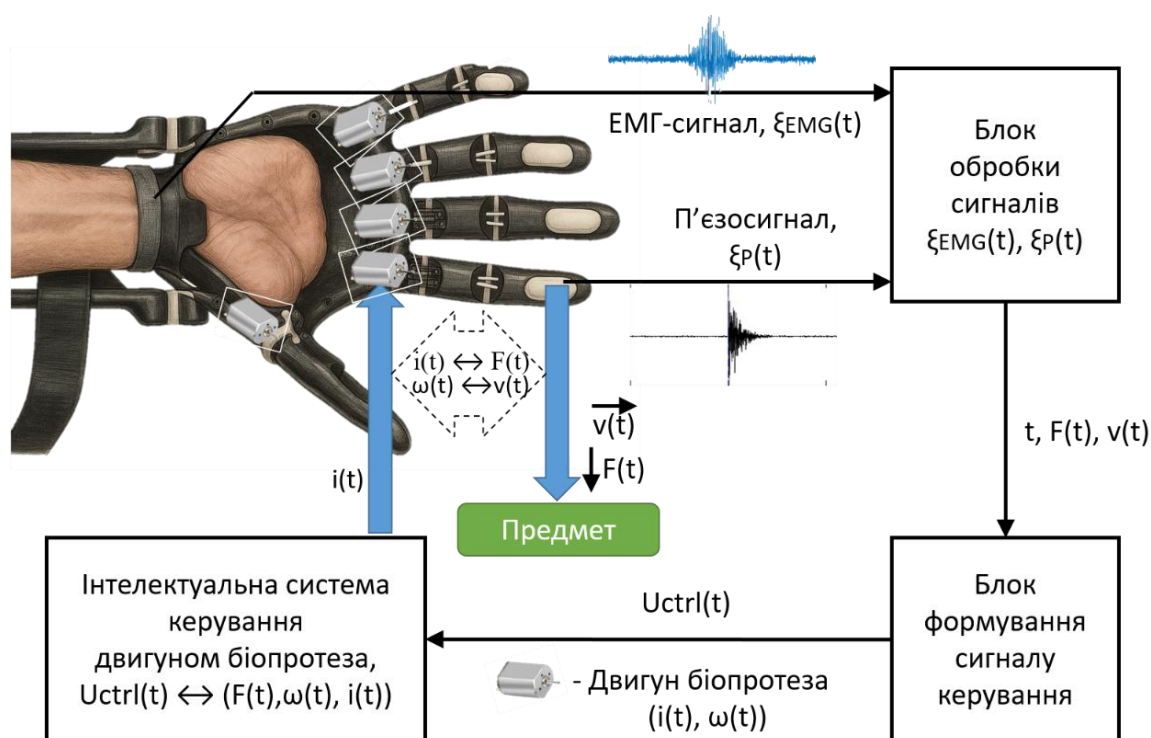
Однак використання лише ЕМГ-сигналу має низку обмежень. Зокрема, ЕМГ-сигнал містить інформацію лише про намір користувача, але не дозволяє оцінити фактичний результат виконання дії. У випадку керування біонічним протезом це означає, що система не отримує інформації про силу взаємодії протеза з об'єктом.

Унаслідок цього можуть виникати такі проблеми:

- надмірна сила захвату, що може призвести до пошкодження об'єкта;
- недостатня сила захвату, що спричиняє вислизання предмета;
- нестабільність керування у момент контакту.

Для підвищення ефективності системи керування доцільно використовувати сенсорний зворотний зв'язок, який дозволяє коригувати керуючу дію відповідно до умов взаємодії протеза з об'єктом.

На рис.3.1 подано структурну схему системи керування біонічним протезом руки, у якій використовується комбінація ЕМГ-сигналу та п'єзосигналу [103].



t – час руху; $\omega(t)$ – кутова швидкість; $v(t)$ – швидкість руху кінцівки; $F(t)$ – сила захоплення; $i(t)$ – струм якоря двигуна

Рис.3.1. Структура системи керування біонічним протезом на прикладі керування вказівним пальцем [103]

Згідно структури (рис.3.1) керування відбувається наступним чином. При активації м'язів формуються ЕМГ-сигнали $\xi_{EMG}(t)$, що відображають інтенсивність скорочення м'язових волокон. Одночасно під час взаємодії біонічного протеза з предметом виникає п'єзосигнал $\xi_P(t)$, який несе інформацію про контакт та силу захвату.

Обидва сигнали надходять до блоку обробки сигналів, де здійснюється їх аналіз і виділення основних параметрів: часу руху t , швидкості руху $v(t)$ та сили захвату/контакту $F(t)$. Отримані характеристики передаються до блоку формування сигналу керування, що генерує відповідний керуючий сигнал $U_{ctrl}(t)$.

Інтелектуальна система керування двигуном біонічного протеза на основі сигналу $U_{ctrl}(t)$ забезпечує роботу виконавчого механізму – електродвигуна. Це дає можливість реалізувати рух біонічного протеза з потрібною швидкістю та силою

захвату/контакту. При цьому формується ЗЗ, що враховує параметри $F(t)$ і $v(t)$ для адаптивного регулювання процесу керування.

Система поєднує ЕМГ-керування, яке безпосередньо відображає наміри користувача, та сенсорний п'єзозв'язок, що забезпечує контроль сили взаємодії з предметами. Це дає змогу досягти більшої точності й надійності при виконанні рухів біонічним протезом.

Розробка системи керування біонічним протезом потребує не лише технічної реалізації апаратної частини, але й створення адекватної математичної моделі, що описує функціонування всієї системи в динаміці. Математична модель дозволяє формалізувати процеси, які відбуваються під час зняття та обробки ЕМГ-сигналів, формування керуючих впливів, а також реакції біонічний протеза на зовнішні дії.

Необхідність побудови такої моделі зумовлена кількома факторами:

– Складність біотехнічної системи. Біонічний протез руки є об'єктом з багатьма змінними параметрами – сила захвату/контакту, швидкість руху, електрична активність м'язів. Їхня взаємодія носить нелінійний та стохастичний характер, що потребує математичного опису для подальшого аналізу.

– Оптимізація керування. На основі математичної моделі можливо дослідити вплив різних вхідних сигналів (ЕМГ- та п'єзосигналів) на вихідні характеристики протеза. Це дає можливість оптимізувати алгоритми керування для досягнення плавності рухів, точності позиціонування та енергозбереження.

– Забезпечення адаптивності. Використання моделі дозволяє реалізувати алгоритми адаптивного керування, які враховують індивідуальні особливості користувача, рівень розвитку залишкової м'язової активності та умови зовнішнього середовища.

– Прогнозування та верифікація. Математична модель є інструментом для моделювання різних режимів роботи системи без необхідності проведення великої кількості фізичних експериментів. Це забезпечує прогнозування поведінки біонічного протеза в нестандартних умовах і перевіряти коректність запропонованих рішень.

Отже, побудова математичної моделі системи керування біонічним протезом є необхідною умовою для створення ефективних та надійних алгоритмів управління. Вона забезпечує можливість аналітичного дослідження роботи системи, зменшує витрати на експериментальні дослідження та сприяє підвищенню функціональних можливостей біонічних протезів.

Для дослідження поведінки такої системи потрібно побудувати математичні моделі сигналів, алгоритмів їх обробки та динаміки виконавчого механізму.

3.2. Властивості та математична модель електроміографічного сигналу як каналу наміру користувача

При дослідженні властивостей ЕМГ-сигналу було виконано детальний аналіз однієї реалізації сигналу, що відповідає одному руху. Метою аналізу є експериментальне визначення основних властивостей ЕМГ-сигналу.

У даному випадку досліджується безпосередня реалізація сигналу $x(t)$, що дозволяє оцінити зміну амплітуди в часі та встановити характер протікання процесу м'язової активності.

На рис. 3.2 зображено часову реалізацію ЕМГ-сигналу одного руху.

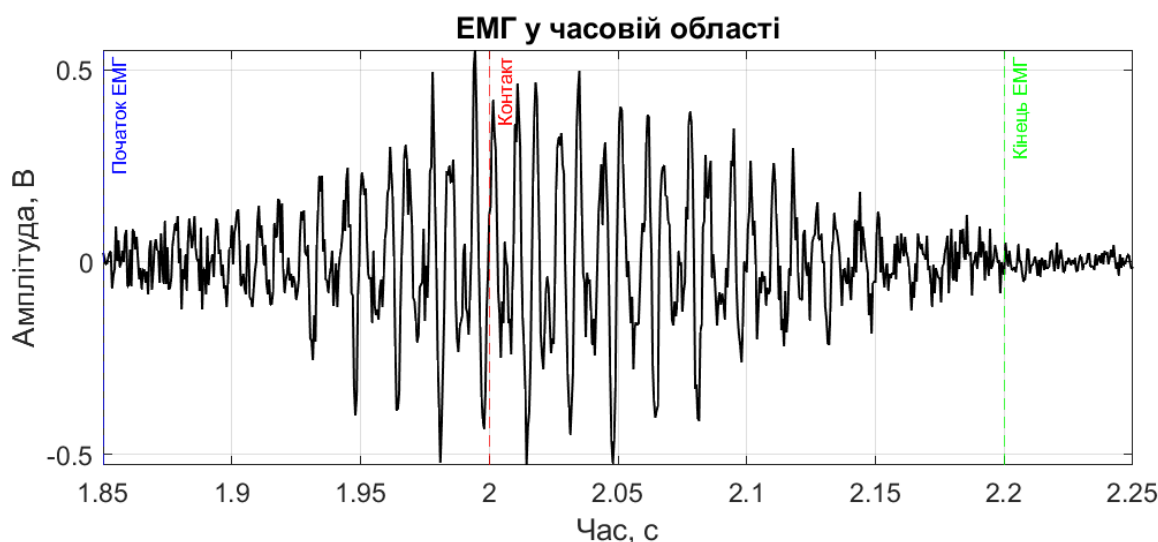


Рис.3.2. Реалізація ЕМГ-сигналу в наслідок руху вказівного пальця руки

Аналіз часової залежності показує, що сигнал має виражений нестационарний характер. Перед моментом контакту спостерігається поступове наростання амплітуди, що відповідає активації м'язів. У момент контакту (близько $t \approx 2,0$ с) сигнал досягає максимальних значень, після чого відбувається його згасання.

Амплітуда сигналу змінюється в межах від приблизно $-0,5$ В до $+0,55$ В, що свідчить про значну варіативність миттєвих значень. Така поведінка сигналу відповідає фізіологічній природі ЕМГ-сигналу і описує сумарну активність моторних одиниць.

Отриманий результат підтверджує, що ЕМГ-сигнал є нестационарним і має складну часову структуру.

Для визначення частотного складу сигналу використовується дискретне перетворення Фур'є:

$$X(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi f n / N} . \quad (3.1)$$

Амплітудний спектр обчислюється як:

$$A(k) = \frac{|X(k)|}{N} . \quad (3.2)$$

На рис. 3.3 зображено амплітудний спектр ЕМГ-сигналу.

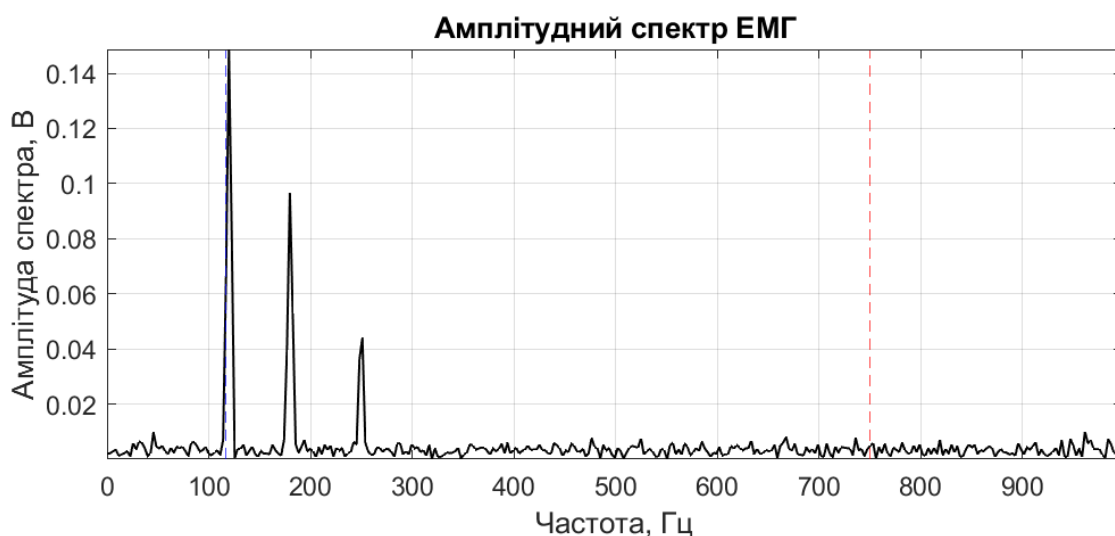


Рис. 3.3. Спектральні характеристики ЕМГ-сигналу

З аналізу спектра видно, що сигнал має широкий частотний діапазон. Основні піки спектра спостерігаються в області 120 Гц, 180 Гц та 250 Гц, що відповідає характерним частотам м'язової активності.

Для оцінювання розподілу енергії сигналу за частотами використовується спектральна густина потужності:

$$S_{xx}(f) = \frac{1}{N} |X(f)|^2. \quad (3.3)$$

Енергія сигналу в заданому частотному діапазоні визначається як:

$$P = \sum S_{xx}(f) \Delta f. \quad (3.4)$$

На рис. 3.4 зображено спектральну густина потужності ЕМГ-сигналу.

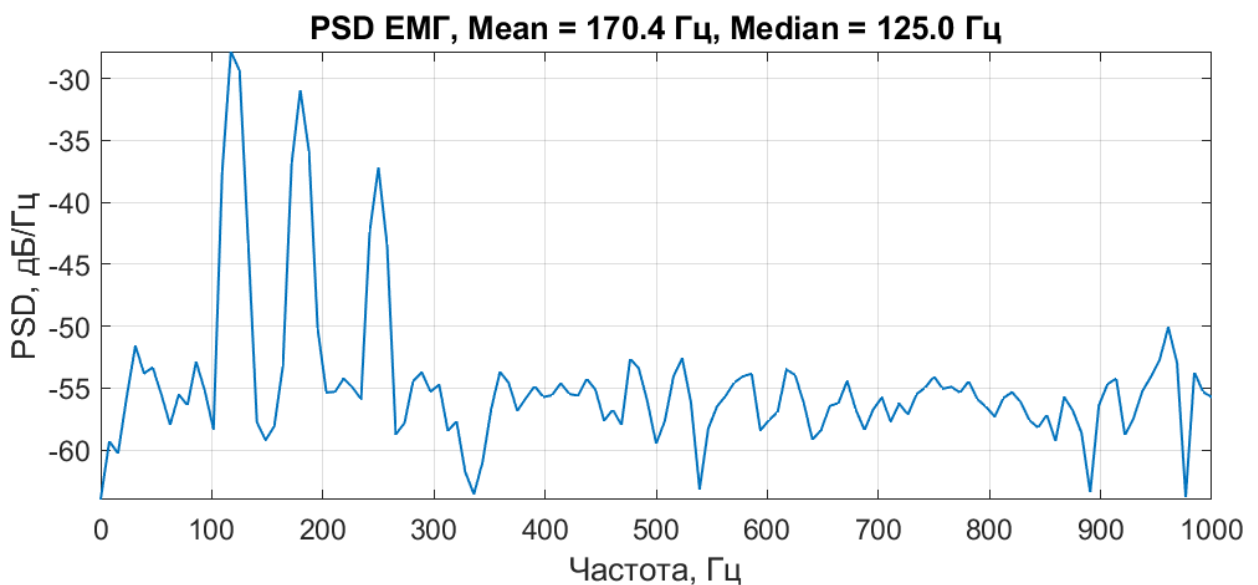


Рис.3.4. Спектральна густина потужності ЕМГ-сигналу

Аналіз отриманого графіка показує, що спектральна густина потужності має виражену нерівномірну структуру з локальними максимумами в області низьких і середніх частот. Найбільш значні піки спостерігаються в діапазоні приблизно 100-250 Гц, що узгоджується з основними частотними компонентами сигналу.

Зі зростанням частоти рівень спектральної густини потужності поступово зменшується та стабілізується на рівні близько -55...-60 дБ/Гц, що відповідає шумовій складовій сигналу. Наявність слабких компонент у височастотній області (вище 300 Гц) підтверджує присутність широкосмугового шуму.

За результатами аналізу встановлено, що середня частота сигналу становить $f_{mean}=170,4$ Гц, а медіанна частота $f_{med}=125,0$ Гц. Це означає, що основна частина енергії сигналу зосереджена у відносно низькочастотній області, причому розподіл енергії є асиметричним із переважанням нижчих частот.

Аналіз спектральної густини потужності підтверджує, що ЕМГ-сигнал має широкий частотний спектр із домінуванням енергії в діапазоні 80-300 Гц та наявністю високочастотних шумових складових.

Для оцінювання часових залежностей сигналу використовується автокореляційна функція:

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n+\tau). \quad (3.5)$$

Ця функція дозволяє визначити ступінь залежності між значеннями сигналу у різні моменти часу.

На рис. 3.5 зображено автокореляційну функцію ЕМГ-сигналу.

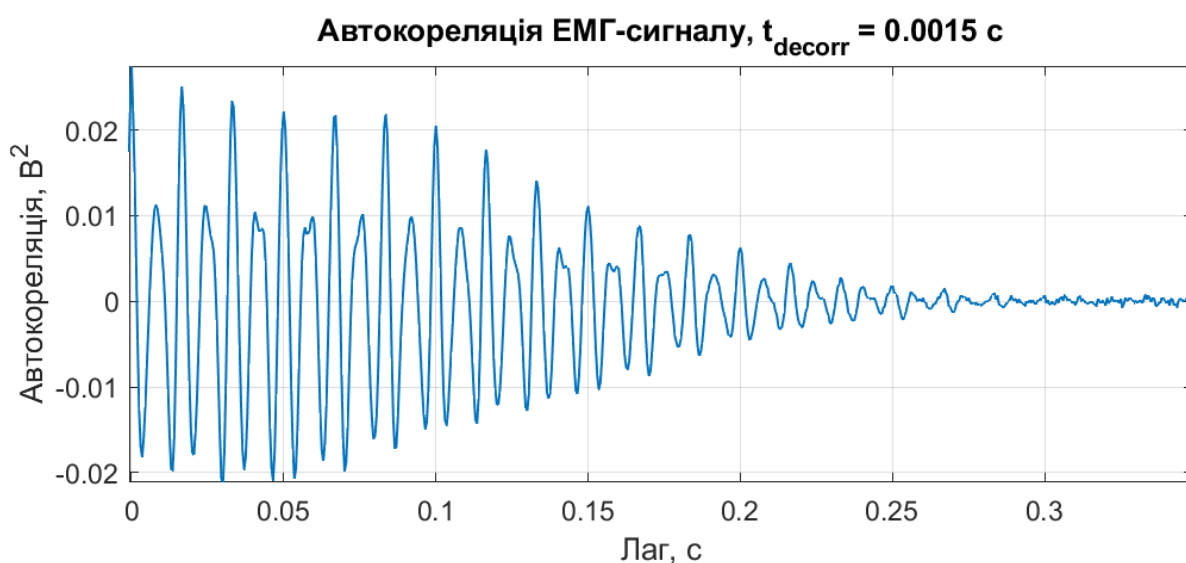


Рис.3.5. Автокореляційна функція ЕМГ-сигналу

Аналіз отриманого графіка (рис.3.5) показує, що автокореляційна функція має осцилюючий характер із поступовим зменшенням амплітуди коливань при збільшенні лагу. Наявність коливань обумовлена присутністю у сигналі гармонічних складових (зокрема в діапазоні 100-250 Гц), що формують квазіперіодичну структуру.

Зі збільшенням лагу спостерігається швидке згасання автокореляційної функції, що свідчить про втрату статистичної залежності між віддаленими відліками сигналу. Практично після інтервалу близько 0,25-0,3 с значення функції наближаються до нуля, що відповідає шумоподібній поведінці сигналу.

Час декореляції становить $t_{decorr}=0,0015$ с, а значення автокореляційної функції при нульовому лагу $R_{xx}(0)=0,0274$ В².

Мале значення часу декореляції вказує на той факт, що сигнал має коротку «пам'ять», тобто значення сигналу швидко втрачають взаємозв'язок у часі.

Характер автокореляційної функції (наявність затухаючих коливань і швидке спадання) підтверджує, що ЕМГ-сигнал є стохастичним процесом із короткочасною кореляцією та квазіперіодичними компонентами, що зумовлені фізіологічною природою м'язової активності.

Для оцінювання статистичних властивостей ЕМГ-сигналу аналізується розподіл його амплітуд, який визначається як оцінка густини ймовірності:

$$p(x_i) = \frac{n_i}{N \cdot \Delta x}, \quad (3.6)$$

де n_i – кількість відліків у відповідному інтервалі, N – загальна кількість відліків; Δx – ширина інтервалу.

На рис. 3.6 зображено гістограму амплітуд ЕМГ-сигналу.

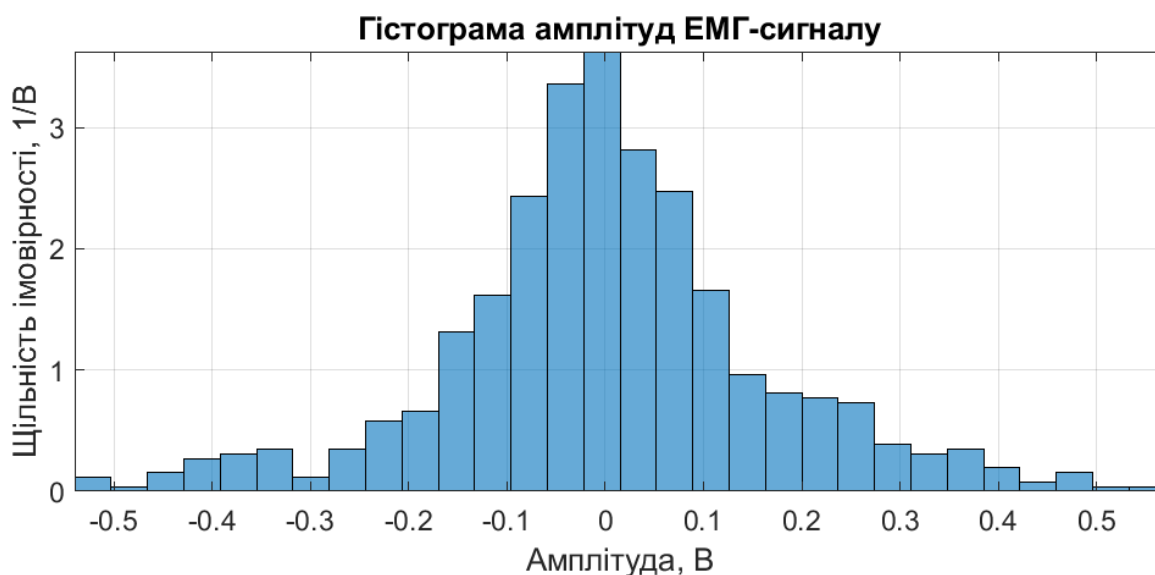


Рис.3.6. Гістограма значень ЕМГ-сигналу

Аналіз отриманого розподілу показує, що гістограма має виражений максимум у області значень, близьких до нуля, та поступово зменшується при збільшенні абсолютного значення амплітуди. Основна маса значень сигналу зосереджена в інтервалі приблизно $-0,2 \dots 0,2$ В, що відповідає фоновим і низькоамплітудним компонентам сигналу.

При цьому спостерігається наявність значень із більшими амплітудами (до приблизно $\pm 0,5$ В), однак їх кількість є значно меншою. Це відповідає короткочасним сплескам активності, пов'язаним із роботою моторних одиниць.

Форма гістограми є близькою до симетричної відносно нульового значення, однак має незначну асиметрію та розширені "хвости", що свідчить про відхилення від ідеального нормального розподілу. Така поведінка характерна для біомедичних сигналів, які поєднують як випадкову, так і детерміновану складові.

Аналіз гістограми амплітуд підтверджує, що ЕМГ-сигнал має стохастичний характер зміни амплітуди, при цьому розподіл значень є близьким до нормального з наявністю поодиноких високоамплітудних відхилень.

Для оцінювання шумової складової ЕМГ-сигналу виконується його декомпозиція на згладжену (корисну) компоненту та шумову складову. Шум визначається як різниця між початковим сигналом і його згладженою версією:

$$x_{noise}(t) = x(t) - x_{smooth}(t), \quad (3.7)$$

Середньоквадратичне значення шуму визначається як:

$$x_{noise,RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \sum x_{noise}^2(t)}, \quad (3.8)$$

а відношення сигнал/шум:

$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{x_{smooth,RMS}}{x_{noise,RMS}} \right), \quad (3.9)$$

На рис. 3.7 зображено результат оцінювання шумової складової ЕМГ-сигналу, де показано вихідний сигнал, згладжену складову та шум.

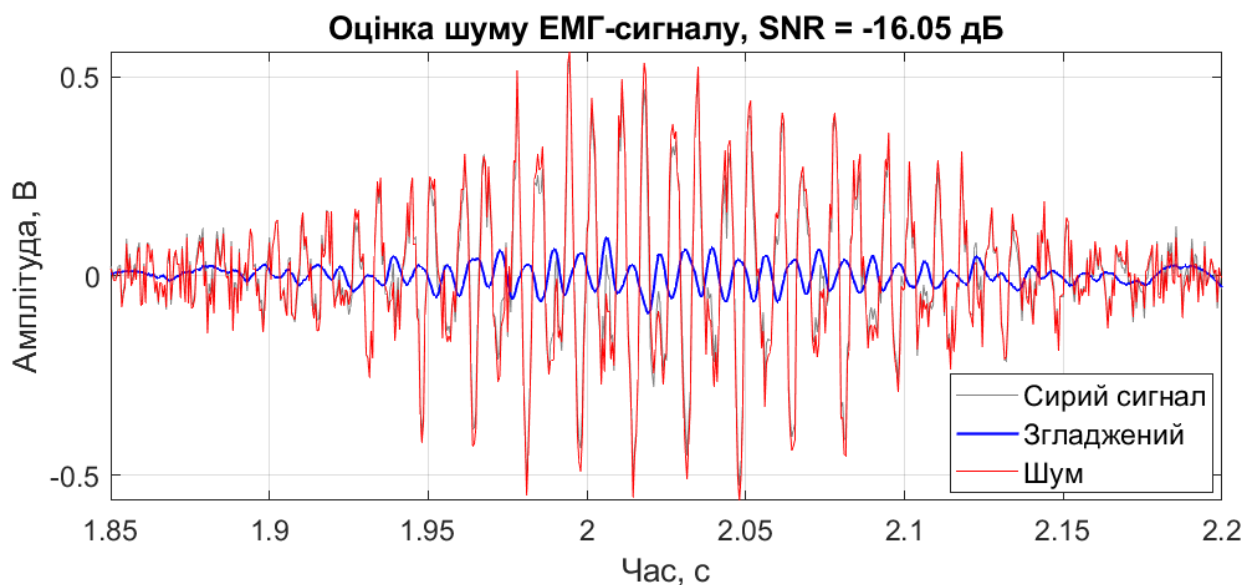


Рис.3.7. Шумова складова ЕМГ-сигналу

Аналіз графіка показує, що згладжений сигнал (синя крива) відображає низькочастотну складову процесу та змінюється відносно повільно, описуючи загальну форму м'язової активності. Водночас шумова складова (червона крива) має високочастотний характер із різкими коливаннями та значною амплітудою.

Амплітуда шуму є співрозмірною, а на окремих ділянках навіть перевищує амплітуду згладженого сигналу, що особливо помітно в області максимального м'язового скорочення (близько $t \approx 2$, с). Це констатує те, що сигнал містить значну кількість високочастотних компонент.

Кількісна оцінка показує, що $SNR = -16,05$ дБ та $\eta = 1,098$. Від'ємне значення відношення сигнал/шум означає, що потужність шумової складової перевищує потужність корисного сигналу. Відносний рівень шуму, більший за одиницю, також підтверджує домінування шуму в загальній структурі сигналу.

Результати аналізу вказують на те, що для ЕМГ-сигналу є характерна значна шумова складова з вираженим високочастотним характером.

Для оцінювання впливу положення електродів на характеристики ЕМГ-сигналу виконано порівняння сигналів, отриманих при різних умовах їх розміщення.

На рис. 3.8 зображено ЕМГ-сигнали, отримані при трьох різних положеннях електродів.

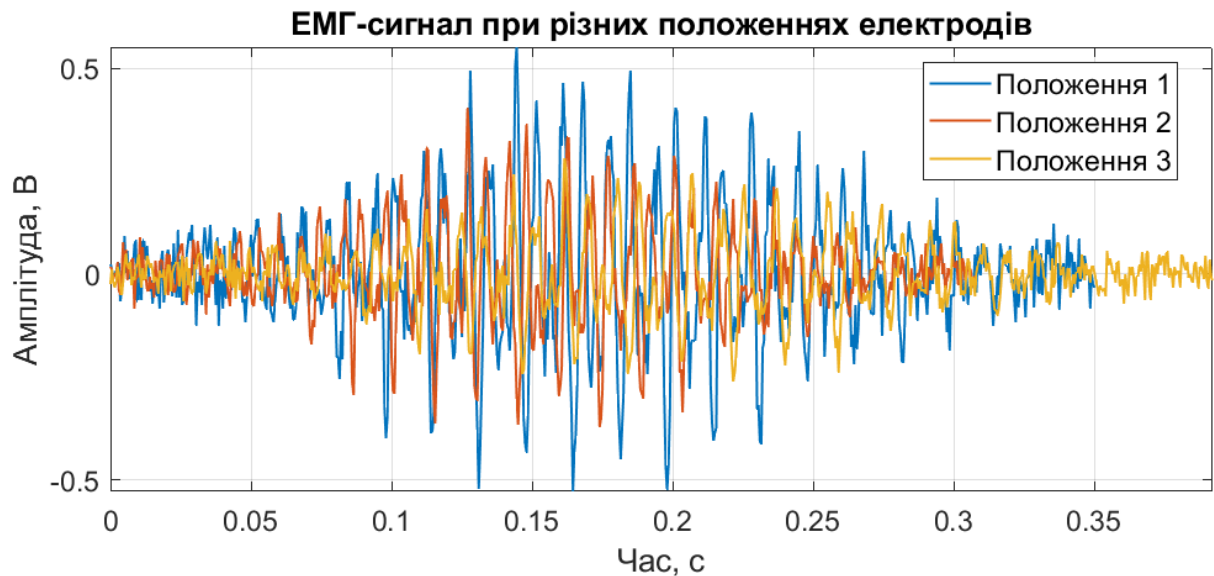


Рис.3.8. Вплив положення електродів на форму ЕМГ-сигналу

Аналіз графіка показує, що всі сигнали мають подібну загальну форму, що відповідає одному й тому ж руху, однак спостерігаються суттєві відмінності в амплітудних і часових характеристиках. Зокрема, сигнал для першого положення електродів характеризується найбільшою амплітудою та вираженими коливаннями, тоді як для другого і третього положень амплітуда поступово зменшується.

Крім того, спостерігається зміна тривалості сигналу 0,350 с, 0,308 с, 0,393 с, що свідчить про варіативність часових параметрів навіть при виконанні одного й того ж руху. Це зумовлено тим, що процес реєстрації сигналу є чутливим до точного положення електродів, а також до фізіологічних особливостей скорочення м'язів.

Також помітні відмінності у формі сигналів, зокрема у структурі піків і їх розташуванні в часі. Це свідчить про зміну внеску окремих моторних одиниць у загальний сигнал при зміні положення електродів.

Отримані результати підтверджують, що параметри ЕМГ-сигналу суттєво залежать від положення електродів, що проявляється у зміні амплітуди, тривалості та форми сигналу.

Це треба враховувати при розробленні систем біокерування, оскільки зміна положення електродів може призводити до істотного зниження стабільності та точності роботи системи.

Проведений аналіз ЕМГ-сигналу одного руху дав змогу встановити, що:

- сигнал має широкий частотний спектр із концентрацією енергії в діапазоні 80-300 Гц (94,4 %);
- сигнал має стохастичний характер, що підтверджується швидким спаданням автокореляційної функції;
- сигнал містить значну шумову складову (SNR = -16,05 дБ);
- параметри сигналу суттєво залежать від положення електродів.

Отримані результати підтверджують складну, випадкову та багатокомпонентну природу ЕМГ-сигналу.

Ці властивості необхідно враховувати при розробленні методів відбору та обробки ЕМГ-сигналів у системах керування біонічними протезами.

Оскільки, ЕМГ-сигнал має стохастичну природу, тому може бути описаний математично як сума гармонійних компонент із додаванням шумів та артефактів:

$$\xi_{EMG}(t) = \sum_{i=1}^N A_i \sin(2\pi f_i t + \varphi_i) + n_{EMG}(t), \quad (3.10)$$

де A_i – амплітуди, f_i – частоти, φ_i – початкові фази, а $n_{EMG}(t)$ – шумові складові.

Такий підхід є науково обґрунтованим, оскільки відповідає:

- фізіологічній природі сигналу (накладання електричної активності багатьох волокон);
- спектральним властивостям ЕМГ-сигналу (широкосмуговість і наявність домінуючих частот);
- математичній зручності (можливість спектрального аналізу, фільтрації, виділення огинаючої).

Для задач керування біонічним протезом безпосереднє використання сирого ЕМГ-сигналу є методично недоцільним. Це пояснюється кількома причинами.

– по-перше, миттєве значення ЕМГ-сигналу змінюється дуже швидко і містить значну кількість високочастотних флуктуацій, які пов'язані з потенціалами дії окремих моторних одиниць, але не відображають прямо рівень сили або наміру користувача.

– по-друге, сирий сигнал має як позитивні, так і негативні значення, що унеможливує його пряме використання як пропорційної керуючої величини.

– по-третє, випадкові шумові піки та артефакти можуть викликати помилкові збурення у контурі керування, що призводить до нестабільності приводу, різких змін напруги або небажаних коливань сили захвату.

Інформативним показником є амплітуда сигналу, що характеризує силу скорочення м'яза. Тому застосовано метод виділення огибаючої сигналу, яка забезпечує плавність та надійність у керуванні біонічним протезом [103]:

$$U_{EMG}(t) = \alpha E_{nv} \{ \xi_{EMG}(t) \}, \quad (3.11)$$

де $E_{nv} \{ \xi_{EMG}(t) \}$ – функція обчислення огибаючої, α – коефіцієнт підсилення.

Як функцію обчислення огибаючої ЕМГ-сигналу застосовано оператор Гільберта [103]:

$$U_{EMG}(t) = \alpha |H(\xi_{EMG}(t))|, \quad (3.12)$$

де $H(\cdot)$ – оператор Гільберт-перетворення;

α – коефіцієнт підсилення м'язового сигналу, що масштабує інтенсивність руху.

Гільберт-перетворення дає змогу побудувати аналітичний сигнал, у якому реальна частина – це сам вхідний ЕМГ-сигнал, а уявна – його Гільберт-образ. Така форма однозначно визначає миттєву амплітуду (обвідну) та фазу ЕМГ-сигналу. На відміну від простих методів (наприклад, ковзного усереднення чи фільтрації),

оператор Гільберта виділяє огинаючу без спотворення часової структури ЕМГ-сигналу, тобто відображає зміни сили м'язів чи захвату в реальному часі. Гільберт-перетворення створює ЕМГ-сигнал, зсунений на 90° за фазою, що дозволяє побудувати математично стійку огинаючу, яка не залежить від випадкових шумових піків. Цей метод добре працює для ЕМГ-сигналів, оскільки він не «губить» фізіологічний зміст, а навпаки виділяє основний інтегральний показник – рівень активності чи силу.

Загалом огинаюча $U_{EMG}(t)$ відображає інтегральний рівень активності м'язів і корелює з фізіологічною силою скорочення. Саме тому вона використовується як основний керуючий параметр системи: її можна безпосередньо масштабувати та подавати на вхід регулятора.

Обґрунтування застосування огиначої ЕМГ-сигналу:

- Високочастотні коливання сигналу є менш інформативними для керування, тоді як його амплітудна динаміка на пряму пов'язана із силою та тривалістю скорочення м'язів.
- Використання огинаючої дозволяє зменшити вплив шумів і зробити сигнал стійкішим.
- Фізіологічно огинаюча відповідає рівню активності м'яза та описує намір користувача прикласти певне зусилля.

ЕМГ-сигнал у системі виконує роль вхідного сигналу управління, що безпосередньо визначає команду користувача, а його огинаюча слугує індикатором інтегрального рівня активності м'язів і корелює з фізіологічною силою скорочення. Саме тому вона використовується як основний керуючий параметр системи: її можна безпосередньо масштабувати та подавати на вхід регулятора.

3.3. Властивості та математична модель п'єзосигналу як каналу сенсорного зворотного зв'язку

Другим важливим компонентом є п'єзосигнал, що виникає внаслідок п'єзоелектричного ефекту – здатності матеріалів генерувати електричний

потенціал у відповідь на механічний тиск. Для системи біонічного протеза це дає змогу вимірювати контактну силу між протезом та предметом.

Для вихідного сигналу п'єзоелектричного перетворювача одного дотику є характерною імпульсна структура та наявність значної кількості шумових складових (рис.3.9). Це пов'язано з тим, що п'єзоелектричний ефект реагує переважно на зміну механічного навантаження, а не на його сталу величину. Унаслідок цього сигнал має вигляд короткочасних імпульсів, які виникають у момент контакту або зміни сили взаємодії.

Аналіз часової залежності (рис.3.9) показує, що до моменту контакту сигнал має низькоамплітудний характер і перебуває поблизу нульового рівня, що відповідає відсутності взаємодії із зовнішнім об'єктом. У момент контакту (близько $t \approx 2,0$ с) спостерігається різкий імпульсний сплеск амплітуди, який досягає значень до приблизно $\pm 1,5$ В.

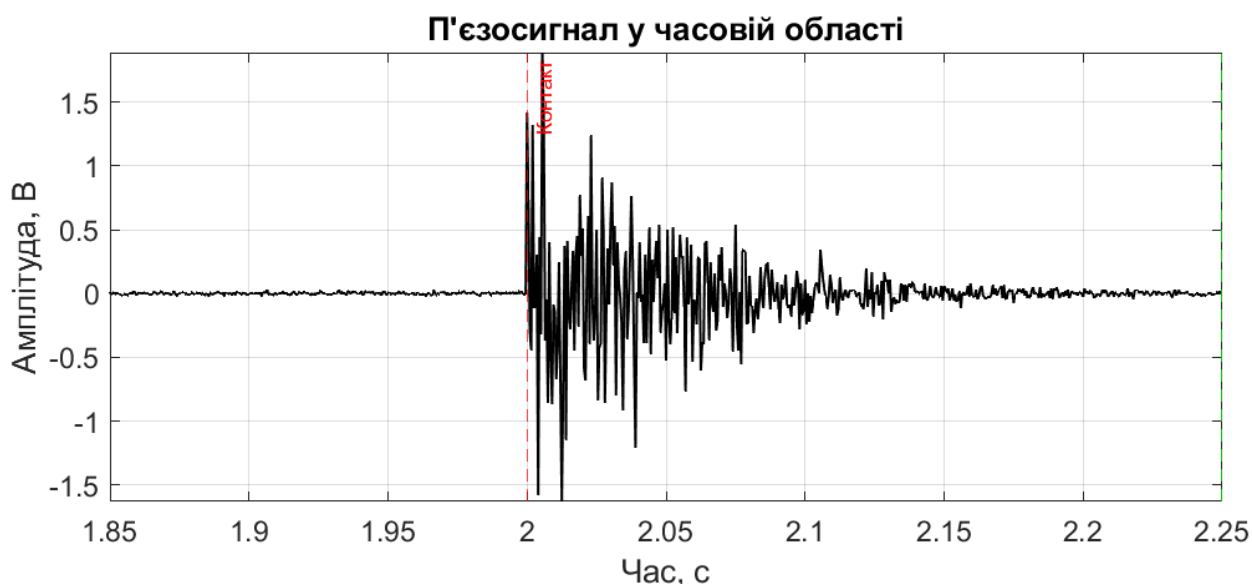


Рис.3.9. Реалізація п'єзосигналу

Після контакту сигнал переходить у режим затухаючих коливань, що характеризуються поступовим зменшенням амплітуди з часом. Така поведінка сигналу відповідає реакції п'єзоелектричного сенсора на короткочасний механічний вплив і подальше розсіювання енергії.

Тривалість активної частини сигналу становить приблизно 0,1-0,15 с, після чого сигнал повертається до рівня шуму. При цьому структура сигналу після

контакту має нерегулярний, шумоподібний характер із швидкими змінами амплітуди.

Часовий аналіз п'єзосигналу показує, що він має імпульсний характер із вираженим піком у момент контакту та подальшими затухаючими коливаннями, що демонструє динаміку механічної взаємодії.

Отримані результати підтверджують, що п'єзосигнал є нестационарним, короткотривалим і чутливим до моменту контакту, що робить його інформативним для визначення факту дотику та оцінювання сили взаємодії.

Для визначення частотного складу п'єзосигналу аналізується його амплітудний спектр, який дозволяє оцінити розподіл амплітуди сигналу за частотами.

На рис. 3.10 зображено амплітудний спектр п'єзосигналу.



Рис. 3.10. Спектральні характеристики п'єзосигналу

Аналіз отриманого спектра показує, що сигнал має широкосмуговий характер без чітко виражених домінуючих гармонік. На відміну від ЕМГ-сигналу, де спостерігаються окремі спектральні піки, для п'єзосигналу характерний більш рівномірний і хаотичний розподіл амплітуди по всьому частотному діапазону.

Основна енергія сигналу зосереджена в області низьких і середніх частот, приблизно до 300–400 Гц, однак значні складові присутні і у високочастотній області (до 900-1000 Гц). Це свідчить про наявність короткочасних імпульсних процесів, які формують широкий спектр частот.

Амплітуда спектра змінюється в межах приблизно 0,005-0,06 В, причому максимальні значення спостерігаються у середньочастотній області (близько 300–400 Гц). Водночас відсутність чітких гармонічних структур вказує на те, що сигнал не має вираженої періодичності.

Нерегулярний характер спектра з численними локальними максимумами аргументує те, що сигнал формується як результат випадкових механічних коливань і ударних впливів у момент контакту.

Аналіз амплітудного спектра підтверджує, що п'єзосигнал є широкопasmовим, імпульсним та стохастичним сигналом, у якому відсутні стабільні частотні компоненти, а спектр формується за рахунок короткочасних механічних збурень.

Для більш детального аналізу розподілу енергії п'єзосигналу за частотами використовується спектральна густина потужності.

На рис. 3.11 зображено спектральну густина потужності п'єзосигналу.

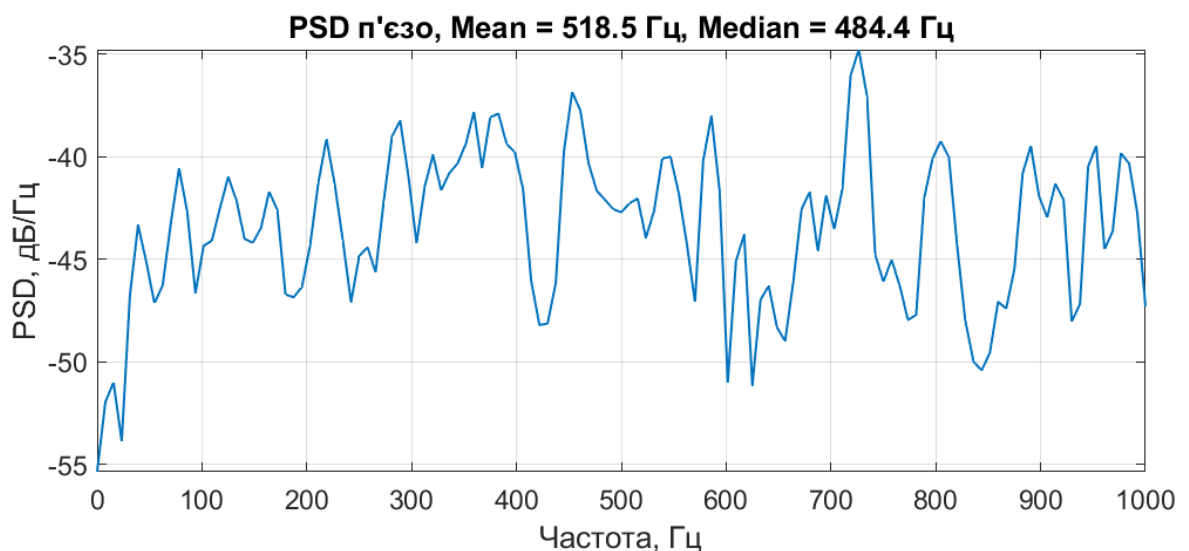


Рис.3.11. Спектральна густина потужності п'єзосигналу

Аналіз отриманого графіка показує, що розподіл енергії сигналу є широкопasmовим та нерівномірним, без чітко виражених домінуючих частотних компонент. На відміну від ЕМГ-сигналу, спектральна густина потужності п'єзосигналу не має стабільних максимумів, а характеризується численними локальними піками, розподіленими по всьому частотному діапазону.

Рівень спектральної густини потужності змінюється в межах приблизно – 55...-35 дБ/Гц, причому найбільші значення спостерігаються у середньо- та високочастотній області. Зокрема, помітне зростання енергії в діапазоні приблизно 400–800 Гц, що вказує на суттєвий внесок високочастотних компонент у структуру сигналу. За результатами аналізу встановлено, що середня частота сигналу становить $f_{\text{mean}}=518,5$ Гц, а медіанна частота $f_{\text{med}}=484,4$ Гц.

Високі значення середньої та медіанної частот свідчать про те, що значна частина енергії сигналу зміщена у високочастотну область, що є характерним для імпульсних і шумоподібних процесів.

Відсутність чітко вираженого спадання PSD у високочастотній області також підтверджує, що сигнал містить значну кількість швидких змін, пов'язаних із механічними збуреннями в момент контакту.

Аналіз спектральної густини потужності показує, що п'єзосигнал є широкосмуговим сигналом із домінуванням високочастотних компонент, що відображає імпульсний характер механічної взаємодії та наявність значної шумової складової.

Автокореляційна функція п'єзосигналу використовується для оцінювання ступеня статистичної залежності між його відліками та виявлення наявності періодичних компонент.

На рис. 3.12 зображено автокореляційну функцію п'єзосигналу.



Рис.3.12. Автокореляційна функція п'єзосигналу

Аналіз отриманого графіка показує, що автокореляційна функція має різко виражений максимум при нульовому лагу, після чого її значення швидко зменшуються і переходять у слабкі коливання навколо нульового рівня. Така поведінка свідчить про відсутність довготривалих кореляційних зв'язків у сигналі.

На відміну від електроміографічного сигналу, автокореляційна функція п'єзосигналу не має вираженої осцилюючої структури, що вказує на відсутність стабільних гармонічних складових. Після початкового піку сигнал демонструє хаотичні коливання з малою амплітудою, які швидко затухають.

Час декореляції становить $t_{decorr}=0,0005$ с, що є значно меншим порівняно з електроміографічним сигналом. Це свідчить про дуже короткий інтервал кореляційної залежності.

Практично вже після інтервалу близько 0,05-0,1 с значення автокореляційної функції наближаються до нуля і залишаються в межах малих флуктуацій, що відповідає шумоподібній поведінці сигналу.

Результати автокореляційного аналізу підтверджують, що п'єзосигнал є високостохастичним, імпульсним сигналом із дуже короткою кореляційною пам'яттю, у якому відсутні стабільні періодичні компоненти.

Для оцінювання статистичних властивостей п'єзосигналу аналізується розподіл його амплітуд.

На рис. 3.13 зображено гістограму амплітуд п'єзосигналу.

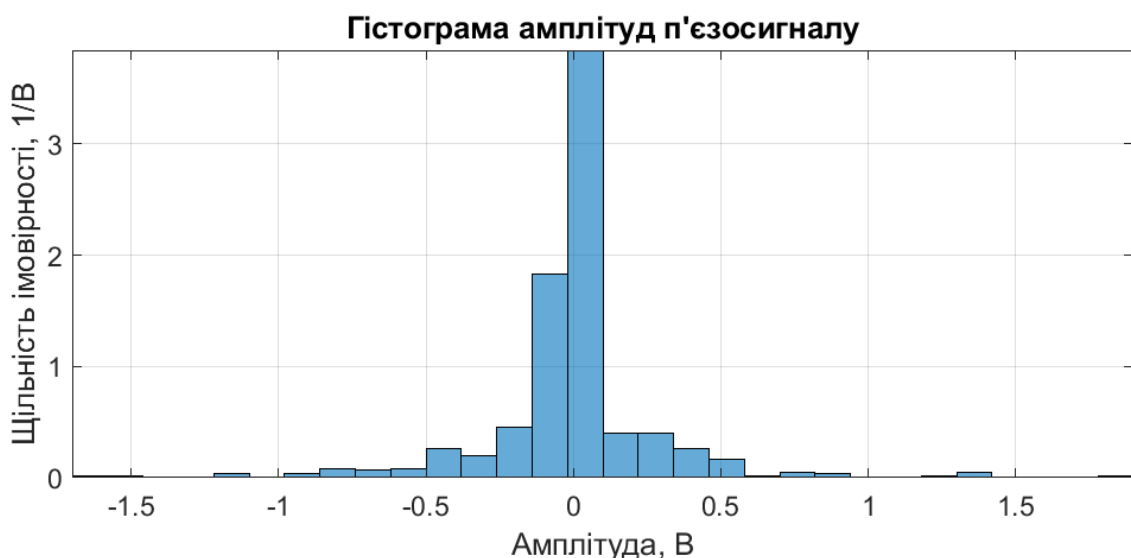


Рис. 3.13. Гістограма амплітуд п'єзосигналу

Аналіз отриманого розподілу показує, що гістограма має різко виражений максимум у області значень, близьких до нуля, що відповідає основній частині сигналу після затухання коливань. Переважна кількість відліків зосереджена в інтервалі приблизно $-0,1 \dots 0,1$ В, що відображає фонову та залишкову складову сигналу.

Водночас спостерігається наявність значень із значно більшими амплітудами, які досягають приблизно $\pm 1,5 \dots 1,7$ В, однак їх кількість є незначною. Такі значення відповідають короткочасним імпульсним сплескам у момент контакту. Розподіл амплітуд має виражену асиметрію та значно розширені "хвости", що суттєво відрізняє його від нормального розподілу. Це свідчить про наявність у сигналі поодиноких, але енергетично значущих подій, характерних для імпульсних процесів.

Статистичний аналіз амплітуд підтверджує, що п'єзосигнал має стохастичний характер із наявністю рідкісних високоамплітудних імпульсів, які визначають його енергетичну структуру та обумовлені механічною взаємодією у момент контакту.

Для оцінювання впливу положення п'єзоелектричного сенсора, закріпленого на закінченні пальця, на характеристики сигналу виконано порівняння реалізацій, отриманих при різних умовах його розміщення відносно зони контакту.

На рис. 3.14 зображено п'єзосигнали, зареєстровані при трьох різних положеннях сенсора на кінцевій частині пальця.

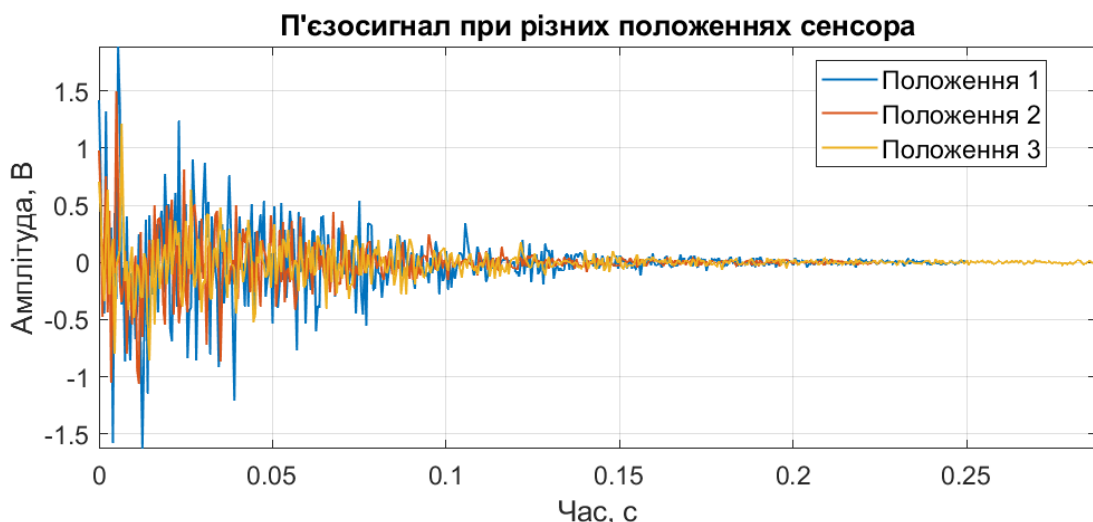


Рис. 3.14. П'єзосигнал при різних положеннях контакту з сенсором

Аналіз графіка показує, що всі сигнали мають спільну структуру, яка включає різкий імпульсний відгук у момент контакту та подальші затухаючі коливання. Це пояснюється тим, що п'єзодатчик реагує на швидку зміну механічного напруження, що виникає при дотику пальця до об'єкта.

Водночас спостерігаються суттєві відмінності в амплітудних характеристиках сигналів. Для різних положень сенсора на закінченні пальця амплітуда імпульсного відгуку змінюється: максимальні значення (до приблизно $\pm 1,5$ В) відповідають положенню, при якому сенсор розташований найближче до точки контакту, тоді як при зміщенні сенсора амплітуда сигналу зменшується.

Крім того, спостерігається зміна структури затухаючих коливань після імпульсу. При різних положеннях сенсора змінюється інтенсивність і тривалість коливань, що зумовлено різною жорсткістю контакту, локальними властивостями еластомерної вставки та умовами механічного зв'язку між сенсором і поверхнею вставки.

Після інтервалу приблизно 0,15-0,2 с всі сигнали переходять у фоновий режим із малими амплітудними коливаннями, що відповідає завершенню механічного впливу та затуханню коливань у системі.

Результати аналізу показують, що п'єзосигнал, сформований на закінченні пальця, є чутливим до локалізації сенсора відносно точки контакту, що проявляється у зміні амплітуди, енергетичних характеристик і тривалості сигналу.

Це підтверджує, що при використанні п'єзодатчика для реєстрації контактних взаємодій у біонічних протезах необхідно враховувати його точне розташування, оскільки воно безпосередньо впливає на достовірність оцінювання сили та динаміки контакту.

З огляду на фізичну природу п'єзоелектричного ефекту, механічна дія на сенсор викликає деформацію його чутливого елемента, що супроводжується виникненням електричної напруги. Тому п'єзосигнал може бути використаний як канал СЗЗ у системах керування біонічними протезами кисті.

Загалом вихідна напруга п'єзосенсора пропорційна прикладеній силі [103]:

$$\xi_P(t) = k_p F(t) + n_p(t), \quad (3.13)$$

де k_p – коефіцієнт чутливості п'єзоелектричного сенсора;

$F(t)$ – сила контакту між протезом та об'єктом;

$n_p(t)$ – шум вимірювання.

Чистий п'єзосигнал $\xi_P(t)$ містить високочастотні коливання, спричинені мікрівібраціями, мікросковзанням об'єкта та електричними шумами. Ці коливання малоінформативні для задачі керування, адже користувача цікавить загальна сила захвату, а не миттєві пульсації сигналу. Огинаюча відображає інтегральний рівень тиску/сили та відповідає відчуттю «сили захвату», що має сенсорний аналог у нервовій системі людини (механорецептори шкіри теж реагують на середній рівень тиску, а не на миттєві сплески).

Якщо для керування застосувати чистий сигнал $\xi_P(t)$, то в керуючий контур потрапляють випадкові піки та флуктуації і, відповідно, система починає коливатися або «переадаптовуватись» без реальної потреби.

Для обчислення огинаючої п'єзосигналу, ідентично до ЕМГ-сигналу, застосовано оператор Гільберта [103]:

$$U_P(t) = \beta E_{nv} \{ \xi_P(t) \} = \beta |H(\xi_P(t))|, \quad (3.14)$$

де $H(\cdot)$ – оператор Гільберт-перетворення;

β – коефіцієнт зворотного зв'язку від сили, який регулює компенсацію надмірного зусилля.

П'єзосигнал, зокрема його огинаюча $U_P(t)$, безпосередньо описує силову взаємодію протеза із середовищем, а отже є ідеальним джерелом зворотного зв'язку для стабілізації хвату в біонічному протезі.

Обґрунтування моделювання п'єзосигналу через силу:

1. П'єзоелектричні сенсори безпосередньо перетворюють механічну дію у електричний сигнал, однак «сирий» сигнал містить високочастотні коливання й

шумові складові. Використання огинаючої дозволяє виділити інформативну компоненту, що відображає інтегральний рівень сили контакту.

2. У біонічному протезі важливо контролювати усереднену силу захвату:
– якщо огинаюча сигналу свідчить про недостатній рівень сили, предмет може вислизнути;

– якщо огинаюча вказує на надмірний рівень, це може призвести до пошкодження об'єкта або дискомфорту користувача.

3. Огинаюча п'єзосигналу є каналом СЗЗ, що забезпечує плавність і стабільність корекції дії у реальному часі.

Приклади ролі:

– при недостатній силі захвату огинаюча п'єзосигналу зумовлює збільшення напруги двигуна;

– при надмірній силі система обмежує зусилля, запобігаючи пошкодженню об'єкта чи травмуванню користувача.

Отже, у математичній моделі огинаюча п'єзосигналу є прямим та надійним відображенням механічної взаємодії біонічного протеза з навколишнім середовищем, зокрема огинаюча п'єзосигналу в системі керування дозволяє виділити інформативну низькочастотну компоненту, яка на пряму відображає силу контакту. Саме ця величина потрібна для регуляції сили хвату і стабільності роботи біонічного протеза. Використання «сирого» сигналу натомість може призвести до шумової нестабільності та некоректних адаптивних реакцій.

3.4. Інтегрована модель системи керування біонічним протезом

Система керування протезом повинна одночасно враховувати вхідні сигнали від ЕМГ та п'єзоелектричних сенсорів, щоб забезпечити як точність руху, так і стабільність взаємодії з об'єктами. Об'єднання ЕМГ-сигналів та п'єзосигналу дозволяє побудувати адаптивну систему керування біонічним протезом.

З урахуванням двох типів сигналів – ЕМГ (намір користувача) та п'єзо (реакція середовища) – математична модель системи керування біонічним протезом набуває вигляду [103]:

$$U_{ctrl}(t) = \alpha E_{nv} \{ \xi_{EMG}(t) \} - \beta E_{nv} \{ \xi_P(t) \}, \quad (3.15)$$

або

$$U_{ctrl}(t) = \alpha U_{EMG}(t) - \beta U_P(t), \quad (3.16)$$

де $U_{ctrl}(t)$ – керуючий сигнал для двигуна біонічного протеза (визначає напругу, швидкість і силу);

α – коефіцієнт підсилення м'язового сигналу, що масштабує інтенсивність руху;

β – коефіцієнт зворотного зв'язку від сили, який регулює компенсацію надмірного зусилля;

$U_P(t)$ – огинюча п'єзосигналу, що відображає силу контакту.

Перша складова забезпечує рух пропорційно м'язовій активності, а друга – коригує його залежно від сили захвату, запобігаючи її надмірному зростанню.

Отже, модель відображає баланс між наміром користувача (через ЕМГ-сигнал) та реакцією середовища (через п'єзосигнал).

Наукове обґрунтування інтегрованого підходу до моделювання системи:

1. Біоінспірованість. У природній нервово-м'язовій системі людини рухи формуються не лише імпульсами від мозку, а й коригуються СЗЗ (від шкіри, сухожилів, м'язів). Представлена модель відтворює цю біологічну логіку.

2. Адаптивність. Завдяки параметру (β) система може автоматично зменшувати або збільшувати силу, забезпечуючи точність і безпечність дій.

3. Функціональність. Поєднання ЕМГ-сигналів та п'єзосигналів дозволяє досягти високої точності відтворення рухів і при цьому уникнути пошкодження об'єктів чи травмування користувача.

4. Реалізація. Модель є достатньо простою для реалізації у середовищі системах MATLAB, але водночас адекватно описує як біоелектричні, так і механічні процеси.

Отже, модель відображає баланс між наміром користувача (через ЕМГ-сигнал) та реакцією середовища (через п'єзосигнал).

Для узагальнення структури системи керування та відображення взаємодії її основних функціональних компонентів розглянемо структурну схему, наведену на рис. 3.15 [103].

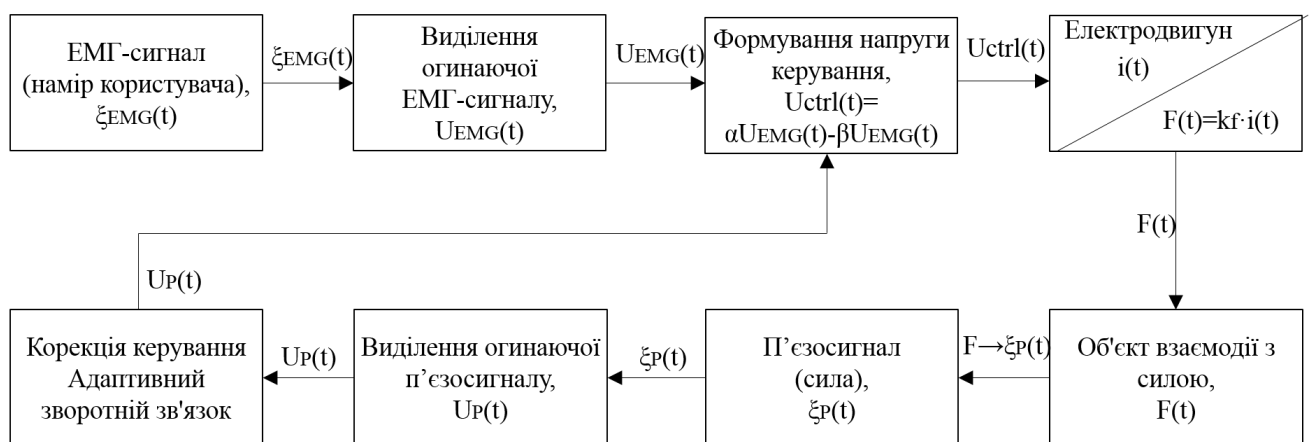


Рис. 3.15. Структурна схема моделі системи керування біонічним протезом із замкненим контуром біокерування

Як показано на рис. 3.15, система керування реалізує замкнений контур, у якому поєднуються канал формування керуючого впливу на основі ЕМГ-сигналу та канал сенсорного зворотного зв'язку, сформований на основі п'єзосигналу.

На першому етапі формується ЕМГ-сигнал, який відображає намір користувача виконати рух. Далі з нього виділяється огибающая, яка характеризує рівень м'язової активності та використовується для формування керуючого сигналу.

Сформований сигнал подається на електродвигун, який забезпечує створення механічного зусилля та рух протеза. У процесі взаємодії протеза з об'єктом виникає контактна сила, яка реєструється п'єзосенсорним каналом.

П'єзосигнал обробляється з метою виділення його огинаючої, що характеризує величину сили взаємодії. Отриманий сигнал використовується для адаптивної корекції напруги керування, що дозволяє обмежити надмірну силу або підсилити її у разі недостатнього контакту.

Представлена структурна схема відображає повний цикл функціонування системи біокерування, що поєднує канал моторного наміру та канал СЗЗ, забезпечуючи адаптивність і стабільність роботи біонічного протеза.

3.5. Метод обробки біосигналів і формування керуючої напруги в системі керування біонічним протезом руки

3.5.1. Обґрунтування необхідності віконної обробки біосигналів у системі реального часу

На підставі проведеного аналізу встановлено, що ЕМГ-сигнал та п'єзосигнал мають виражений нестационарний характер. Це означає, що їх статистичні, спектральні та амплітудні характеристики змінюються в часі. У таких умовах глобальний аналіз сигналу на всьому інтервалі спостереження не дає відповіді на головне питання задачі керування, а саме: яким є поточний рівень активності сигналу в конкретний момент часу. Для керування біонічним протезом принципово важливо відслідковувати не усереднену характеристику сигналу в цілому, а його поточний стан. Саме тому обробка повинна мати часову локальність.

Крім того, біосигнали містять значну кількість високочастотних флуктуацій та випадкових збурень. Для ЕМГ-сигналу це зумовлено сумарною активністю багатьох моторних одиниць, шумами вимірювання, варіативністю контакту електродів та електричними наводками. Для п'єзосигналу причинами є імпульсний характер контакту, механічні коливання, мікросковзання, паразитні вібрації та шум вимірювального тракту. Якщо подавати такі сигнали без попередньої локальної обробки безпосередньо у закон керування, то випадкові піки та швидкі коливання трансформуватимуться у небажані зміни керуючої напруги. У результаті це

призводитиме до нестабільності сили захвату, ривків руху та погіршення відчуття природності керування.

Наступна важлива обставина пов'язана з режимом реального часу. У цифровій системі керування вхідні сигнали не існують для алгоритму у вигляді повністю відомої реалізації. Вони надходять послідовно, у міру реєстрації, і повинні одразу оброблятися. Це означає, що алгоритм не може спиратися на майбутні значення сигналу. Отже, метод обробки має бути каузальним і таким, що допускає покрокове оновлення результату. Саме віконна організація найкраще узгоджується з цією вимогою, оскільки дозволяє працювати з локальним часовим буфером даних, який формується в міру надходження нових відліків.

Слід також врахувати і технічний аспект. У практичних цифрових системах дані, як правило, обробляються не як абсолютно неперервний потік, а у вигляді буферів або пакетів. Отже, віконна обробка добре відповідає реальній архітектурі мікроконтролерних і вбудованих систем, де існує циклічне оновлення буфера, обробка поточного фрагмента даних і формування нового значення керуючого сигналу.

Віконна обробка у даній роботі застосовується не формально, а з чітких причин:

- вона забезпечує локальність аналізу для нестационарних сигналів;
- дозволяє згладити шумові та випадкові компоненти;
- відповідає вимогам каузальності;
- природно реалізується у цифровій системі реального часу.

Отже, саме цей підхід є методично та технічно обґрунтованим для задачі біокерування протезом кисті.

3.5.2. Сегментація сигналів у ковзних часових вікнах

У системі керування, що функціонує в режимі реального часу, біосигнал $\xi(t)$ не може розглядатися як повністю відома функція на всьому інтервалі спостереження. У кожний момент часу система має доступ лише до тієї частини

сигналу, яка вже була зареєстрована. Тому обробка повинна базуватися на локальному часовому фрагменті сигналу, що відповідає поточному моменту часу.

Нехай t_k – момент часу, у який виконується чергове оновлення обробки. У цей момент система має сформувавши поточну оцінку сигналу на основі останнього доступного фрагмента тривалістю T_w . Такий локальний часовий фрагмент задається інтервалом:

$$B_k = [t_k - T_w, t_k], \quad (3.17)$$

де B_k – часовий інтервал k -го часового вікна обробки;

T_w – тривалість вікна обробки.

Використання часових вікон дозволяє забезпечити локальний аналіз параметрів сигналу та підвищити стійкість до завад [104].

Відповідно, локальна реалізація сигналу в межах k -го вікна тривалістю T_w визначається як:

$$\xi_k(\tau) = \xi(t_k - T_w + \tau), \quad 0 \leq \tau < T_w, \quad (3.18)$$

де τ – локальна часова змінна всередині вікна, яка відраховується від його початку;

$0 \leq \tau < T_w$ – область визначення локальної реалізації.

Цей вираз встановлює зв'язок між глобальним часом t і локальною змінною τ :

$$t = t_k - T_w + \tau. \quad (3.19)$$

Суть виразу (3.18) базується на тому, що в деякий момент часу t_k система працює не з усією реалізацією сигналу $\xi(t)$, а тільки з останнім доступним фрагментом довжини T_w цієї реалізації. Зазначений фрагмент локальної реалізації є вхідною інформацією для подальшої обробки: випрямлення, згладжування, побудови огинаючої та формування керуючої дії.

Зазначений спосіб подання сигналу є принципово важливим для системи реального часу (real-time), оскільки:

- забезпечує часову локалізаційну обробки;
- узгоджується з каузальною природою обробки;
- дає змогу враховувати лише доступну в поточний момент часу інформацію;
- формує основу для пакетно-орієнтованої реалізації.

Для організації покрокового оновлення оцінки введено послідовність моментів часу k -го оновлення:

$$t_k = t_0 + kT_h, \quad k = 0, 1, 2, \dots, \quad (3.20)$$

де t_0 – початковий момент часу;

T_h – інтервал оновлення результату (період надходження нового пакету даних).

Це співвідношення (3.20) означає, що вхідний сигнал поступає до входу системи дискретними пакетами тривалістю T_h , починаючи з моменту t_0 . Кожному моменту t_k відповідає чергове оновлення буфера сигналу та формування нового результату обробки.

Інтервал T_h фактично визначає швидкість оновлення результату обробки та керуючої дії системи. Чим менше значення T_h , тим частіше система оновлює результат, проте тим більшим стає обчислювальне навантаження. Чим більше значення T_h , тим рідше відбувається оновлення, що знижує обчислювальні витрати, проте погіршується гладкість і оперативність реагування системи.

Між тривалістю вікна T_w та інтервалом оновлення T_h можливі різні співвідношення. Зокрема:

- якщо $T_h = T_w$, тоді кожне нове вікно є повністю новим фрагментом сигналу (відсутнє перекривання) та не має спільної частини з попереднім фрагментом.

- якщо $T_h < T_w$, тоді сусідні вікна частково перекриваються (спільна часова область).

У момент t_k система аналізує останнє часове вікно тривалістю T_w . Якщо $T_h < T_w$, тоді сусідні вікна частково перекриваються.

Ступінь перекриття задається коефіцієнтом згідно виразу:

$$\gamma = 1 - \frac{T_h}{T_w}. \quad (3.21)$$

Значення коефіцієнту перекриття γ показує, яка частина поточного вікна збігається з попереднім. Якщо $\gamma=0$, тоді перекриття відсутнє і кожне нове вікно містить тільки новий фрагмент сигналу. Зі збільшенням $\gamma \rightarrow 1$ оновлення результату стає плавнішим, однак зростає обчислювальне навантаження.

Тривалість вікна T_w визначає компроміс між завадостійкістю та швидкодією. Якщо вікно занадто коротке, то в ньому недостатньо відліків для стійкого пригнічення шумів, а оцінка огинаючої стає надто чутливою до випадкових флуктуацій. Якщо ж вікно занадто довге, оцінка сигналу стає надмірно інерційною і запізнюється відносно реального розвитку процесу. Для біосигналів, характерні зміни яких проявляються на масштабі десятків мілісекунд, доцільним є використання вікон порядку 0.04-0.1 с.

На практиці значення коефіцієнт перекриття $\gamma=0.5$ є компромісом між гладкістю часової оцінки та обчислювальною складністю. При такому значенні кожне нове вікно містить 50 % попередніх даних і 50 % нових, що дозволяє зберігати часову узгодженість результату і водночас не створює надмірного навантаження на обчислювальний блок. Більше перекриття дало б ще плавніше оновлення, але збільшило б кількість повторних обчислень. Менше перекриття, навпаки, зменшило б обчислювальні витрати, але погіршило б часову узгодженість оцінки.

Інтервал оновлення T_h має бути обраним таким, щоб система встигала досить швидко реагувати на зміну моторного наміру користувача та на зміну контактної взаємодії, не втрачаючи при цьому стійкості до випадкових коливань.

Отже, вибір T_w , T_h і γ здійснюється саме з позиції системи реального часу, яка повинна одночасно забезпечувати стабільність, достатню швидкість реакції та технічну реалізованість.

При переході від моменту t_k до моменту $t_{k+1}=t_k+T_h$ часовий інтервал вікна зміщується вперед на величину T_h . Новий інтервал набуває вигляду:

$$B_{k+1} = [t_k + T_h - T_w, t_k + T_h], \quad (3.22)$$

Загалом, це означає:

- найстаріша частина сигналу тривалістю T_h вибуває з вікна;
- центральна частина сигналу тривалістю $T_w - T_h$ зберігається;
- у кінець вікна додається новий часовий фрагмент сигналу тривалістю T_h .

Відповідно, локальна реалізація сигналу $\xi_{k+1}(\tau)$ в новому $(k+1)$ -му вікні визначається як:

$$\xi_{k+1}(\tau) = \begin{cases} \xi_k(\tau + T_h), & 0 \leq \tau < T_w - T_h, \\ \xi_k(t_k + T_h - T_w + \tau), & T_w - T_h \leq \tau < T_w. \end{cases} \quad (3.23)$$

Система (3.23) реалізовує механізм ковзного оновлення буфера сигналу і відобрає принцип організації обробки у системі реального часу.

Перша складова виразу (3.23) відповідає збереженню тієї частини сигналу, яка вже була оброблена на попередньому кроці. При переході до нового вікна відбувається зсув буфера на величину T_h , у результаті чого частина попередньої реалізації переноситься у нове вікно зі зміщенням. Це уможливорює уникнення повторної обробки тих самих даних і забезпечує ефективність алгоритму.

Друга складова (3.23) відповідає додаванню нових значень сигналу, які стали доступними після моменту t_k . Ця частина формує новий сегмент сигналу тривалістю T_h , який раніше не використовувався в обробці.

Формула (3.23) описує два взаємопов'язані процеси: зсув попередніх даних та доповнення їх новими відліками, що еквівалентно реалізації ковзного буфера фіксованої довжини T_w .

Для наочності процес формування локальної реалізації сигналу у ковзному часовому вікні та його оновлення при переході від k -го до $(k+1)$ -го вікна наведено на рисунку 3.19.

Як показано на рис. 3.16, нове вікно формується шляхом зсуву попереднього буфера на величину T_h із збереженням частини даних тривалістю $T_w - T_h$ та додаванням нового сегмента сигналу тривалістю T_h .

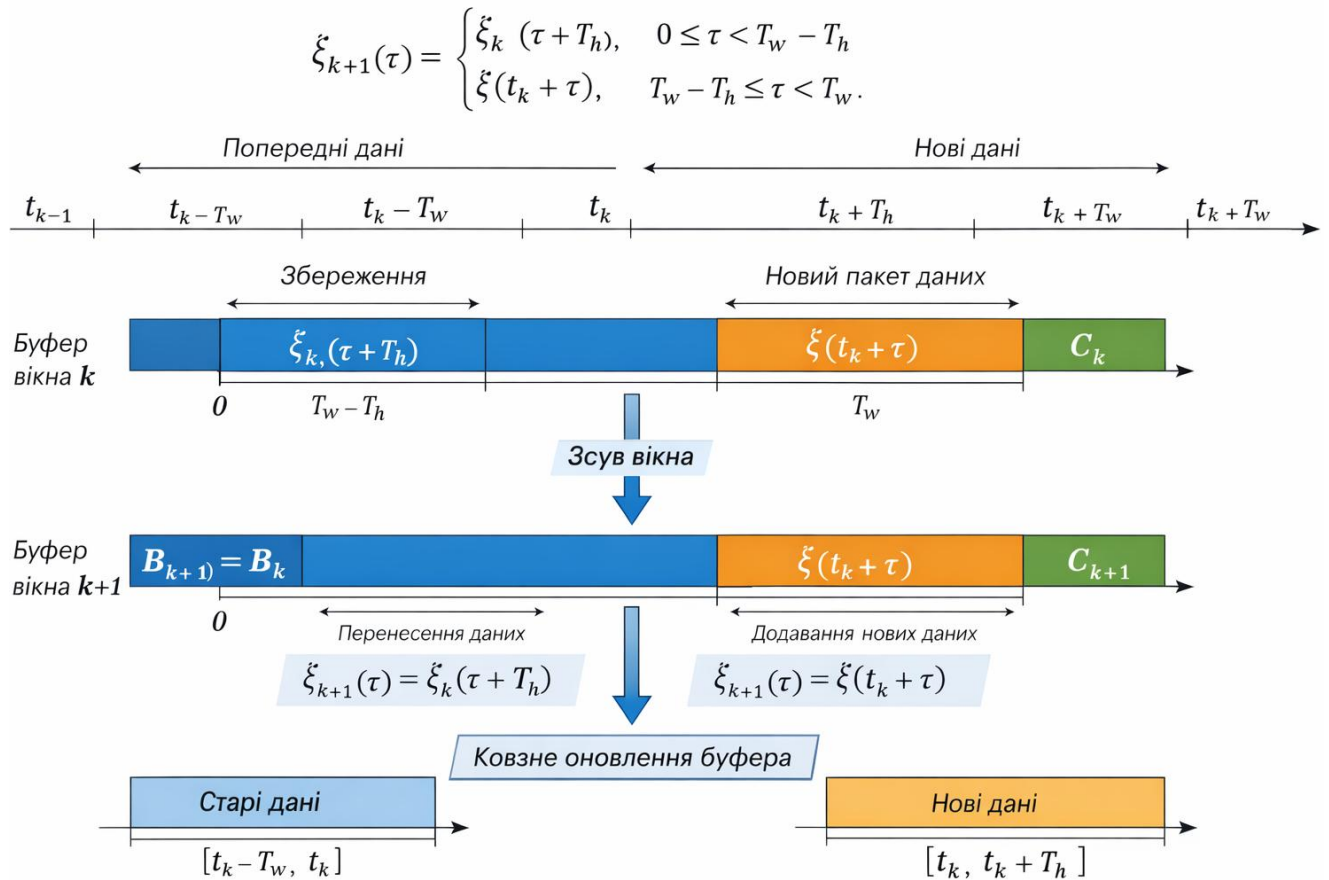


Рис.3.16. Схема буферної реалізації ковзного вікна та оновлення сигналу в режимі реального часу

При цьому:

- ліва частина вікна відповідає даним, що переносяться з попереднього кроку обробки;
- права частина відповідає новим значенням сигналу, що надходять у систему.

Така організація забезпечує каузальність обробки, оскільки у кожний момент часу використовується лише доступна інформація, а також дозволяє ефективно реалізувати алгоритм у вигляді ковзного буфера фіксованої довжини.

З точки зору часових інтервалів, у кожний момент часу t_k система використовує лише ті дані, які належать інтервалу $[t_k - T_w, t_k]$, а нові значення

сигналу, що надходять на інтервалі $[t_k, t_k + T_h]$ додаються до буфера на наступному кроці обробки.

Після обробки сигналу в межах поточного вікна формується локальний результат, визначений на всьому інтервалі:

$$y_k(\tau), 0 \leq \tau < T_w \quad (3.24)$$

де $y_k(\tau)$ – узагальнений результат обробки у межах k -го вікна. Це може бути випрямлений сигнал, локальна огибаюча або інша інформативна величина, залежно від конкретного етапу алгоритму.

Однак у системі реального часу у вихідну послідовність передається не весь цей результат, а лише та його частина, яка відповідає новим даним, що стали доступними після попереднього оновлення.

У глобальному часовому представленні ця нова частина відповідає інтервалу:

$$[t_k, t_k + T_h). \quad (3.25)$$

З урахуванням співвідношення $t = t_k - T_w + \tau$, інтервалу глобального часу $[t_k, t_k + T_h]$ відповідає інтервал локального часу:

$$T_w - T_h \leq \tau < T_w. \quad (3.26)$$

Отже, на вихід системи фактично передається лише нова частина результату:

$$y_k(\tau), T_w - T_h \leq \tau < T_w. \quad (3.27)$$

Саме така організація дозволяє одночасно:

– використовувати достатньо довгий фрагмент сигналу для стійкої оцінки;

- уникати дублювання вже оброблених даних;
- забезпечити покрокове оновлення результату у режимі реального часу.

У кожний момент часу t_k обробка виконується виключно на основі даних, доступних на інтервалі:

$$[t_k - T_w, t_k), \quad (3.28)$$

що забезпечує каузальність алгоритму та його коректну реалізацію у системі реального часу.

Наведений часовий опис процесу сегментації та формування локальної реалізації сигналу є узгодженим із умовами функціонування системи керування в режимі реального часу. Зокрема, він враховує той факт, що вхідний сигнал формується послідовно в часі, а обробка повинна виконуватися на основі лише тієї інформації, яка є доступною на поточний момент.

Використання ковзного часового вікна дозволяє організувати обробку сигналу в такий спосіб, що в кожний момент часу t_k оцінка формується на основі обмеженого інтервалу спостереження довжиною T_w , який включає лише попередні значення сигналу. Це забезпечує каузальність методу, тобто відсутність залежності від майбутніх значень сигналу.

Одночасно із цим покрокове оновлення локальної реалізації сигналу з інтервалом T_h дозволяє формувати вихідну величину у режимі неперервного часу, забезпечуючи регулярне уточнення оцінки у відповідності до надходження нових даних. Така організація обробки є природною для цифрових систем керування, у яких інформація надходить дискретними порціями, а обчислення виконуються циклічно.

Запропонований підхід до сегментації сигналу не лише забезпечує часову локальність і стійкість оцінки, але й відповідає фундаментальним вимогам систем реального часу, а саме каузальності, покроковості обробки та узгодженості з процесом надходження даних.

3.5.3. Випрямлення сигналу як етап виділення амплітудної інформації

Сирі ЕМГ-сигнали та п'язосигнали мають знакоперемінний характер. Їхній знак визначається фазою коливального процесу, однак для задачі керування безпосередньої інформативної цінності не має. Для біокерування важливим є не знак сигналу, а рівень його локальної амплітудної активності.

Тому першим етапом обробки після формування поточного вікна є повне випрямлення сигналу. Оскільки в on-line режимі система працює не з усією реалізацією сигналу, а лише з її локальним фрагментом у межах k -го вікна, тому операція випрямлення повинна бути задана саме для цієї локальної реалізації в межах цього вікна:

$$x_k(\tau) = |\xi_k(\tau)|, \quad 0 \leq \tau < T_w, \quad (3.29)$$

де $x_k(\tau)$ – випрямлена локальна реалізація сигналу у межах k -го вікна;

$\xi_k(\tau)$ – локальна реалізація сирого сигналу у межах k -го вікна.

Це перетворення означає, що на k -му кроці обробки система переходить від коливальної форми локального сигналу до його невід'ємного амплітудного представлення.

Випрямлення має кілька принципово важливих наслідків:

- По-перше, воно усуває чергування додатних і від'ємних півхвиль, яке при подальшому усередненні могло б призводити до компенсації корисної інформації.

- По-друге, випрямлення переводить сигнал у невід'ємну область, що дає можливість розглядати його як миттєву оцінку амплітудного рівня.

- По-третє, саме після випрямлення стає можливим побудувати огинаючу як фізично інтерпретовану часову функцію.

Для ЕМГ-каналу величина:

$$x_{EMG,k}(\tau) = |\xi_{EMG,k}(\tau)|, \quad (3.30)$$

відображає з локальним рівнем сумарної електричної активності м'язових волокон у межах k -го вікна.

Для п'єзоканалу величина:

$$x_{P,k}(\tau) = |\xi_{P,k}(\tau)|, \quad (3.31)$$

відображає локальний рівень механічного впливу або інтенсивності контактної взаємодії у межах k -го вікна незалежно від знака полярності сигналу.

Випрямлення є не формальною математичною операцією, а змістовним етапом переходу від сирої локальної реалізації сигналу до її амплітудного представлення, придатного для подальшого згладжування.

Разом із тим випрямлена локальна реалізація $x_k(\tau)$ ще не є огинаючою. Вона все ще містить швидкі нерегулярності початкового процесу, які успадковуються від сирого сигналу. Тому наступним етапом має бути формування згладженої часової оцінки – огинаючої, яка вже відображає інтегральний рівень активності в межах поточного вікна.

3.5.4. Формування огинаючої сигналу як каузального функціонала

Огинаюча сигналу є часовою функцією, яка відображає інтегральний рівень активності каналу та пригнічує його високочастотну структуру. У системі реального часу ця оцінка повинна формуватися каузально, тобто лише на основі поточних і попередніх значень сигналу.

Оскільки на k -му кроці система працює з локальною реалізацією $x_k(\tau)$, то огинаюча також повинна визначатися в межах цього вікна. У загальному вигляді її доцільно розглядати як каузальний функціонал від локальної випрямленої реалізації:

$$env_k(\tau) = F\{x_k(s), 0 \leq s \leq \tau\}, \quad 0 \leq \tau < T_w, \quad (3.32)$$

де $env_k(\tau)$ – локальна огинаюча у межах k -го вікна;

$F\{\cdot\}$ – функціонал, що визначає правило формування огинаючої;

$x_k(s)$ – випрямлений сигнал у межах k -го вікна;

s – внутрішня змінна часу для опису попередньої історії сигналу.

Цей вираз означає, що значення локальної огинаючої у момент внутрішнього часу τ визначається не лише поточним значенням $x_k(\tau)$, а всією попередньою історією локальної реалізації на інтервалі $[0, \tau]$. Саме тому тут використано поняття функціонала, а не звичайної функції.

У розділі 3.2 формування огинаючої ЕМГ-сигналу та п'єзосигналу розглядалось у загальному вигляді з використанням оператора Гільберта. Такий підхід є теоретично обґрунтованим і дозволяє отримати аналітичний сигнал, на основі якого визначається миттєва амплітуда сигналу.

Однак застосування Гільберт-перетворення у системах реального часу є обмеженим. Це пов'язано з тим, що класичне Гільберт-перетворення реалізується як некаузальний оператор, який вимагає знання сигналу на всьому інтервалі часу або використання симетричного вікна, що включає як минулі, так і майбутні значення сигналу. У системі керування, що працює в режимі реального часу, така умова не виконується, оскільки обробка може базуватися лише на поточних і попередніх значеннях сигналу.

Крім того, реалізація Гільберт-перетворення у цифрових системах потребує використання довгих фільтрів або перетворень у частотній області, що призводить до додаткових затримок і підвищеного обчислювального навантаження. Це є небажаним для вбудованих систем керування біонічними протезами, де критичними є швидкодія, обмежені ресурси та мінімальна затримка формування керуючого сигналу.

У зв'язку з цим використовується каузальний підхід до формування огинаючої, що базується на рекурсивному згладжуванні випрямленого сигналу. Такий підхід дозволяє формувати оцінку огинаючої у кожний момент часу виключно на основі доступної інформації, забезпечує просту реалізацію та малу обчислювальну складність.

Отже, для практичної побудови такого функціонала використовується модель інерційної ланки першого порядку (аналог каузального рекурсивного згладжування), яка в межах k -го вікна записується як:

$$\tau_e \frac{d \text{env}_k(\tau)}{d\tau} + \text{env}_k(\tau) = |\xi_k(t)| = x_k(\tau), \quad 0 \leq \tau < T_w, \quad (3.33)$$

де τ_e – стала часу згладжування (формування огинаючої);

$\tau_e \frac{d \text{env}_k(\tau)}{d\tau}$ – похідна локальної огинаючої за внутрішнім часом τ .

Це рівняння (3.33) означає, що локальна огинаюча не повторює миттєво всі коливання випрямленої реалізації, а змінюється плавно, з певною інерційністю. Чим меншою є τ_e , тим швидше огинаюча реагує на зміну сигналу в межах поточного вікна, але тим меншою є її завадостійкість. Чим більшою є τ_e , тим сильніше пригнічуються швидкі коливання, однак тим більш інерційною стає оцінка.

У дискретному часовому представленні формування огинаючої записується у вигляді:

$$\text{env}(t_k) = \lambda \text{env}(t_{k-1}) + (1 - \lambda)x(t_k), \quad (3.34)$$

де $\text{env}(t_k)$ – значення огинаючої у момент часу t_k ;

$\text{env}(t_{k-1})$ – попереднє значення огинаючої;

$x(t_k)$ – випрямлений сигнал у момент часу t_k ;

λ – коефіцієнт згладжування, який визначається через вираз:

$$\lambda = e^{-2\pi f_c T_s}. \quad (3.35)$$

де f_c – частота згладжування, Гц;

Дане співвідношення має чіткий фізичний зміст: нове значення огинаючої формується як зважене поєднання попередньої оцінки та нового значення сигналу. Якщо λ близьке до 1, оцінка стає більш гладкою і менш чутливою до шумів, однак повільніше реагує на зміну сигналу. Якщо λ менше 1, система реагує швидше, але

стає менш стійкою до впливів завад. Отже, цей параметр визначає баланс між швидкодією та стійкістю до впливів завад.

Принципово важливо, що обробка не повинна виконуватися як сукупність незалежних оцінок для окремих вікон. Якщо кожне вікно розглядати ізольовано, то між сусідніми локальними огинаючими виникатимуть розриви, а глобальна оцінка втратить часову узгодженість.

Тому при переході від k -го вікна до $(k+1)$ -го необхідно зберігати поточний стан процесу згладжування. Інакше кажучи, локальна огинаюча у новому вікні повинна продовжувати попередню часову динаміку, а не формуватися заново. У результаті вся послідовність локальних огинаючих $env_k(\tau)$ утворює єдину неперервну часову оцінку сигналу.

Після формування локальної огинаючої у межах поточного вікна у вихідну послідовність передається не весь результат, а лише та його частина, яка відповідає новим даним, що стали доступними на поточному кроці. Це забезпечує одночасно локальне уточнення оцінки в межах повного вікна та каузальне оновлення глобального результату.

3.5.5. Окремі канали обробки біосигналів

Незважаючи на те, що обидва сигнали обробляються за загальною структурною схемою, яка включає сегментацію у ковзних часових вікнах, випрямлення та каузальне згладжування, їх фізична природа, інформативний зміст і функціональна роль у системі керування є різними. Саме тому доцільним є не об'єднане, а окреме формування огинаючих цих сигналів із подальшим використанням кожної з них відповідно до її змістовної інтерпретації.

Для електроміографічного каналу в межах кожного k -го вікна формується локальна реалізація ЕМГ-сигналу:

$$\xi_{EMG,k}(\tau), \quad 0 \leq \tau < T_w. \quad (3.36)$$

Після випрямлення отримується випрямлена локальна реалізація ЕМГ-сигналу:

$$x_{EMG,k}(\tau) = |\xi_{EMG,k}(\tau)|, \quad 0 \leq \tau < T_w. \quad (3.37)$$

Огинаюча ЕМГ-сигналу формується як каузальна згладжена оцінка $env_{\xi_{EMG,k}}(\tau)$, а у глобальному часовому представленні їй відповідає функція глобального часу $env_{EMG}(t)$.

Фізично $env_{EMG}(t)$ є часовою оцінкою рівня м'язової активності, тобто кількісною характеристикою моторного наміру користувача. Саме ця величина у системі керування виступає основним збуджувальним сигналом, який ініціює рух або зміну сили захвату.

Для ЕМГ-каналу використовується частота згладжування огинаючої ЕМГ-сигналу $f_{c,EMG}(t) = 10$ Гц. Вибір саме такого значення пояснюється необхідністю пригнічувати шумові складові, не втрачаючи при цьому чутливості до зміни моторного наміру. Менші значення частоти згладжування збільшили б інерційність каналу, а більші – зменшили б ефективність пригнічення високочастотних флуктуацій.

Для п'єзоелектричного каналу аналогічно формується локальна реалізація п'єзосигналу в межах k -го вікна:

$$\xi_{P,k}(\tau), \quad 0 \leq \tau < T_w. \quad (3.38)$$

Після випрямлення отримується випрямлена локальна реалізація п'єзосигналу:

$$x_{P,k}(\tau) = |\xi_{P,k}(\tau)|, \quad 0 \leq \tau < T_w. \quad (3.39)$$

Після каузального згладжування формується локальна огинаюча п'єзосигналу $env_{\xi_{P,k}}(\tau)$, а у глобальному часовому представленні їй відповідає функція глобального часу $env_P(t)$

Фізично величина $env_P(t)$ є часовою оцінкою інтенсивності механічної взаємодії між протезом і зовнішнім об'єктом. Вона не задає намір руху, а відображає результат уже реалізованої механічної дії. Саме тому її функція у контурі керування є іншою: вона слугує каналом сенсорного зворотного зв'язку, який коригує основну збуджувальну дію залежно від фактичного рівня контакту.

Для цього каналу використовується частота згладжування п'єзосигналу. $f_{c,p}(t) = 20$ Гц. Вища частота згладжування порівняно з ЕМГ-каналом має принципове обґрунтування. Сенсорний канал повинен швидше реагувати на зміну контактної ситуації, ніж моторний канал на зміну наміру. Якщо огинаючи п'єзосигналу згладжувати надто сильно, система буде запізнюватися із виявленням зростання механічної взаємодії, а отже запізнюватиметься і відповідна корекція керуючої дії. Тому для п'єзоканалу доцільно використовувати вищу частоту згладжування.

У структурі методу формується двоканальне представлення біосигнальної інформації:

- $env_{EMG}(t)$ – канал моторного наміру;
- $env_P(t)$ – канал механічного контакту.

Саме ця двоканальна організація є принципово важливою для подальшого формування керуючої напруги, оскільки дозволяє поєднати випереджувальну інформацію про намір користувача з поточною інформацією про зовнішню механічну взаємодію.

3.5.6. Формування керуючої напруги

Після виділення огинаючих обох каналів формується сирий сигнал керуючої напруги [105]:

$$U_{raw}(t_k) = \alpha env_{EMG}(t_k) - \beta env_P(t_k), \quad (3.40)$$

де α – коефіцієнт підсилення каналу моторного наміру;

β – коефіцієнт ваги сенсорної корекції.

Фізичний зміст співвідношення (3.40) полягає в тому, що перша складова збільшує керуючу дію відповідно до рівня м'язової активності, тоді як друга складова зменшує її в міру зростання контакту. Реалізується негативний сенсорний зворотний зв'язок, який запобігає надмірному зусиллю та робить керування більш адаптивним.

3.5.7. Каузальне згладжування керуючої напруги

Сирий керуючий сигнал $U_{raw}(t)$, навіть після формування огинаючих, може містити небажані локальні зміни, що не відповідають динамічним можливостям виконавчої системи. Тому після його побудови вводиться додаткове каузальне згладжування керуючої напруги в момент часу t_k :

$$U_{ctrl}(t_k) = \lambda_{ctrl} U(t_{k-1}) + (1 - \lambda_{ctrl}) U_{raw}(t_k). \quad (3.41)$$

де $U_{ctrl}(t_{k-1})$ – попереднє значення керуючої напруги;

$U_{raw}(t_k)$ – поточне значення сирого керуючої напруги;

λ_{ctrl} – коефіцієнт згладжування керування.

Коефіцієнт λ_c задається як:

$$\lambda_{ctrl} = e^{-2\pi f_{c,ctrl} T_s}. \quad (3.42)$$

де $f_{c,ctrl}$ – частота згладжування керуючої напруги.

Таке згладжування пригнічує залишкові швидкі флуктуації, забезпечує плавність зміни керуючої напруги та узгоджує її часову поведінку з фізичною інерційністю виконавчої системи.

3.5.8. Обмеження керуючої напруги

У реальній системі амплітуда керуючого сигналу не може необмежено зростати, оскільки вона визначається фізичними можливостями джерела живлення,

силової електроніки та виконавчого механізму. Тому на завершальному етапі формування керуючої напруги вводиться обмеження за модулем:

$$U_{ctrl}(t) = sat(U_{ctrl}, U_{max}), \quad (3.43)$$

де U_{max} – максимально допустиме значення керуючої напруги.

Еквівалентно це співвідношення можна записати у кусочно-заданому вигляді:

$$U_{ctrl}(t) = \begin{cases} U_{max}, & U_{ctrl}(t) > U_{max}, \\ U_{ctrl}(t), & -U_{max} \leq U_{ctrl}(t) \leq U_{max}, \\ -U_{max}, & U_{ctrl}(t) < -U_{max}. \end{cases} \quad (3.44)$$

Якщо сформоване значення $U_{raw}(t)$ належить допустимому інтервалу, то воно передається без змін. Якщо ж його модуль перевищує допустиму межу, система примусово обмежує його до рівня $\pm U_{max}$. Так забезпечено фізичну реалізованість керуючого сигналу.

Необхідність введення обмеження керуючої напруги обумовлена кількома причинами. По-перше, реальний електродвигун і силовий каскад мають скінченний діапазон робочих напруг і струмів. По-друге, обмеження необхідне для захисту виконавчої підсистеми від перевантаження. По-третє, воно має функціональне значення для задачі біокерування, оскільки запобігає надлишковій силі стискання об'єкта. По-четверте, введення насичення підвищує стійкість роботи системи й не дозволяє короточасним флуктуаціям переходити у фізично недопустимі значення. По-п'яте, воно узгоджується з біомеханічною природою процесу керування, оскільки у реальній нервово-м'язовій системі також існують фізіологічні межі сили скорочення.

Отже, оператор насичення слід розглядати не як допоміжну технічну процедуру, а як обов'язковий етап побудови коректного закону керування у системі біокерування протезом кисті.

3.6. Модель електромеханічної частини біонічного протеза

3.6.1. Електрична частина виконавчого механізму

Виконавчий механізм біонічного протеза, як правило, реалізується на основі колекторного або безколекторного електродвигуна постійного струму (DC двигун). Динаміка двигуна описується системою рівнянь, що поєднують електричні та механічні процеси.

Рівняння для струму в обмотці якоря (для DC двигуна) [105]:

$$L \frac{di(t)}{dt} + Ri(t) - K_e \omega(t) = U_{кер}(t), \quad (3.45)$$

де $i(t)$ – струм якоря;

$\omega(t)$ – кутова швидкість ротора;

L – індуктивність обмотки;

R – опір обмотки;

K_e – коефіцієнт зворотної ЕРС;

$U_{ctrl}(t)$ – керуюча напруга, сформована системою управління.

$K_e \omega(t)$ описує зворотну ЕРС, яка протидіє прикладеній напрузі і зменшує струм при високих швидкостях.

3.6.2. Механічна частина виконавчого механізму

Рівняння руху ротора за другим законом Ньютона [105]:

$$J \frac{d\omega(t)}{dt} + B\omega(t) = M(t) - M_{навантаж}(t), \quad (3.46)$$

де J – момент інерції ротора,

B – коефіцієнт в'язкого тертя,

$M(t)$ – електромагнітний момент двигуна,

$M_{\text{навантаж}}(t)$ – момент навантаження від захватного механізму.

Момент двигуна пропорційний струму:

$$M(t) = K_t i(t), \quad (3.47)$$

де K_t – крутильна стала двигуна.

Якщо момент передається на механізм пальця біонічного протеза через передачу (редуктор), то він перетворюється на силу (вихідна сила на захват):

$$F(t) = k_f i(t), \quad (3.48)$$

де k_f – коефіцієнт перетворення струму в силу (залежить від конструкції передачі та геометрії захватного механізму).

3.6.3. Перетворення моменту у силу та швидкість руху

У контурі керування доцільно враховувати не лише силу контакту (через п'єзосигнал), а й швидкість переміщення пальця. Це дозволяє:

- забезпечити плавність руху: регулятор може обмежувати швидкість при наближенні до об'єкта, що зменшує ризик удару чи просковзування;
- оптимізувати енергоспоживання: надмірно висока швидкість при малих зусиллях збільшує витрати енергії, тоді як регуляція швидкості дозволяє уникати перевантажень;
- Відтворити природну біомеханіку: у людини сила й швидкість руху пальця також пов'язані: при сильному стисканні швидкість зменшується.

Водночас вихідна сила захвату $F(t)$, що реалізується на кінчику пальця, визначається моментом двигуна та параметрами редуктора [105]:

$$F(t) = \frac{M(t)}{r} = \frac{K_t i(t)}{r}, \quad (3.49)$$

де r – еквівалентний радіус перетворення обертального руху ротора у поступальний/дуговий рух пальця.

Рух пальця біонічного протеза можна описати через лінійну швидкість переміщення робочої ланки $v(t)$, яка безпосередньо залежить від кутової швидкості ротора електродвигуна $\omega(t)$ та передавального коефіцієнта редуктора. Лінійна швидкість кінцівки прямо пропорційна кутовій швидкості двигуна і зменшується при зростанні навантаження, що відповідає природній біомеханіці рухів людини:

$$v(t) = r\omega(t). \quad (3.50)$$

Сила захвату $F(t)$ і швидкість руху пальця $v(t)$ безпосередньо пов'язані з електричними параметрами двигуна. Чим більший струм якоря, тим більша сила захвату; чим більша кутова швидкість ротора, тим швидше рухається палець. Це відтворює природну біомеханіку людини, де із зростанням навантаження швидкість руху зменшується.

Об'єднавши (електричні та механічні рівняння) із залежностями для сили та швидкості пальця, отримаємо повну систему [105]:

$$\left\{ \begin{array}{l} L \frac{di(t)}{dt} + Ri(t) - K_e \omega(t) = U_{ctrl}(t) \\ J \frac{d\omega(t)}{dt} + B\omega(t) = M(t) - M_{навантаж}(t), \\ F(t) = \frac{K_t i(t)}{r} \\ v(t) = r\omega(t) \end{array} \right. \quad (3.51)$$

Система формує замкнений контур керування, де ЕМГ-сигнал визначає команду руху, а п'єзосигнал забезпечує адаптивний зворотний зв'язок для стабільності та безпеки.

Наукове обґрунтування:

1. Біофізична відповідність: струм якоря відповідає рівню електричної активації, тоді як вихідна сила та швидкість руху відтворює функціональний результат у вигляді руху й захвату.
2. Адаптивність: система керування регулює струм залежно від огибаючих ЕМГ-сигналів та п'єзосигналів, що забезпечує баланс між наміром користувача та зворотним зв'язком.
3. Стійкість: модель дозволяє аналізувати вплив навантажень та параметрів двигуна на стабільність, уникати вібрацій і перевантаження.
4. Практична реалізація: система рівнянь є компактною (диференціальні рівняння 1-го порядку) і легко реалізується у MATLAB для подальшого моделювання й оптимізації.

3.7. Алгоритм обробки біосигналів у режимі реального часу в замкненому контурі системи керування біонічним протезом

На основі запропонованого в підрозділі 3.5 методу віконної обробки біосигналів побудовано блок-схему алгоритму системи керування, яка відображає послідовність етапів обробки ЕМГ- та п'єзосигналів, формування керуючої напруги та її оновлення в режимі реального часу. Подібні підходи до комп'ютерного моделювання сигналів у режимі реального часу наведено у праці [106].

З метою більш повного розуміння принципу функціонування алгоритму розглянемо детально всі його етапи, наведені на рис.3.17.

На початковому етапі виконується ініціалізація параметрів системи, зокрема задаються початковий момент часу t_0 , номер кроку обробки k , тривалість вікна T_w , крок оновлення T_h , коефіцієнт перекриття γ , коефіцієнти α , β , параметри згладжування $f_c, f_{c,ctrl}$, а також обмеження керуючої напруги U_{max} . На цьому ж етапі формується початковий буфер сигналів, який містить перший доступний фрагмент біосигналу довжиною T_w .

Далі система переходить у режим реального часу, в якому обробка виконується циклічно. У кожний момент часу $t_k = t_0 + kT_h$ до системи надходить новий пакет даних тривалістю T_h . Після цього здійснюється оновлення ковзного вікна: найстаріша частина сигналу видаляється, а нові відліки додаються до кінця буфера. В такий спосіб формується локальна реалізація сигналу у вікні $B_k = [t_k - T_w, t_k]$, що відповідає формулі (3.23).

Після формування поточного вікна сигнал розділяється на два незалежні канали обробки: канал ЕМГ, який відображає намір користувача, та п'єзоканал, який відповідає за сенсорний зворотний зв'язок.

У кожному з каналів першим етапом є випрямлення сигналу, яке реалізується як обчислення модуля локальної реалізації. Це уможливорює перехід від знакоперемінного сигналу до невід'ємної амплітудної величини, що є фізично інформативною для задачі керування.

Наступним етапом є формування огибаючої сигналу, яке виконується за допомогою каузального рекурсивного згладжування. У цьому випадку поточне значення огибаючої визначається як зважене поєднання попереднього значення та нового відліку сигналу. Такий підхід забезпечує пригнічення високочастотних шумових компонент та формування плавної оцінки рівня сигналу.

Слід підкреслити, що для ЕМГ- та п'єзоканалів параметри згладжування можуть відрізнятися. Зокрема, для п'єзоканалу використовується вища частота згладжування, що забезпечує швидшу реакцію на зміну контактної взаємодії.

Після формування огибаючих обох каналів виконується обчислення сирій керуючої напруги. Оскільки навіть після формування огибаючих сигнал керування може містити локальні флуктуації, виконується додаткове каузальне згладжування керуючої напруги. Це забезпечує узгодження динаміки сигналу керування з інерційними властивостями виконавчої системи та плавністю руху протеза.

На наступному етапі вводиться обмеження керуючої напруги, яке забезпечує її відповідність фізичним можливостям виконавчого механізму. Обмеження також виконує захисну функцію, запобігаючи перевантаженню системи та надмірній силі захвату.

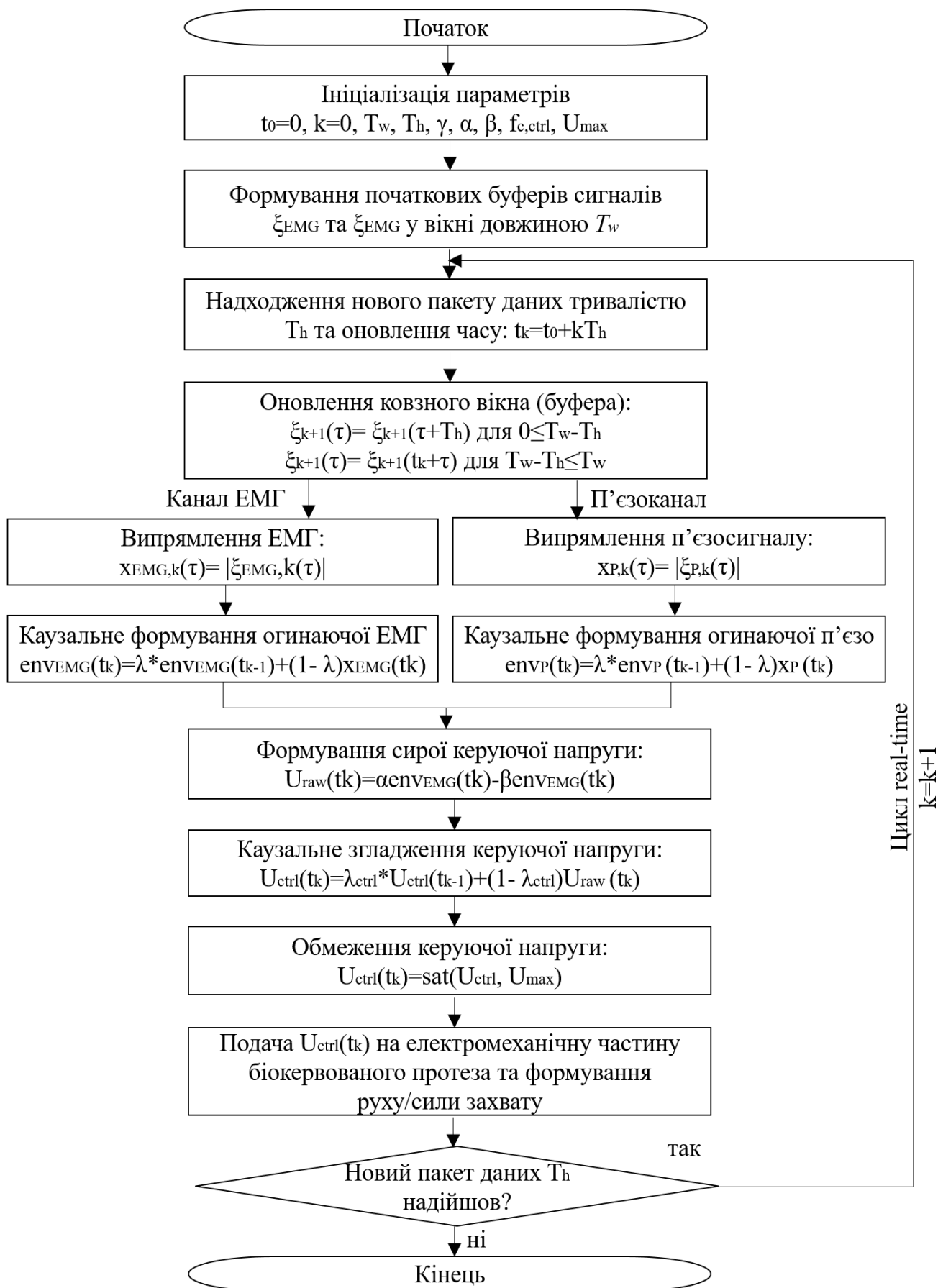


Рис. 3.17. Блок-схема алгоритму віконної обробки біосигналів у режимі реального часу в замкненому контурі системи керування біонічним протезом

Сформований сигнал $U_{ctrl}(t_k)$ подається на електромеханічну частину біонічного протеза, де перетворюється у рух і силу захвату. Так реалізується замкнений контур керування з урахуванням як наміру користувача, так і зворотного зв'язку від середовища.

Завершальним етапом є перевірка надходження нового пакета даних. Якщо нові дані доступні, система переходить до наступного кроку обробки ($k=k+1$) і цикл повторюється. Така організація забезпечує неперервну роботу алгоритму у режимі реального часу.

Запропонований алгоритм поєднує віконну обробку біосигналів, каузальне згладжування та двоканальну структуру обробки, що дозволяє одночасно враховувати моторний намір користувача та сенсорну інформацію про контакт. Це забезпечує адаптивність, стійкість до шумів та придатність алгоритму до реалізації у вбудованих системах керування біонічними протезами в режимі реального часу.

3.8. Висновки до розділу 3

У розділі розроблено метод обробки біосигналів та побудовано інтегровану математичну модель системи керування біонічним протезом кисті, яка поєднує канал моторного наміру користувача та канал сенсорного зворотного зв'язку.

Показано, що використання лише ЕМГ-сигналу як джерела керування є недостатнім для забезпечення стабільної та точної роботи біонічного протеза, оскільки він відображає лише намір користувача, але не враховує фактичну взаємодію протеза з об'єктом. Для усунення цих обмежень обґрунтовано доцільність введення сенсорного зворотного зв'язку на основі п'єзосигналу, який дозволяє оцінювати силу контакту та коригувати керуючу дію.

У межах розділу виконано аналіз властивостей ЕМГ-сигналу та встановлено його нестационарний, стохастичний характер, широкий частотний спектр та наявність значної шумової складової. Обґрунтовано використання огибаючої сигналу як основного інформативного параметра, що відображає рівень м'язової активності та може бути безпосередньо використаний у системі керування.

Аналогічно досліджено властивості п'єзосигналу, який має імпульсний характер, широкий спектр та коротку кореляційну залежність. Показано, що його огинаюча адекватно відображає силу контактної взаємодії та є ефективною для реалізації сенсорного зворотного зв'язку.

На основі отриманих результатів запропоновано інтегровану математичну модель системи керування, яка реалізує принцип біоінспірованого керування шляхом поєднання випереджувального ЕМГ-каналу та коригуючого п'єзосенсорного каналу. Така модель забезпечує баланс між наміром користувача та реакцією середовища, що дозволяє підвищити точність і стабільність керування біонічним протезом.

Важливим результатом розділу є розроблення методу віконної обробки біосигналів, який враховує нестационарність сигналів та особливості функціонування систем у режимі реального часу. Запропонований підхід базується на сегментації сигналу у ковзних часових вікнах, що дозволяє забезпечити локальність аналізу, пригнічення шумових складових та каузальність обробки. Введення параметрів вікна, зсуву та перекриття дозволяє досягти компромісу між швидкістю та стійкістю системи до впливів завад.

Показано, що для практичної реалізації у системах реального часу доцільно використовувати каузальний підхід до формування огинаючої сигналів на основі рекурсивного згладжування. На відміну від класичних методів, зокрема перетворення Гільберта, запропонований підхід не потребує використання майбутніх значень сигналу та має меншу обчислювальну складність, що є критичним для вбудованих систем керування.

У розділі також сформовано двоканальну структуру обробки біосигналів, у якій окремо формуються огинаючі ЕМГ- та п'єзосигналів. Це дає змогу розділити функції формування керуючого впливу та його адаптивної корекції. На основі цих сигналів побудовано закон формування керуючої напруги, який реалізує негативний сенсорний зворотний зв'язок та забезпечує адаптивне регулювання сили захвату.

Додатково розроблено алгоритм віконної обробки біосигналів, який враховує буферну організацію даних, покрокове оновлення результату та особливості функціонування систем у режимі реального часу. Запропонований алгоритм забезпечує узгодженість локальних і глобальних часових оцінок сигналу та може бути реалізований у цифрових системах керування.

У розділі сформовано цілісний підхід до побудови системи керування біонічним протезом, який поєднує математичне моделювання, методи обробки сигналів та алгоритмічну реалізацію. Отримані результати створюють теоретичну та методичну основу для подальшого моделювання та експериментального дослідження системи керування.

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ РОБОТИ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ КИСТІ В СЕРЕДОВИЩІ MATLAB

4.1. Результат роботи системи керування в середовищі Matlab

На рис.4.1-4.2 зображено реалізації ЕМГ-сигналу та пьезосигналу.

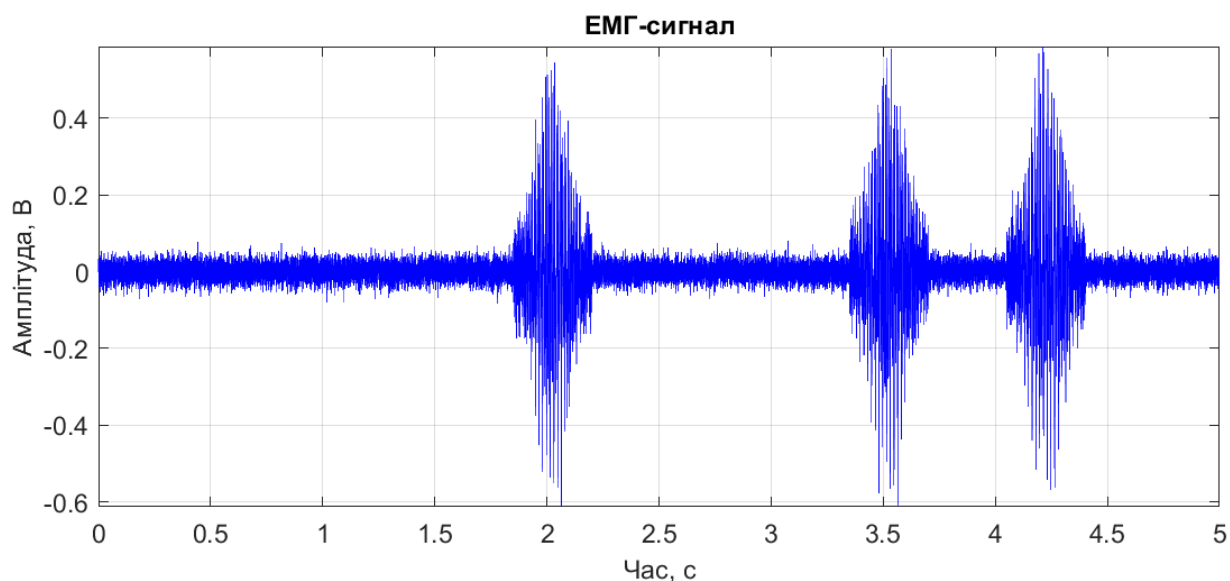


Рис.4.1. Реалізація ЕМГ-сигналу [105]

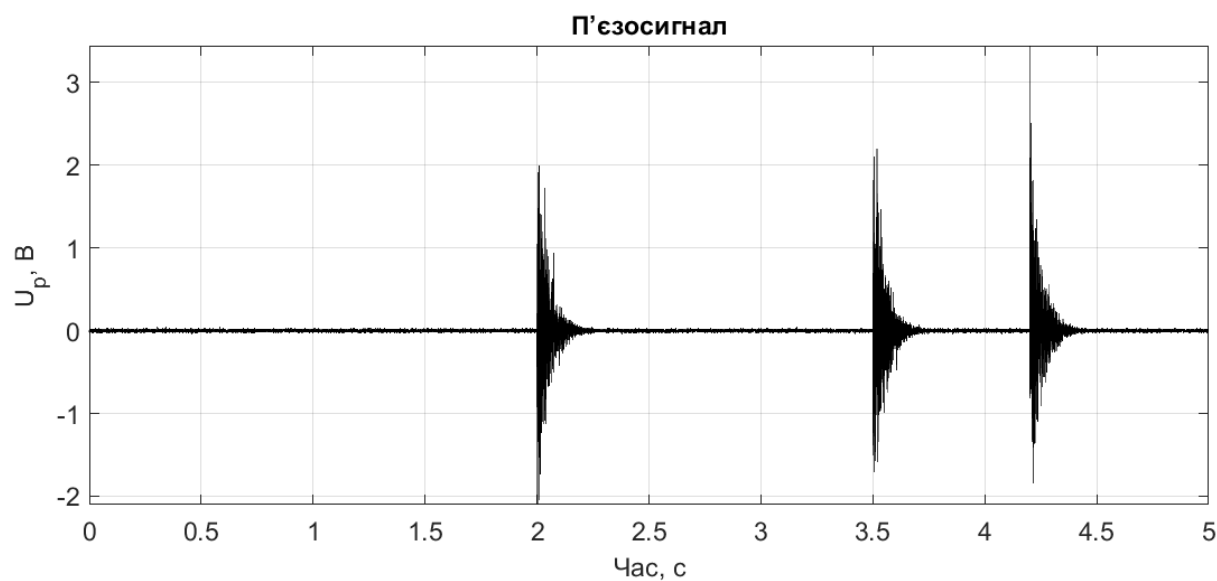


Рис.4.2. Реалізація п'єзосигналу [105]

Аналіз ЕМГ-сигналу (рис. 4.1) показує, що у початковий момент часу сигнал перебуває на рівні фонового шуму з малою амплітудою. У моменти, що передують

контакту ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с), спостерігається різке зростання амплітуди, що відповідає активації м'язів користувача. Сигнал має знакоперемінну структуру з високочастотними коливаннями, а його амплітуда досягає приблизно ± 0.5 В. Така форма сигналу відповідає фізіологічній природі ЕМГ-сигналу та відображає сумарну активність моторних одиниць.

П'єзосигнал (рис. 4.2) характеризується принципово іншою структурою. До моменту контакту сигнал знаходиться поблизу нульового рівня, що відповідає відсутності механічної взаємодії. У моменти контакту ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с) виникають короткочасні імпульсні сплески значної амплітуди (до $\pm 1.5-2$ В), після яких спостерігаються затухаючі коливання. Така поведінка сигналу відображає реакцію п'єзоелектричного сенсора на швидку зміну механічного навантаження.

Отримані результати підтверджують функціональне розділення каналів у системі керування:

- ЕМГ-сигнал виступає каналом формування наміру користувача та має випереджувальний характер;
- п'єзосигнал є каналом сенсорного зворотного зв'язку та виникає безпосередньо в момент контакту.

Це узгоджується з концепцією інтегрованого біокерування, у якій поєднуються випереджувальна (ЕМГ) та коригуюча (п'єзо) інформація для формування адаптивної керуючої дії.

На рис. 4.3 наведено порівняння огинаючих ЕМГ-сигналу, отриманих у двох режимах: off-line (еталонний, на основі перетворення Гільберта) та on-line (з використанням каузального рекурсивного згладжування в режимі реального часу).

Аналіз графіка показує, що обидві реалізації огинаючої мають подібну часову структуру та відображають одні й ті ж моменти активації м'язів ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с). У ці моменти спостерігається різке зростання амплітуди огинаючої, що відповідає підвищенню рівня м'язової активності. У проміжках між активаціями сигнал залишається на низькому рівні, що відповідає стану спокою.

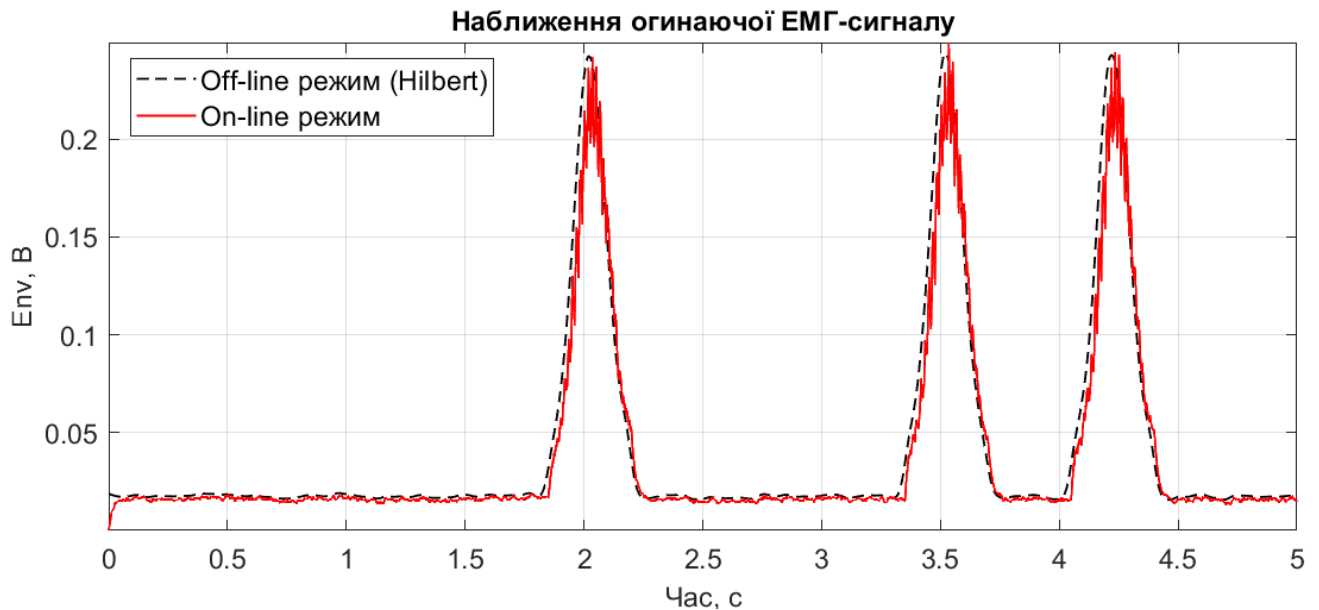


Рис. 4.3. Огинаючі ЕМГ-сигналу (on-line та off-line (еталон) режими)

Порівняння кривих показує, що:

- on-line огинаюча (червона крива) добре узгоджується з еталонною off-line оцінкою (пунктирна крива);
- спостерігається незначне згладжування пікових значень та мала затримка у фронтах сигналу в on-line режимі, що обумовлено каузальним характером обробки;
- амплітудні значення огинаючих є близькими, що свідчить про коректність масштабування та налаштування параметрів згладжування.

Отримані результати підтверджують, що запропонований on-line метод формування огинаючої забезпечує адекватне відтворення еталонної (off-line) оцінки при збереженні каузальності та придатності до реалізації в системах реального часу.

Використання рекурсивного згладжування дозволяє ефективно замінити некаузальне Гільберт-перетворення у задачі біокерування без суттєвої втрати точності.

На рис. 4.4 наведено порівняння огинаючих п'єзосигналу, отриманих у двох режимах: off-line (еталонний, на основі перетворення Гільберта) та on-line (каузальне рекурсивне згладжування).

Аналіз графіка показує, що огинаючі в обох режимах відображають характерні короткочасні імпульсні реакції, які виникають у моменти механічного

контакту ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с). У ці моменти спостерігається різке зростання амплітуди сигналу з подальшим експоненціальним спадом, що відповідає фізичній природі п'єзоелектричного сенсора.

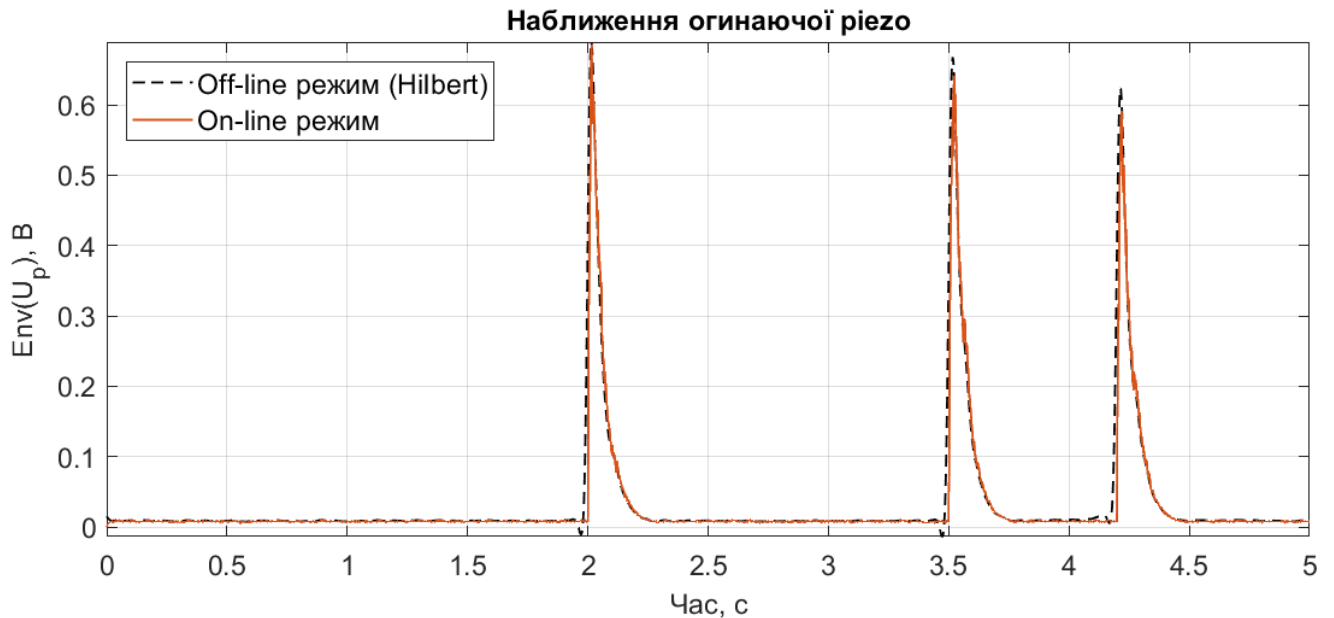


Рис. 4.4. Огинаючі п'єзосигналу (on-line та off-line (еталон) режимами)

Порівняння кривих дозволяє зробити такі висновки:

- on-line огибаюча (червона крива) добре відтворює форму еталонної off-line оцінки (пунктирна крива);
- у on-line режимі спостерігається незначне згладжування пікових значень, що проявляється у дещо меншій амплітуді максимумів;
- також помітна мала часова затримка фронтів сигналу, зумовлена каузальним характером обробки;
- після імпульсів обидві огибаючі демонструють узгоджене експоненціальне затухання.

Отримані результати свідчать про те, що запропонований on-line метод формування огибаючої забезпечує достатньо точне відтворення еталонної (off-line) оцінки п'єзосигналу при збереженні вимог реального часу.

Використання каузального згладжування є ефективною альтернативою некаузальному Гільберт-перетворенню для обробки п'єзосигналів у системах біокерування.

На рис. 4.5 наведено порівняння керуючої напруги $U_{ctrl}(t)$, сформованої у двох режимах: on-line (каузальна обробка) та off-line (еталонний режим на основі огинаючих, отриманих через перетворення Гільберта).

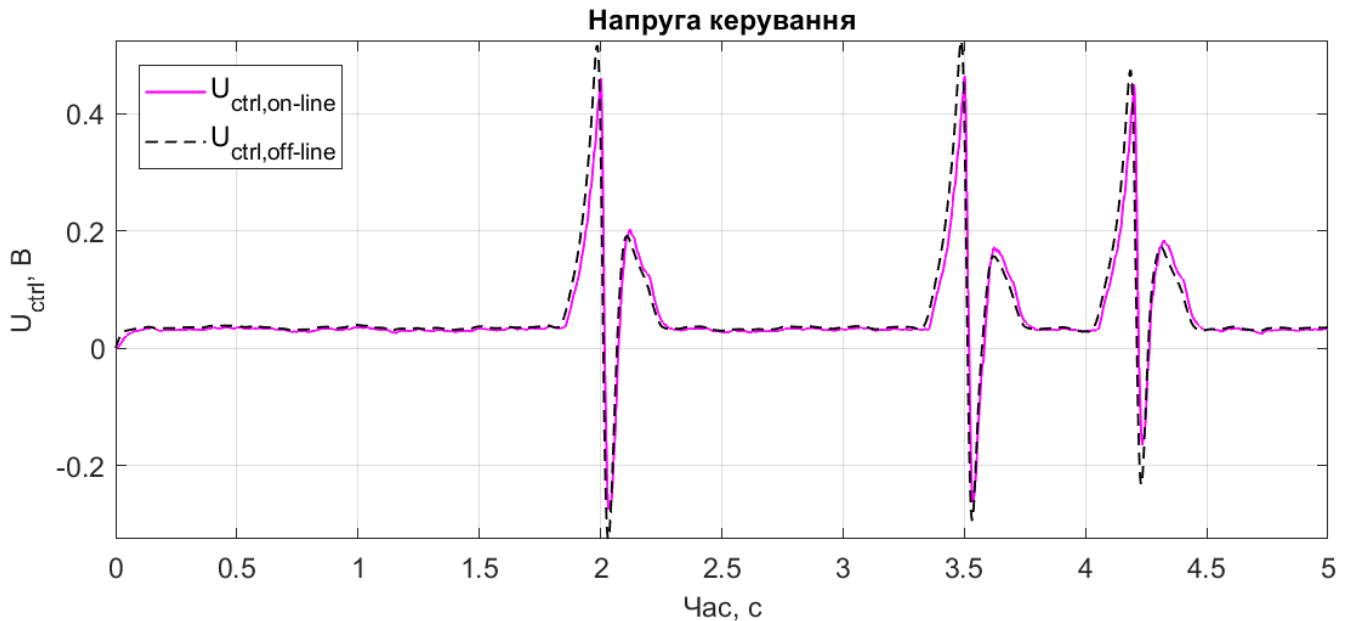


Рис.4.5. Напруги керування (on-line та off-line (еталон) режими)

З графіка видно, що керуюча напруга має імпульсний характер і формується у відповідь на активацію ЕМГ та сигнали з п'єзодатчика. У моменти дотику ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с) спостерігається різке зростання напруги до додатних значень, що відповідає активації приводу на основі м'язового сигналу. Безпосередньо після цього виникають короткочасні від'ємні імпульси, зумовлені коригуючим впливом п'єзосигналу (зворотного зв'язку), після чого сигнал повертається до квазістаціонарного рівня.

Порівняння on-line та off-line реалізацій показує:

- високу ступінь узгодженості форм сигналів у часі та за амплітудою;
- наявність незначного згладжування пікових значень у on-line режимі;
- малу часову затримку формування імпульсів у on-line сигналі, що пов'язано з каузальним характером обробки;

– дещо меншу амплітуду від’ємних піків у on-line режимі через фільтрацію високочастотних складових.

Отримані результати підтверджують, що запропонований алгоритм формування керуючої напруги в on-line режимі забезпечує адекватне відтворення еталонного сигналу при збереженні властивостей реального часу. Система керування ефективно поєднує випереджувальну інформацію від ЕМГ та коригуючий вплив п’єзосигналу, забезпечуючи адаптивну реакцію приводу на зміну умов взаємодії.

На рис. 4.6 наведено часові залежності струму двигуна $i(t)$, отримані у двох режимах: on-line (каузальна обробка сигналів) та off-line (еталонний режим на основі огинаючих, визначених через перетворення Гільберта).

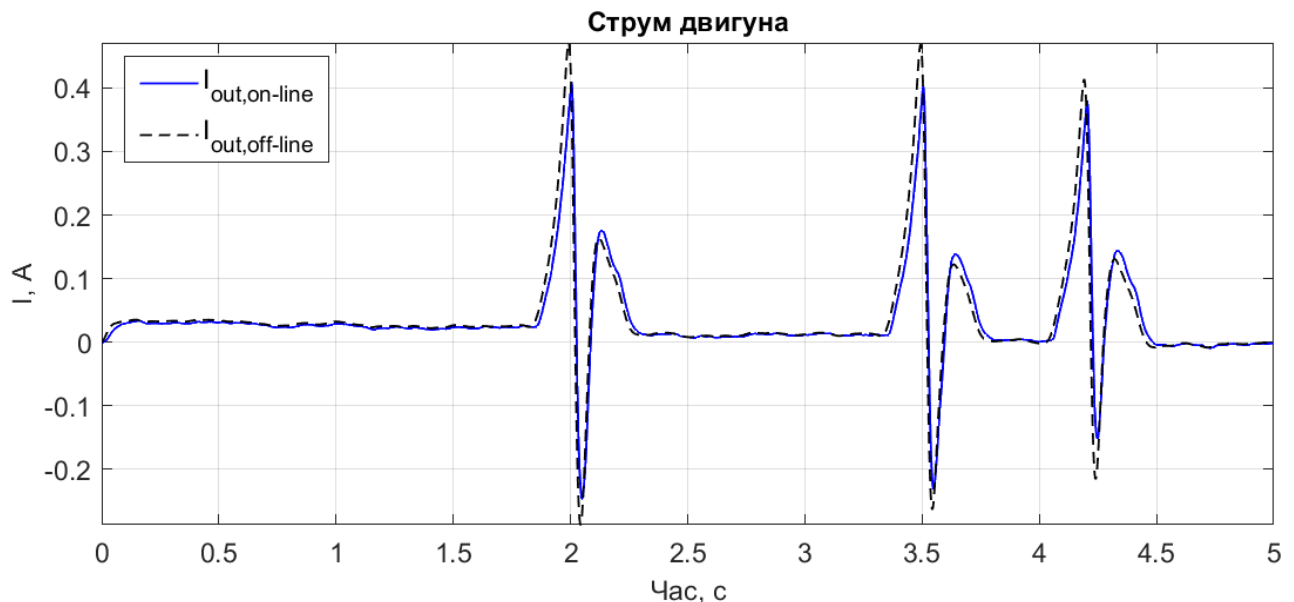


Рис.4.6. Струм двигуна (on-line та off-line (еталон) режими)

З аналізу графіка видно, що струм двигуна має імпульсний характер і безпосередньо відображає динаміку керуючої напруги. У моменти активації ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с) спостерігається швидке зростання струму до додатних значень, що відповідає подачі енергії на привід. Після цього виникають короточасні від’ємні піки струму, які пов’язані з коригуючим впливом п’єзосигналу та динамікою електромеханічної системи. Далі струм поступово зменшується до рівня, близького до нуля.

Порівняння on-line та off-line реалізацій показує:

- високу узгодженість часових характеристик сигналів;
- незначне зменшення амплітуди пікових значень у on-line режимі;
- наявність малої часової затримки формування піків у on-line сигналі;
- дещо більш згладжену форму перехідних процесів у on-line режимі.

Отримані результати свідчать про те, що запропонований алгоритм обробки сигналів у реальному часі забезпечує адекватне відтворення еталонної динаміки струму двигуна при збереженні фізичної коректності моделі.

Струм двигуна підтверджує ефективність інтегрованого підходу до керування, у якому поєднуються сигнали пЕМГ та п'езосенсора для формування адаптивної реакції приводу.

На рис. 4.7 наведено часові залежності кутової швидкості двигуна $\omega(t)$, отримані у двох режимах: on-line (каузальна обробка сигналів) та off-line (еталонний режим).

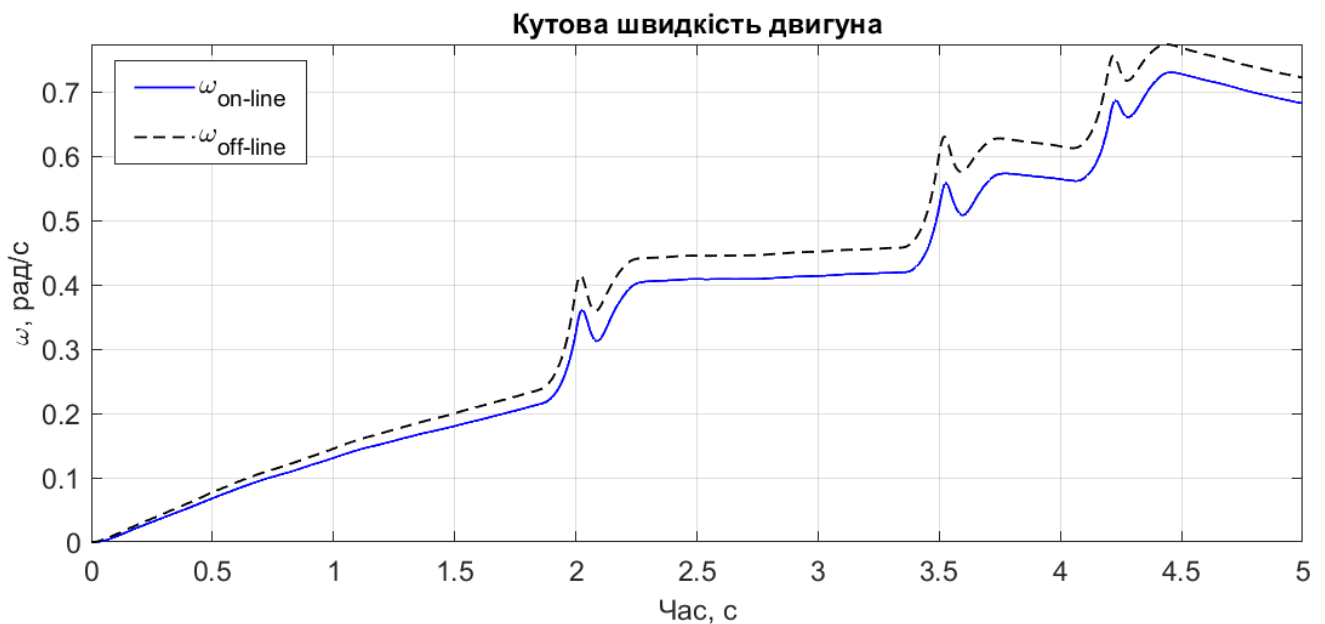


Рис.4.7. Кутова швидкість двигуна (on-line та off-line (еталон) режими)

З графіка видно, що кутова швидкість має інтегруючий характер, зумовлений динамікою електромеханічної системи. У початковий момент часу $\omega(t)$ зростає плавно внаслідок дії базового рівня керуючої напруги. У моменти активації ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с) спостерігаються характерні стрибкоподібні збільшення швидкості, що відповідають імпульсному зростанню струму двигуна.

Після кожного імпульсу виникають короточасні перехідні процеси у вигляді локальних коливань (перерегулювання та згасання), після чого система виходить на новий рівень швидкості. Таким чином формується ступінчастий характер зростання $\omega(t)$, що відображає накопичення енергії у механічній частині системи.

Порівняння on-line та off-line реалізацій показує:

- високу узгодженість загальної динаміки сигналів;
- дещо менші значення кутової швидкості в on-line режимі;
- наявність незначної часової затримки реакції в on-line сигналі;
- більш згладжені перехідні процеси у порівнянні з еталонним режимом.

Отримані результати свідчать про те, що запропонований алгоритм керування в реальному часі забезпечує адекватне відтворення динаміки кутової швидкості двигуна при збереженні стійкості та фізичної коректності моделі.

Кутова швидкість підтверджує ефективність інтегрованої системи керування, у якій сигнали пЕМГ формують основну дію, а п'єзосигнал забезпечує корекцію динамічних режимів роботи приводу.

На рис. 4.8 наведено часові залежності вихідної сили біонічного протеза $F(t)$, сформованої у двох режимах: on-line (каузальна обробка сигналів) та off-line (еталонний режим на основі огибаючих, отриманих через перетворення Гільберта).

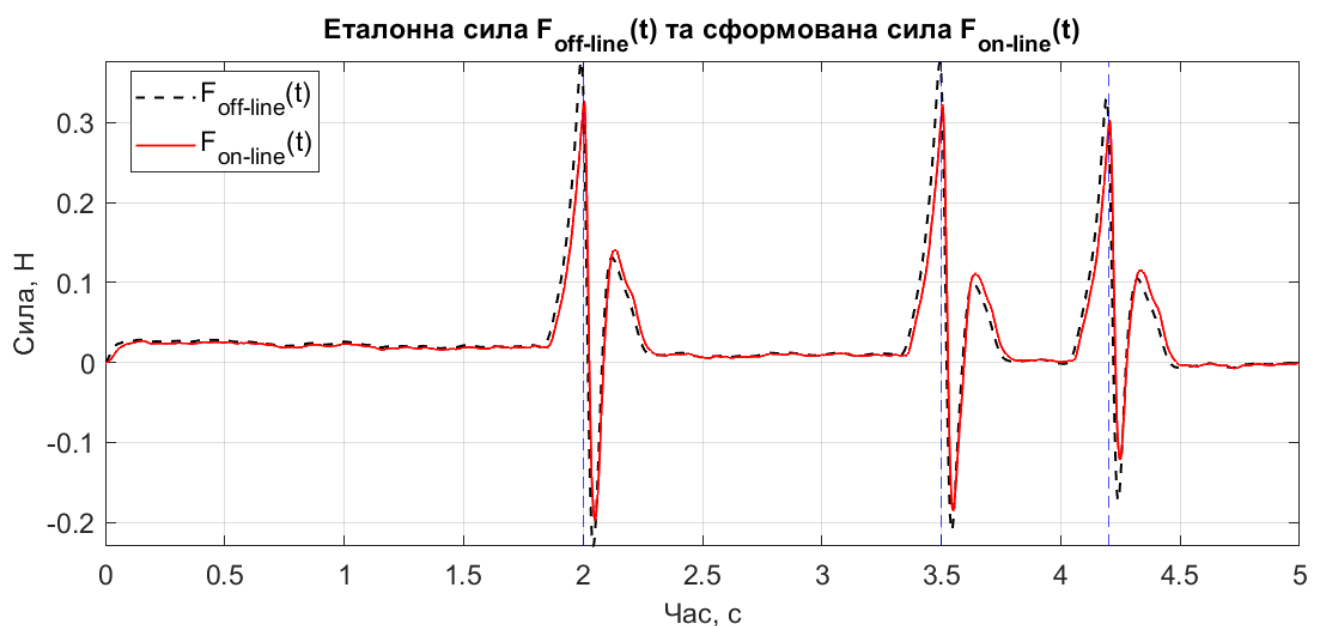


Рис.4.8. Вихідна сила біонічного протеза (on-line та off-line (еталон) режимами)

З аналізу графіка видно, що вихідна сила має імпульсний характер і безпосередньо відображає динаміку струму двигуна. У моменти активації ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с) спостерігається швидке зростання сили до додатних значень, що відповідає прикладенню зусилля біонічним протезом. Після цього виникають короточасні від'ємні імпульси сили, пов'язані з коригуючим впливом п'єзосигналу та динамікою електромеханічної системи, після чого сигнал поступово повертається до базового рівня.

Порівняння on-line та off-line реалізацій показує:

- високу відповідність форми сигналів у часі;
- незначне зменшення амплітуди пікових значень у on-line режимі;
- малу часову затримку формування імпульсів у реальному часі;
- більш згладжені перехідні процеси у порівнянні з еталонним режимом.

Отримані результати свідчать про те, що запропонований алгоритм керування забезпечує адекватне формування вихідної сили біонічного протеза в режимі реального часу при збереженні основних динамічних характеристик системи.

Вихідна сила є інтегральним показником роботи всієї системи керування та підтверджує ефективність поєднання випереджувальної (ЕМГ) та коригуючої (п'єзосигнал) складових у формуванні керуючого впливу.

4.2. Кількісне оцінювання характеристик системи керування

4.2.1. Мета та загальна постановка оцінювання

Метою оцінювання є кількісне визначення якості функціонування системи керування біонічним протезом у режимі реального часу (on-line) шляхом порівняння її вихідних сигналів з еталонними значеннями, отриманими в off-line режимі.

Особливістю даної роботи є те, що еталонний сигнал формується не за спрощеною схемою, а відповідно до повної інтегрованої моделі керування.

Зокрема, при формуванні еталону враховуються обидві складові керуючого впливу:

- електроміографічна, що відображає моторний намір користувача;
- п'єзоелектрична, що забезпечує сенсорну корекцію взаємодії.

Огинаючі еталонних сигналів визначаються в off-line режимі за допомогою перетворення Гільберта з подальшим згладжуванням, що забезпечує високу точність оцінки амплітудних характеристик сигналів. На їх основі формується еталонна керуюча напруга, яка, аналогічно до on-line режиму, проходить через ту саму дискретну модель електромеханічного приводу. У результаті отримується еталонна вихідна сила $F_{ref}(t)=F_{off-line}(t)$.

Порівняння виконується між:

- $F_{on-line}(t)$ - силою, сформованою в умовах каузальної пакетної обробки (реальний час);
- $F_{off-line}(t)$ - еталонною силою, отриманою в off-line режимі за повною моделлю.

Такий підхід забезпечує коректність оцінювання, оскільки обидва сигнали формуються однією й тією ж моделлю приводу, а відмінність між ними обумовлена виключно методом обробки сигналів (каузальний vs некаузальний).

У межах оцінювання розглядаються такі аспекти якості системи керування:

- точність відтворення вихідної сили в режимі on-line відносно еталонного профілю (інтегральні та локальні показники похибки);
- плавність керуючих впливів і вихідних сигналів, що визначає комфорт і безпечність захвату;;
- швидкодія системи (латентність реакції);
- перехідні характеристики (перерегулювання, час встановлення);
- стабільність у режимі утримання, яка визначає здатність підтримувати захват без значних коливань;
- ефективність сенсорної корекції (вплив п'єзосигналу), яка визначає здатність підтримувати захват без значних коливань;

Загальна постановка оцінювання передбачає комплексний аналіз відповідності on-line реалізації еталонному режиму, що дозволяє обґрунтувати придатність запропонованого алгоритму для використання в системах біокерування в реальному часі.

Враховуючи подійний характер функціонування системи (активація м'язів → контакт → утримання), методика оцінювання будується на принципі двомасштабного аналізу: інтегрального та локального (ковзного/подійного).

Інтегральні показники формують узагальнену оцінку якості на всьому інтервалі моделювання, що є доцільним для порівняння різних параметричних налаштувань алгоритму.

Водночас локальні (ковзні) оцінки у часовому вікні T_w дозволяють відстежувати зміну характеристик у часі та локалізувати перехідні процеси в околі подій t_{touch} . Це є принципово важливим для біокерованих систем, де короткі інтервали активності можуть визначати загальну безпечність та функціональну придатність протеза.

4.2.2. Оцінювання точності формування вихідної сили

4.2.2.1. Інтегральні показники точності

Інтегральні показники точності використовуються для кількісного оцінювання відповідності між вихідною силою біонічного протеза, сформованою в on-line режимі, та еталонною силою, отриманою в off-line режимі. Еталонний сигнал формується не за спрощеною схемою лише на основі ЕМГ-каналу, а відповідно до повної інтегрованої моделі, тобто з урахуванням як електроміографічної, так і п'єзоелектричної складових.

Еталонні огибаючі сигналів визначаються в off-line режимі за допомогою перетворення Гільберта з подальшим низькочастотним згладжуванням. На цій основі формується еталонна керуюча напруга:

$$U_{off-line} = \alpha env_{EMG.off-line}(t) - \beta env_{P.off-line}(t), \quad (4.1)$$

або

$$U_{ref} = \alpha env_{EMG}^{ref}(t) - \beta env_P^{ref}(t),$$

де $env_{EMG.off-line}(t)$ або $env_{EMG.off-line}(t)$ – еталонна огинаюча ЕМГ-сигналу;

$env_{P.off-line}(t)$ або $env_{P.ref}(t)$ – еталонна огинаюча ЕМГ-сигналу;

α – коефіцієнт підсилення моторного каналу

β – коефіцієнт сенсорної корекції.

Після каузального згладжування та обмеження за амплітудою сигнал $U_{off-line}(t)$ подається на ту саму дискретну модель електромеханічного приводу, що і on-line керуючий сигнал. У результаті отримується еталонна сила $F_{off-line}$, яка є коректною базою для порівняння з силою $F_{on-line}$, сформованою в режимі реального часу. Різниця між $F_{off-line}$ та $F_{on-line}$ відображає не лише «неточність», а й вплив адаптивного обмеження сили.

Похибка формування сили визначається як:

$$\Delta F(t) = F_{off-line}(t) - F_{on-line}(t), \quad (4.2)$$

У моделі можливі від'ємні значення сили (через зміну знаку струму/моменту при короткочасному «попусканні» приводу в протилежному напрямку). У фізичній інтерпретації захвату це відповідає фазі розвантаження/послаблення стискання, а не «негативній силі руйнування». Для метрик точності використовується саме підписана сила, оскільки вона коректно відображає керуючу дію приводу та режим часткового зменшення сили після досягнення потрібного рівня.

На рис. 4.9 наведено часову залежність похибки вихідної сили біонічного протеза $\Delta F(t)$ між on-line та off-line (еталонним) режимами керування.

З графіка видно, що у більшій частині часу похибка знаходиться поблизу нульового рівня, що свідчить про високу точність відтворення еталонної сили в on-line режимі. У моменти активації ($t \approx 2.0$ с, 3.5 с, 4.2 с) спостерігаються короткочасні відхилення похибки, які мають імпульсний характер.

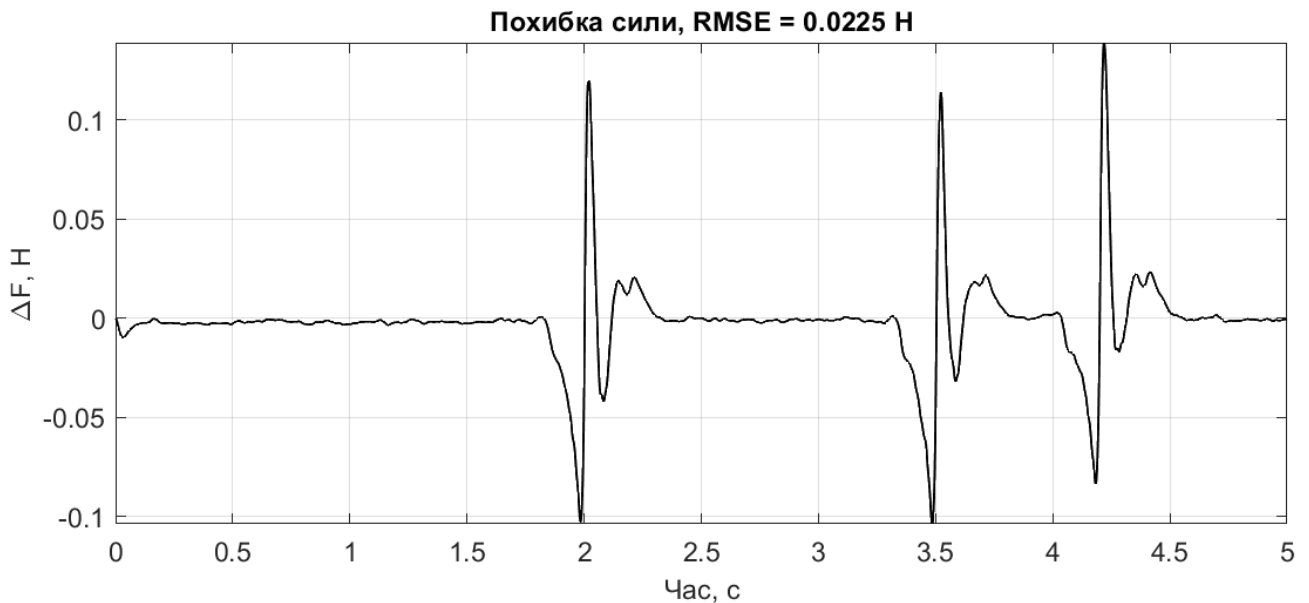


Рис.4.9. Похибка вихідної сила біонічного протеза між on-line та off-line (еталон) режимами

Ці відхилення проявляються у вигляді:

- від’ємних піків, що відповідають запізненню формування сили в on-line режимі відносно еталонного сигналу;
- наступних додатних піків, зумовлених компенсуючими перехідними процесами системи;
- подальшого швидкого затухання похибки до нульового рівня.

Максимальні значення похибки не перевищують приблизно ± 0.1 Н, що є незначним відносно амплітуди самої сили.

Отримані результати свідчать про те, що основні розбіжності між on-line та off-line режимами виникають лише в перехідних процесах і обумовлені каузальністю обробки сигналів. У сталих режимах похибка практично відсутня.

Система забезпечує високу точність формування вихідної сили біонічного протеза в реальному часі, а величина похибки є прийнятною для практичних застосувань.

Для кількісного аналізу цієї похибки застосовано набір стандартних статистичних метрик, що широко використовуються при оцінюванні точності моделей та систем керування. Використання декількох показників дозволяє

комплексно оцінити як середній рівень відхилення сигналів, так і можливі екстремальні помилки, які можуть виникати під час перехідних процесів.

Першою з таких метрик є середньоквадратична похибка (RMSE) [107], яка характеризує усереднений рівень відхилення сформованої сили від еталонної на всьому інтервалі спостереження:

$$RMSE_F = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (F_{off-line}(t_k) - F_{on-line}(t_k))^2}, \quad (4.3)$$

де T – тривалість сигналу.

Квадратування похибки призводить до того, що значні відхилення мають більший вплив на кінцеве значення показника. Саме тому $RMSE_F$ є ефективним індикатором пікових відхилень, які можуть виникати у моменти контакту протеза з об'єктом.

Для оцінювання середнього рівня відхилення без посилення впливу великих помилок використовується середня абсолютна похибка (MAE_F) [107]:

$$MAE_F = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |\Delta F(t_k)|, \quad (4.4)$$

Ця метрика дозволяє оцінити середній рівень точності керування протягом усього інтервалу роботи системи та є менш чутливою до одиничних пікових відхилень.

Окрім середніх показників, важливим є також визначення максимальної абсолютної похибки, яка характеризує найбільше миттєве відхилення між сигналами:

$$\Delta F \max = \max_k |\Delta F(t_k)|. \quad (4.5)$$

Даний показник відображає найгірший випадок роботи системи та є важливим з точки зору безпечності взаємодії протеза з об'єктами.

Для забезпечення можливості порівняння результатів при різних масштабах сигналів використовується також нормована середньоквадратична похибка ($NRMSE_F$) [108]:

$$NRMSE_F = \frac{RMSE_F}{\max(F_{off-line}) - \min(F_{off-line})}, \quad (4.6)$$

Нормування відносно динамічного діапазону еталонного сигналу дозволяє отримати безрозмірний показник, який характеризує відносний рівень похибки системи.

У розглянутій системі різниця між сигналами $F_{off-line}(t)$ та $F_{on-line}(t)$ не завжди відображає виключно похибку керування. Частина відхилення є наслідком роботи п'єзосенсорного каналу, який формує негативну корекцію керуючого сигналу під час контакту з об'єктом. У результаті система свідомо зменшує силу стискання відносно еталонного значення для запобігання надмірному механічному навантаженню на об'єкт.

Статистичні метрики точності дозволяють не лише кількісно оцінити відхилення між сигналами, але й проаналізувати вплив сенсорної корекції на формування сили захвату. Це забезпечує більш повне розуміння поведінки системи керування та дозволяє оцінити її ефективність у різних режимах роботи.

Інтегральні показники дозволяють оцінити середній рівень відхилення сили протягом усього експериментального інтервалу та характеризують загальну узгодженість системи з м'язовим наміром.

4.2.2.2. Ковзні (локальні) показники точності

З огляду на подійний характер функціонування системи керування (наявність окремих актів активації, контакту та стабілізації сили), інтегральні показники точності не дозволяють локалізувати перехідні процеси у часі. Вони характеризують лише усереднений рівень відхилення між еталонною та сформованою силою за весь інтервал моделювання.

З метою детальнішого аналізу часової структури похибки використано ковзну оцінку середньоквадратичної похибки у часовому вікні T_w :

$$RMSE_F(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T_w} \Delta F^2(\tau) d\tau}, \quad (4.7)$$

де T_w – тривалість ковзного вікна.

Застосування ковзної метрики уможливорює виконання локального аналізу точності формування сили у різні фази функціонування системи керування. На відміну від інтегральних показників (RMSE, NRMSE), які характеризують лише загальний рівень похибки, ковзна оцінка дозволяє відстежувати зміну точності у часі та визначати інтервали, в яких виникають найбільші відхилення між еталонною та сформованою силою.

Такий підхід забезпечує можливість виділення окремих режимів роботи системи, зокрема фаз активації, контакту та стабілізації сили захвату. Крім того, ковзний аналіз дозволяє оцінити вплив динаміки електромеханічного приводу та сенсорної корекції на точність формування сили у конкретні моменти часу.

4.2.2.3. Алгоритм обчислення показників точності формування сили

Для систематизації процедури оцінювання точності формування сили біонічного протеза розроблено алгоритм обчислення відповідних показників. У межах алгоритму виконано визначення похибки формування сили, обчислення інтегральних статистичних показників точності, а також локальний аналіз часової динаміки похибки із використанням ковзної оцінки. Такий підхід дозволяє оцінити як загальний рівень точності керування, так і поведінку системи у різних фазах роботи, зокрема під час активації, контакту та стабілізації сили.

Блок-схему алгоритму обчислення показників точності формування сили наведено на рис. 4.10.

Наведений алгоритм формалізує процедуру оцінювання точності формування вихідної сили біонічного протеза та забезпечує узгодженість між

математичними залежностями, обчислювальними операціями та подальшим аналізом результатів.

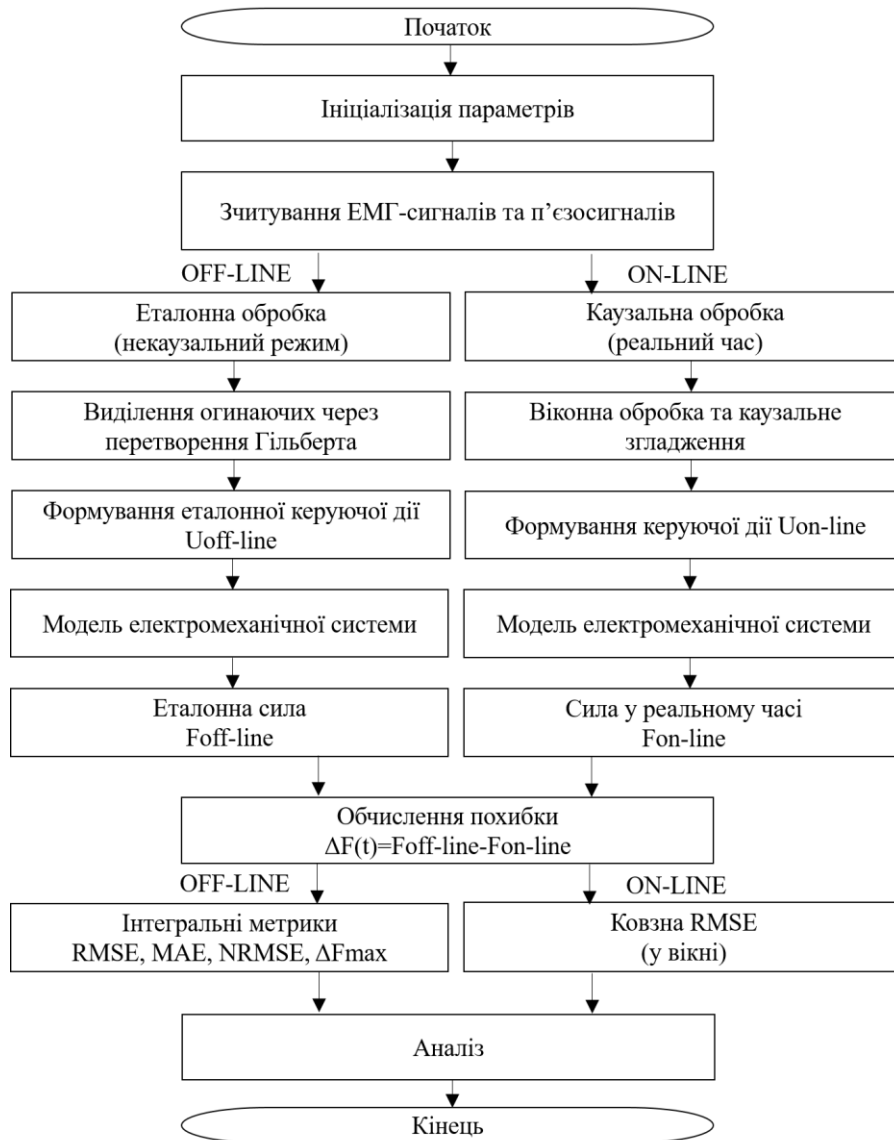


Рис.4.10. Блок-схема алгоритму обчислення показників точності формування сили

Алгоритм охоплює всі основні етапи оброблення сигналів, зокрема формування еталонної сили через модель приводу, визначення часової похибки формування сили, обчислення інтегральних статистичних показників точності та локальну оцінку похибки за допомогою ковзного вікна.

Практичну реалізацію запропонованого алгоритму виконано у середовищі MATLAB, що дозволило автоматизувати обчислення показників точності та забезпечити їх узгодженість із часовими реалізаціями сигналів системи керування.

4.2.2.4. Аналіз показників точності

Результати розрахунків інтегральних показників точності, отримані у середовищі MATLAB, наведено у табл. 4.1.

Таблиця 4.1

Інтегральні показники точності формування сили

Показник	Позначення	Значення	Інтерпретація
Середньоквадратична похибка	$RMSE_F$	$2.247168 \cdot 10^{-2}$ Н	Невелике середньоквадратичне відхилення між on-line та off-line силами
Нормована середньоквадратична похибка	$NRMSE_F$	$3.705260 \cdot 10^{-2}$	Відносна похибка становить близько 3.7 % від динамічного діапазону еталонної сили
Максимальна абсолютна похибка	ΔF_{max}	$1.390871 \cdot 10^{-1}$ Н	Максимальна миттєва похибка виникає переважно у перехідних режимах
Середня абсолютна похибка	MAE_F	$9.703658 \cdot 10^{-3}$ Н	Середня абсолютна похибка менша за 0.01 Н, що свідчить про високу точність відтворення

Як видно з наведених даних, середньоквадратична похибка $RMSE_F = 2.247168 \cdot 10^{-2}$ Н є малою за абсолютною величиною. Це вказує на те, що в середньому on-line система достатньо точно відтворює еталонну силу, сформовану в off-line режимі. Нормована похибка $3.705260 \cdot 10^{-2}$ показує, що відносне відхилення становить приблизно 3.7 % від повного діапазону зміни еталонної сили, що є прийнятним для задачі біокерування.

Максимальна абсолютна похибка $eF_{max} = 1.390871 \cdot 10^{-1}$ Н перевищує середні значення похибки, однак це пояснюється тим, що найбільші розбіжності між on-line та off-line режимами виникають лише в короткі моменти швидкої зміни сигналів, тобто в областях перехідних процесів. Водночас середня абсолютна

похибка $9.703658 \cdot 10^{-3}$ Н є дуже малою, що підтверджує добру узгодженість сигналів упродовж більшої частини часу.

На рис. 4.11 наведено часову залежність ковзної середньоквадратичної похибки $RMSE_F(t)$.

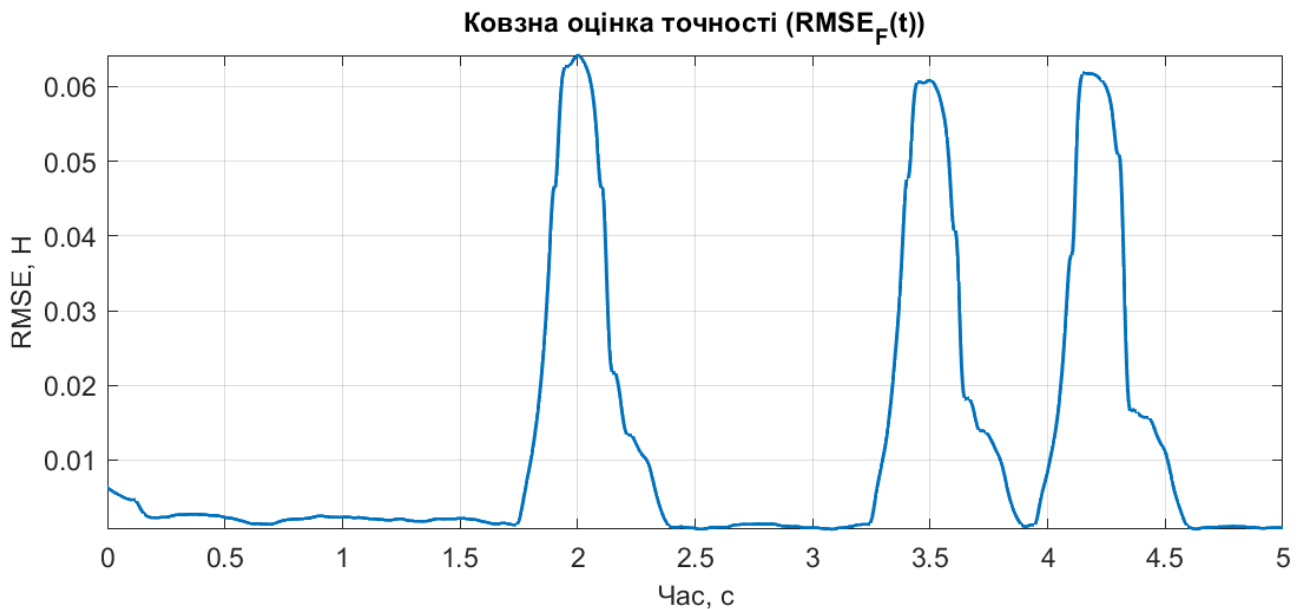


Рис.4.11. Часова залежність ковзної середньоквадратичної похибки $RMSE_F(t)$

Як видно з графіка, у стаціонарних інтервалах роботи системи значення похибки є малими та практично сталими і не перевищують 0.002-0.005 Н, що свідчить про високу точність відтворення сили та адекватність запропонованого алгоритму керування. Водночас у моменти різкої зміни сигналів (приблизно при $t \approx 2, 3.5$ та 4.2 с) спостерігаються короточасні пікові зростання похибки до рівня близько 0.062 Н.

Зазначені відхилення мають локальний характер і зумовлені перехідними процесами, що виникають унаслідок каузальної обробки сигналів у реальному часі, а також впливом згладжування та обмеженої швидкодії системи. Після завершення перехідних процесів значення похибки швидко зменшується до базового рівня.

Сумісний аналіз локальних та інтегральних показників дозволяє зробити висновок, що система забезпечує високу точність формування сили біонічного протеза в реальному часі, а основні відхилення між on-line та off-line режимами

мають короткочасний і фізично обґрунтований характер, пов'язаний із каузальністю обробки сигналів та динамікою системи. У стаціонарних режимах похибка є мінімальною, що підтверджує ефективність запропонованого алгоритму керування.

4.2.3. Оцінювання плавності керування

4.2.3.1. Мета та загальна постановка оцінювання

Плавність керування є однією з ключових характеристик функціональної придатності біонічного протеза кисті, оскільки безпосередньо визначає комфорт користувача, безпечність взаємодії з об'єктами та відсутність небажаних імпульсних змін сили під час формування захвату. На відміну від класичних систем автоматичного керування, де керуюча дія формується на основі детермінованого задавального сигналу, у біокерованих системах керування формується на основі ЕМГ-сигналу користувача, який має стохастичну природу. У результаті навіть за стабільного наміру користувача можливі короткочасні коливання керуючої напруги, що можуть призводити до різких змін струму електродвигуна та відповідної зміни сили стискання.

У контексті електромеханічного приводу біонічного протеза різкі зміни керуючої напруги викликають відповідні зміни електромагнітного моменту двигуна, що безпосередньо впливає на вихідну силу. У задачах захвату це може призводити до мікроударів під час контакту, прослизання об'єкта або надмірного стискання. Тому оцінювання плавності керування є важливим етапом верифікації алгоритму обробки біосигналів та підтвердження коректності функціонування електромеханічної частини системи керування.

У роботі плавність керування інтерпретується як ступінь згладженості часової еволюції керуючої напруги $U_{ctrl}(t)$ та сформованої сили $F_{on-line}(t)$. Для кількісного оцінювання цієї властивості використано інтегральні та локальні статистичні показники, що дозволяють оцінити як загальний рівень нерівномірності сигналів, так і часову структуру їх змін.

4.2.3.2. Інтегральні показники плавності

Оскільки система керування біонічним протезом працює у режимі окремих подій (активація м'язів, контакт з об'єктом, стабілізація сили), інтегральні показники плавності не дозволяють визначити часові інтервали, у яких виникають найбільш інтенсивні зміни сигналів.

З цією метою застосовано ковзну оцінку плавності, яка дозволяє відстежувати зміну гладкості сигналів у часі. [109]

Для оцінювання плавності керування використано інтегральні показники, що характеризують рівень зміни керуючої напруги $U_{ctrl}(t_k)$ та сили захвату $F_{on-line}(t_k)$ у послідовні моменти часу t_k .

Оскільки сигнали задані у вигляді дискретних часових відліків, їх динаміка оцінюється на основі різниць між сусідніми значеннями:

$$\Delta U(t_k) = U_{ctrl}(t_k) - U_{ctrl}(t_{k-1}), k=2, \dots, N. \quad (4.8)$$

$$\Delta F(t_k) = F_{on-line}(t_k) - F_{on-line}(t_{k-1}), k=2, \dots, N. \quad (4.9)$$

де $k=2, \dots, N$ – номер відліку;

$t_k = k\Delta t$ – дискретний момент часу.

Ці величини є чисельним аналогом часових похідних сигналів і характеризують швидкість їх зміни. Великі значення приростів відповідають різким змінам сигналу, тоді як малі – плавному характеру його еволюції.

Для кількісного оцінювання плавності використовуються квадрати приростів $\Delta U^2(t_k)$ та $\Delta F^2(t_k)$, які характеризують інтенсивність змін сигналів у часі. Застосування квадрату є методично обґрунтованим, оскільки:

- усуває знак приросту;
- підсилює вплив різких змін;
- відповідає енергетичній інтерпретації процесу зміни сигналу.

Інтегральні показники плавності визначаються як середні значення квадратів приростів на всьому інтервалі спостереження:

$$S_U = \frac{1}{N-1} \sum_{k=2}^N \Delta U^2(t_k), \quad (4.10)$$

$$S_F = \frac{1}{N-1} \sum_{k=2}^N \Delta F^2(t_k), \quad (4.11)$$

де S_U – інтегральний показник плавності керуючої напруги;

S_F – інтегральний показник плавності сформованої сили.

Метрики S_U та S_F характеризують середній рівень «нерівномірності» сигналу, тоді як ΔU_{max} , ΔF_{max} дозволяють оцінити найгірший випадок (пікову різкість), який є критичним з точки зору безпеки захвату.

Чим меншими є значення цих показників, тим більш згладженими є відповідні часові залежності.

Додатково визначаються максимальні локальні зміни сигналів:

$$\Delta U_{max} = \max_{k=2, \dots, N} |\Delta U(t_k)|, \quad (4.12)$$

$$\Delta F_{max} = \max_{k=2, \dots, N} |\Delta F(t_k)|, \quad (4.13)$$

які характеризують найбільш різкі зміни сигналів і дозволяють оцінити наявність потенційно небажаних стрибків у керуванні.

Отримані інтегральні показники мають чіткий фізичний зміст. Чим меншими є значення S_U та S_F , тим більш плавною є зміна відповідних сигналів. Великі значення цих показників свідчать про наявність різких змін, які можуть призводити до ривків руху, нестабільності контакту з об'єктом та зниження ергономічності керування.

У реальній системі очікується більш згладжена зміна сили порівняно з керуючою напругою, що пояснюється інерційністю електромеханічного приводу. Це означає, що навіть при наявності певних нерівномірностей у сигналі керування, вихідна сила має більш плавний характер, що є фізично обґрунтованим результатом.

Інтегральні показники плавності дозволяють кількісно оцінити рівень нерівномірності керуючих сигналів та є важливим інструментом для аналізу якості роботи системи біокерування.

4.2.3.3. Ковзні (локальні) показники плавності

Для детального аналізу динамічних властивостей системи керування, окрім інтегральних показників, використовуються ковзні (локальні) показники плавності. Це обумовлено нестационарним характером процесу формування керуючих сигналів, який включає як стаціонарні режими, так і перехідні процеси, пов'язані з активацією системи та взаємодією з об'єктом.

Ковзні показники плавності визначаються як середні значення квадратів приростів сигналів у межах ковзного вікна довжини M :

$$S_U(t_k) = \frac{1}{M} \sum_{i=k-[M/2]}^{k+[M/2]} \Delta U^2(t_i), \quad k = 2, \dots, N, \quad (4.14)$$

$$S_F(t_k) = \frac{1}{M} \sum_{i=k-[M/2]}^{k+[M/2]} \Delta F^2(t_i), \quad k = 2, \dots, N. \quad (4.15)$$

де M – кількість відліків у ковзному вікні, $M = T_w \cdot f_s$; T_w – тривалість вікна;
 N – загальна кількість відліків сигналу.

Для відліків, що знаходяться поблизу початку або кінця сигналу, межі сумування коригуються:

$$i = \max(2, k - [M/2]), \dots, \min(N, k + [M/2]), \quad (4.16)$$

Це забезпечує коректне обчислення ковзних показників на всьому інтервалі спостереження.

Ковзні залежності $S_U(t_k)$ та $S_F(t_k)$ дозволяють:

- локалізувати інтервали підвищеної динамічної активності системи;
- виділити фази активації та контакту;
- оцінити вплив інерційності електромеханічного приводу на згладжування сили.

4.2.3.4. Алгоритм оцінювання плавності керування

З метою практичної реалізації оцінювання плавності керування розроблено алгоритм, який забезпечує послідовне обчислення відповідних показників на основі часових реалізацій керуючих та вихідних сигналів.

Алгоритм враховує як інтегральні характеристики плавності, що описують загальний рівень змін сигналів, так і локальні особливості їх поведінки, пов'язані з наявністю швидких перехідних процесів.

На рис. 4.12 наведено блок-схему алгоритму оцінювання плавності керування.

На першому етапі здійснюється обчислення приростів сигналів, що дозволяє перейти від аналізу абсолютних значень до аналізу їх змін у часі. Це забезпечує можливість кількісного оцінювання швидкості зміни сигналів та виявлення різких переходів.

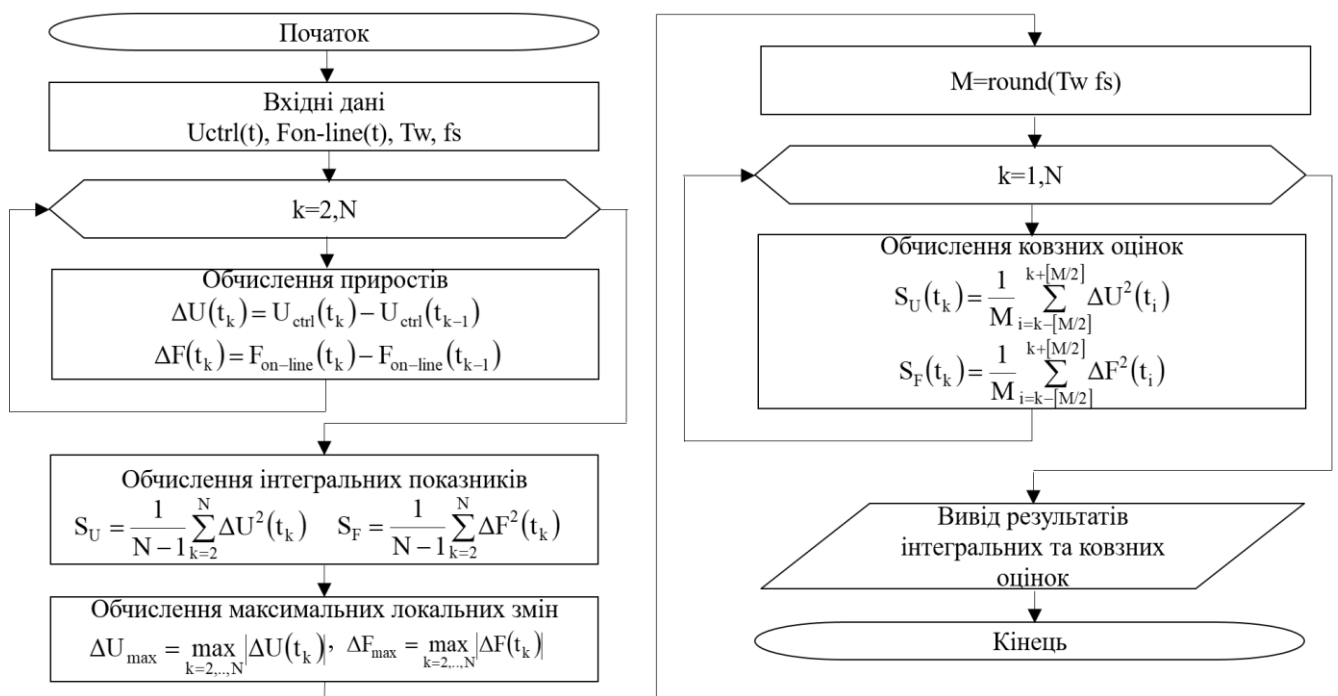


Рис. 4.12. Блок-схема алгоритму оцінювання плавності керування

Далі на основі отриманих приростів визначаються інтегральні показники плавності, які характеризують загальний рівень варіативності сигналів на всьому

інтервалі спостереження. Одночасно обчислюються максимальні локальні зміни, що дозволяє оцінити найбільш інтенсивні перехідні процеси у системі.

Наступним етапом є визначення параметрів ковзного вікна та обчислення ковзних показників плавності, які забезпечують локальний аналіз змін сигналів у часі. Це забезпечує виявлення ділянки активної роботи системи, перехідні режими та фази стабілізації.

Завершальним етапом алгоритму є формування та виведення інтегральних і ковзних оцінок плавності, що створює основу для подальшого аналізу динамічних властивостей системи керування.

Запропонований алгоритм забезпечує комплексне оцінювання плавності керування, поєднуючи інтегральні та локальні підходи до аналізу сигналів, що дозволяє адекватно характеризувати як загальний рівень плавності, так і її зміну у часі.

4.2.3.5. Аналіз результатів оцінювання плавності

Для кількісного оцінювання плавності керування біонічним протезом виконано обчислення інтегральних показників нерівномірності керуючої напруги та сформованої сили. Отримані у середовищі MATLAB результати наведено в табл. 4.2.

Таблиця 4.2

Інтегральні показники плавності керування

Показник	Позначення	Значення
Інтегральний показник плавності керуючої напруги	S_U	$3.791231 \cdot 10^{-7} \text{ В}^2$
Максимальний приріст керуючої напруги	dU_{max}	$7.112791 \cdot 10^{-3} \text{ В}$
Інтегральний показник плавності сили	S_F	$1.539148 \cdot 10^{-6} \text{ Н}^2$
Максимальний приріст сили	dF_{max}	$3.417208 \cdot 10^{-3} \text{ Н}$

Отримані значення інтегральних показників свідчать про достатньо плавний характер зміни як керуючої напруги, так і сформованої сили у системі

біокерування. Зокрема, інтегральний показник плавності керуючої напруги становить $S_U=3.791231 \cdot 10^{-7} \text{ В}^2$, тоді як для сили отримано менше значення $S_F=1.539148 \cdot 10^{-6} \text{ Н}^2$. Це означає, що вихідна сила змінюється більш згладжено порівняно з керуючим сигналом, що є фізично очікуваним результатом з огляду на наявність інерційності електромеханічного приводу.

Максимальні прирости сигналів становлять $dU_{\max}=7.112791 \cdot 10^{-3} \text{ В}$ та $dF_{\max}=3.417208 \cdot 10^{-3} \text{ Н}$. Отримані значення є відносно малими та свідчать про відсутність різких стрибків керуючої дії або сили, які могли б викликати ударні режими роботи приводу або небажані імпульсні зміни сили захвату.

Інтегральні показники плавності підтвердили, що запропонований алгоритм обробки біосигналів забезпечує достатньо згладжене формування керуючої напруги та сили захвату. Отримані результати є фізично узгодженими з динамічними властивостями електромеханічного приводу та свідчать про відсутність різких імпульсних режимів, що є необхідною умовою безпечного та стабільного функціонування біонічного протеза кисті.

На рис.4.13 представлено часові залежності ковзних показників $S_U(t)$ та $S_F(t)$, що характеризують інтенсивність змін керуючої напруги та вихідної сили відповідно.

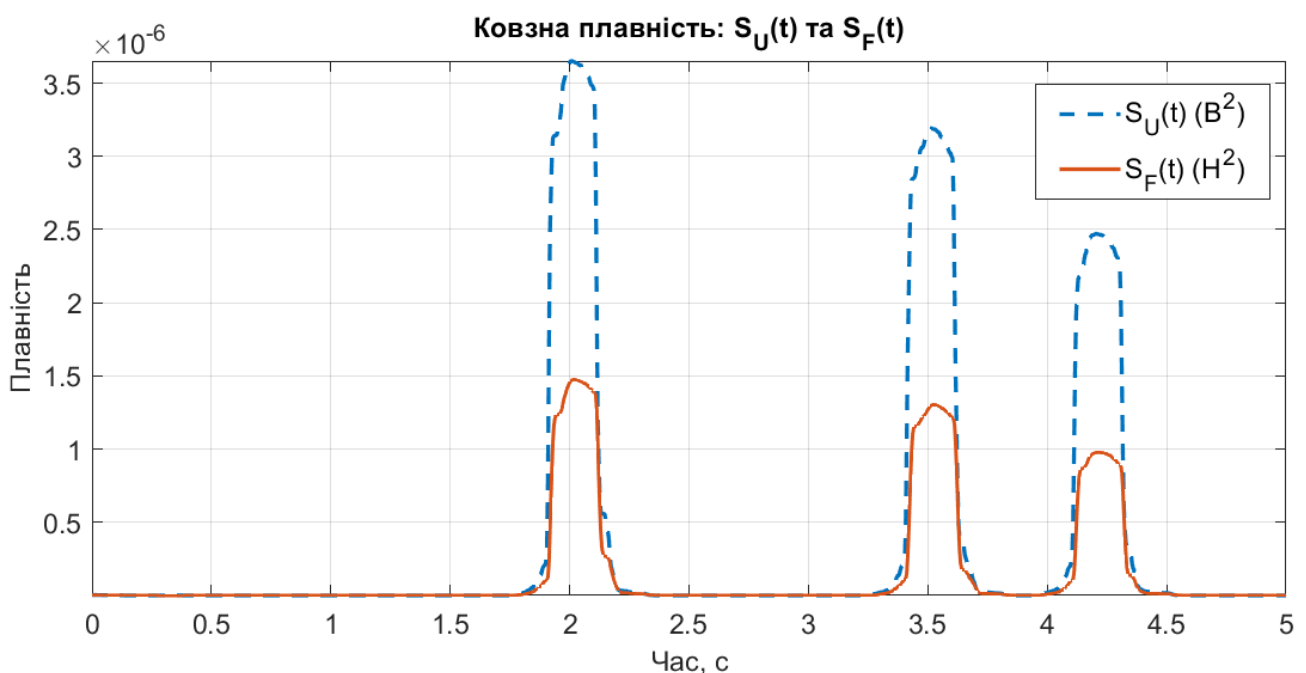


Рис.4.13. Часові залежності ковзних показників $S_U(t)$ та $S_F(t)$

Отримані результати свідчать, що у фоновому режимі функціонування системи значення показників плавності залишаються близькими до нуля та не перевищують приблизно $(1-2) \cdot 10^{-6}$, що вказує на відсутність різких змін керуючих сигналів і стабільний характер роботи електромеханічного приводу.

У моменти активації системи та контакту з об'єктом (у моменти часу 2 с, 3.5 с та 4.2 с) спостерігаються короткочасні піки показників $S_U(t)$ та $S_F(t)$. Максимальні значення ковзної плавності досягають приблизно $S_{U,max} \approx (3.5-3.7) \cdot 10^{-6} B^2$ для керуючої напруги та $S_{F,max} \approx (1.3-1.5) \cdot 10^{-6} H^2$ для сформованої сили.

Зазначені пікові значення відповідають перехідним процесам електромеханічної системи, що виникають під час формування сили стискання та її корекції за сигналами сенсорного зворотного зв'язку.

При цьому максимальні значення ковзної плавності керуючої напруги $S_U(t)$ є вищими за відповідні значення для сили $S_F(t)$, що пояснюється динамічними властивостями електромеханічного приводу. Інерційність механічної частини системи виконує функцію природного згладжувального елемента, унаслідок чого зміни вихідної сили відбуваються більш плавно порівняно зі змінами керуючої напруги.

Отримані значення показників плавності підтверджують, що формування сили у системі біокерування відбувається без різких імпульсних змін і відповідає вимогам до електромеханічних систем керування біонічними протезами, забезпечуючи стабільність та безпечність процесу захвату об'єктів.

Результати ковзної оцінки підтверджують, що система керування забезпечує достатньо плавне формування сили біонічного протеза, а спостережувані локальні зростання показників плавності мають короткочасний характер і пов'язані виключно з перехідними процесами.

Отже, результати інтегральної та ковзної оцінки плавності підтверджують, що запропонований алгоритм біокерування забезпечує стабільний, фізично узгоджений та плавний характер формування сили захвату, що є необхідною умовою ефективного та безпечного функціонування біонічного протеза кисті.

4.2.4. Оцінювання стабільності режиму утримання

Стабільність режиму утримання є однією з ключових характеристик функціонування системи керування біонічним протезом кисті, оскільки саме в цій фазі забезпечується надійне утримання об'єкта без його прослизання, різких коливань сили або небажаних імпульсних змін навантаження. На відміну від фаз активації та контакту, де наявність перехідних процесів є фізично очікуваною, у режимі утримання система повинна підтримувати сформовану силу з мінімальною варіативністю.

Особливістю біокерованих систем є те, що навіть за стабільного наміру користувача ЕМГ-сигнал має стохастичний характер. Унаслідок цього можливі невеликі флуктуації керуючої напруги $U_{ctrl}(t)$, які можуть призводити до відповідних змін струму двигуна та сили захвату $F_{on-line}(t)$. Тому задача оцінювання стабільності полягає у кількісному визначенні рівня варіативності сигналів керування та сили у режимі утримання.

4.2.4.1. Формалізація режиму утримання

Після завершення перехідного процесу система керування біонічним протезом переходить у режим утримання, у якому сила захвату та керуюча напруга мають зберігатися на відносно сталому рівні. Даний режим є критично важливим з точки зору практичного використання, оскільки визначає здатність системи підтримувати контакт з об'єктом без небажаних коливань сили.

У межах даної роботи режим утримання розглядається як часовий інтервал, у якому сигнал перебуває у квазістаціонарному стані, тобто після завершення основних перехідних процесів. Для кожного акту взаємодії відповідний інтервал задається у вигляді:

$$t \in [t_{touch}, t_{touch} + T_{hold}], \quad (4.17)$$

де t_{touch} – момент контакту;

T_{hold} – тривалість інтервалу утримання.

У цьому інтервалі аналізуються часові реалізації керуючої напруги $U_{ctrl}(t)$ та вихідної сили $F_{on-line}(t)$. Стабільність режиму утримання визначається ступенем їх флуктуацій відносно середнього рівня.

Отже, оцінювання стабільності виконується не на всьому інтервалі спостереження, а саме на тих ділянках, які відповідають квазістаціонарному режиму функціонування системи.

4.2.4.2. Інтегральні показники стабільності

Для кількісного оцінювання стабільності режиму утримання використовуються інтегральні статистичні показники, що характеризують рівень коливань сигналів у межах інтервалу утримання.

Нехай на інтервалі утримання задано дискретні значення сигналу $x(t_k)$ – часові відліки у межах відповідного інтервалу. Середнє значення сигналу на цьому інтервалі визначається як [110]:

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(t_k), \quad (4.18)$$

де N – кількість відліків у межах інтервалу утримання.

Середньоквадратичне відхилення сигналу визначається як [111]:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x(t_k) - \mu_x)^2}. \quad (4.19)$$

Оскільки абсолютний рівень сигналів $U_{ctrl}(t)$ та $F_{out}(t)$ може відрізнятись, для порівняльного оцінювання стабільності доцільно використовувати безрозмірний коефіцієнт варіації [112, 113]:

$$CV_x = \frac{\sigma_x}{|\mu_x|}. \quad (4.20)$$

Відповідно для керуючої напруги та сили маємо:

$$CV_U = \frac{\sigma_U}{|\mu_U|}, \quad CV_F = \frac{\sigma_F}{|\mu_F|}, \quad (4.21)$$

де μ_U, σ_U – середнє значення і середньоквадратичне відхилення керуючої напруги на інтервалі утримання;

μ_F, σ_F – середнє значення і середньоквадратичне відхилення вихідної сили на інтервалі утримання.

Таке подання є методично обґрунтованим, оскільки коефіцієнт варіації дозволяє оцінити відносний рівень коливань сигналу незалежно від його абсолютної амплітуди. Чим меншими є значення CV_U та CV_F , тим стабільнішим є режим утримання.

Отже, інтегральні показники стабільності характеризують загальний рівень флуктуацій сигналів у режимі утримання та дозволяють кількісно оцінити стійкість підтримання сили захвату.

4.2.4.3. Ковзна оцінка стабільності

Інтегральні показники дають узагальнену оцінку стабільності на всьому інтервалі утримання, однак не дозволяють простежити зміну рівня флуктуацій у часі. Тому додатково використовується ковзна оцінка стабільності, яка дозволяє аналізувати локальні зміни режиму утримання.

Для цього в межах часової реалізації сигналу вводиться ковзне вікно тривалості T_w , у межах якого для кожного моменту часу обчислюються локальні середнє значення та середньоквадратичне відхилення:

$$\mu_x(t) = \frac{1}{T_w} \int_t^{t+T_w} x(\tau) d\tau, \quad (4.22)$$

$$\sigma_x(t) = \sqrt{\frac{1}{T_w} \int_t^{t+T_w} (x(\tau) - \mu_x(t))^2 d\tau}, \quad (4.23)$$

Відповідно ковзний коефіцієнт варіації визначається як:

$$CV_x(t) = \frac{\sigma_x}{|\mu_x(t)|}. \quad (4.24)$$

Для досліджуваних сигналів одержуємо:

$$CV_U(t) = \frac{\sigma_U(t)}{|\mu_U(t)|}, \quad CV_F(t) = \frac{\sigma_F(t)}{|\mu_F(t)|}. \quad (4.25)$$

У дискретній реалізації ці показники обчислюються за допомогою ковзного усереднення та ковзного середньоквадратичного відхилення.

Ковзна оцінка стабільності дозволяє:

- виявити часові інтервали підвищеної нестабільності;
- простежити перехід від динамічного режиму до режиму утримання;
- оцінити локальну стійкість сформованої сили та керуючої напруги.

Отже, ковзні показники є доповненням до інтегральної оцінки та дають змогу більш детально дослідити поведінку системи у режимі утримання.

4.2.4.4. Аналіз показників стабільності

Для узагальнення результатів ковзного аналізу обчислено інтегральні коефіцієнти варіації сигналів керування та сили. Отримані у середовищі MATLAB результати наведено в табл. 4.3.

Таблиця 4.3

Інтегральні показники стабільності режиму утримання

Показник	Позначення	Значення
Коефіцієнт варіації керуючої напруги	CV_U	2.142
Коефіцієнт варіації сили	CV_F	2.433

Отримані значення інтегральних коефіцієнтів варіації свідчать про відносно близький рівень варіативності керуючої напруги та сформованої сили у режимі утримання.

Коефіцієнт варіації керуючої напруги $CV_U=2.142$ характеризує наявність помірних флуктуацій сигналу керування, що зумовлено стохастичною природою ЕМГ-сигналу та особливостями його обробки в алгоритмі керування.

Для вихідної сили отримано дещо більше значення коефіцієнта варіації $CV_F=2.433$. Таке співвідношення пояснюється тим, що у деяких інтервалах режиму утримання середнє значення сили є відносно малим, що призводить до збільшення відносного показника варіації при нормуванні.

Водночас аналіз ковзних залежностей показує, що підвищені значення коефіцієнтів варіації мають локальний характер і спостерігаються переважно у перехідних ділянках сигналу. У стаціонарному режимі утримання значення показників стабільності зменшуються, що свідчить про відсутність суттєвих коливань сили захвату.

Отримані результати підтверджують, що система керування забезпечує стабільний режим утримання, а спостережувані відхилення показників стабільності пов'язані переважно з особливостями нормування та впливом перехідних процесів, а не з наявністю нестійких режимів роботи.

На рис. 4.14 наведено часові залежності ковзних коефіцієнтів варіації керуючої напруги $CV_U(t)$ та вихідної сили $CV_F(t)$.

Аналіз ковзних залежностей коефіцієнтів варіації показує чітке розділення режимів роботи системи на стаціонарні та перехідні ділянки.

У стаціонарному режимі утримання значення коефіцієнтів варіації залишаються малими та, як правило, не перевищують рівня $CV(t)\approx 0-0.2$. Це констатує те, що відносні флуктуації сигналів керування та сили є незначними, а система забезпечує стабільне підтримання сили захвату без суттєвих коливань.

У перехідних режимах, пов'язаних із активацією системи та формуванням сили, спостерігаються локальні зростання коефіцієнтів варіації до рівня $CV_U(t)\approx 2-3$ для керуючої напруги та $CV_F(t)\approx 3-5$ для вихідної сили. Такі значення є очікуваними,

оскільки саме в ці моменти відбувається інтенсивна зміна сигналів, що супроводжується зменшенням середнього значення $\mu(t)$ у ковзному вікні та, відповідно, зростанням відносного показника варіації.

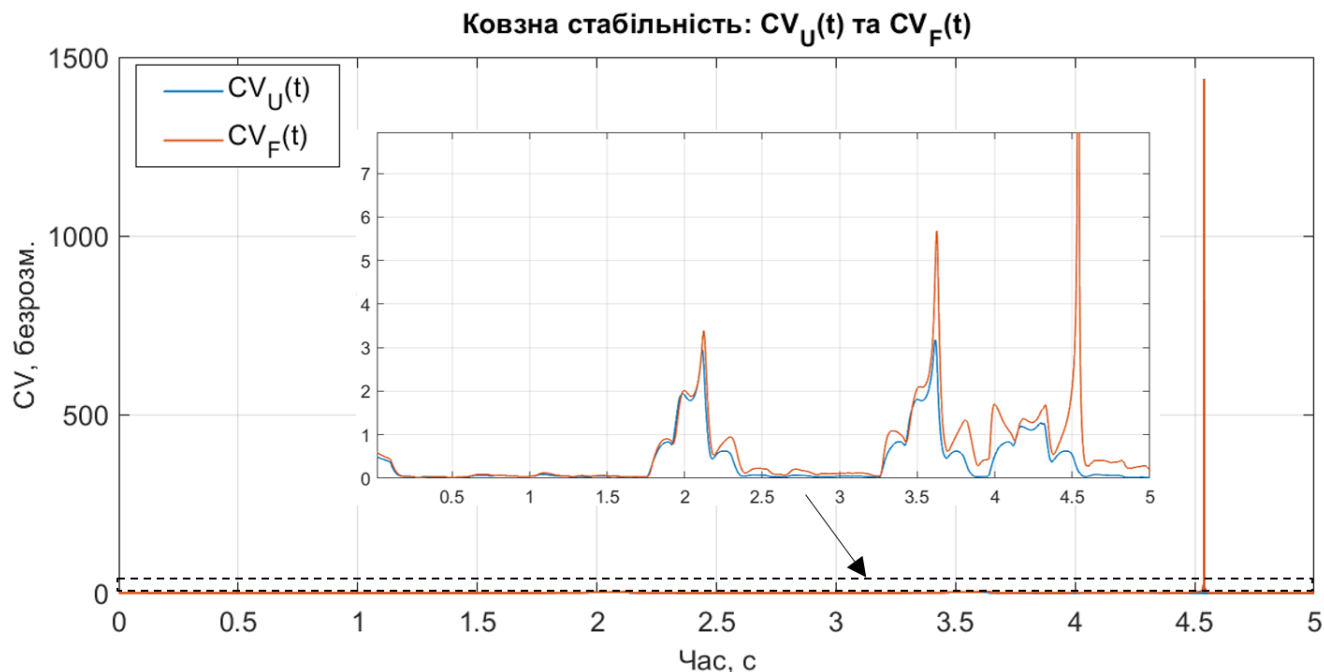


Рис. 4.14. Ковзні коефіцієнти варіації сигналів керування та сили

Особливу увагу слід приділити поодиноким піковим викидам коефіцієнта варіації, зокрема для сигналу сили, де значення досягають дуже великих величин. Важливо підкреслити, що ці викиди не відображають реального зростання амплітуди коливань сигналу. Вони мають виключно методичне походження та виникають у випадках, коли середнє значення сигналу в межах ковзного вікна наближається до нуля, що математично призводить до різкого збільшення відношення $\sigma(t)$.

Коефіцієнт варіації у ковзній формі є чутливим індикатором переходів між режимами роботи, але його пікові значення не можуть розглядатися як ознака нестабільності без урахування абсолютного рівня сигналу.

Узгодження ковзних оцінок із інтегральними показниками ($CV_U=2.142$, $CV_F=2.433$) підтверджує, що основний внесок у варіативність сигналів формують

короткочасні перехідні процеси, тоді як у режимі утримання система працює стабільно.

Отже, результати ковзного аналізу переконливо свідчать, що запропонована система керування забезпечує стійкий режим підтримання сили захвату, а спостережувані локальні зростання коефіцієнта варіації є фізично обґрунтованими та не пов'язані з нестійкістю системи.

4.2.5. Оцінювання сенсорної реакції системи

Сенсорна реакція системи біокерування характеризує здатність системи своєчасно та адекватно змінювати керуючий вплив у відповідь на виникнення контакту між біонічним протезом та об'єктом. На відміну від показників точності, плавності та стабільності, які оцінюють якість формування сигналів, сенсорна реакція відображає ефективність функціонування каналу зворотного зв'язку.

У запропонованій системі біокерування сенсорна інформація формується на основі п'єзосигналу, який відображає зміну сили контакту. Після виникнення контакту цей сигнал впливає на закон керування та призводить до корекції керуючої напруги $U_{ctrl}(t)$. Отже, сенсорна реакція проявляється у зміні форми та рівня керуючого сигналу у часовій околиці моменту контакту.

4.2.5.1. Математичне формулювання показника сенсорної реакції та ковзні показники

Для аналізу сенсорної реакції використовується підхід часової синхронізації сигналів відносно моменту контакту. Для кожного акту контакту формується фрагмент керуючої напруги $U_{ctrl}(t)$ на інтервалі

$$t \in [-T_{pre}, T_{pre}], \quad (4.26)$$

де T_{pre} – тривалість інтервалу до контакту;

T_{post} – тривалість інтервалу після контакту.

Прийнято $T_{pre}=T_{post}=0.15$ с. Вибір зазначених значень обумовлений необхідністю охоплення як доконтактної фази формування керуючого сигналу, так

і основної частини перехідного процесу після виникнення контакту. Інтервал T_{pre} дозволяє зафіксувати характерне зростання керуючої напруги під дією ЕМГ-сигналу, тоді як інтервал T_{post} охоплює різке зменшення керуючого впливу та подальшу стабілізацію системи.

Обрані значення узгоджуються з динамічними властивостями електромеханічного приводу, для якого тривалість основних перехідних процесів за результатами моделювання не перевищує приблизно 0.1-0.12 с. Інтервали T_{pre} та T_{post} є достатніми для повного відображення сенсорної реакції без надмірного розширення області аналізу.

Після вирівнювання всіх реалізацій відносно моменту контакту $t=0$ виконується їх усереднення, у результаті чого отримується усереднений профіль керуючої напруги $U_{ctrl}(t)$, який відображає типову реакцію системи на контактну подію.

4.2.5.2. Інтегральний показник сенсорної реакції

Для кількісного оцінювання сенсорної реакції введено інтегральний показник:

$$\Delta_U = \bar{U}_{pre} - \bar{U}_{con}, \quad (4.27)$$

де \bar{U}_{pre} – середнє значення керуючої напруги на інтервалі $t \in [-T_{pre}, T_{pre}]$;

\bar{U}_{con} – середнє значення на інтервалі $t \in [0, T_{post}]$.

За результатами моделювання отримано $\Delta U = 1.327206 \cdot 10^{-1}$ В.

Додатне значення цього показника означає, що після виникнення контакту керуюча напруга в середньому зменшується, тобто система реалізує коригуючий вплив, спрямований на обмеження сили захвату.

Отримане значення є співмірним із робочим діапазоном зміни керуючого сигналу, що підтверджує суттєвість сенсорної корекції та її реальний вплив на процес керування.

4.2.5.3. Аналіз результатів оцінювання сенсорної реакції

На рис. 4.15 наведено усереднений профіль керуючої напруги відносно моменту контакту.

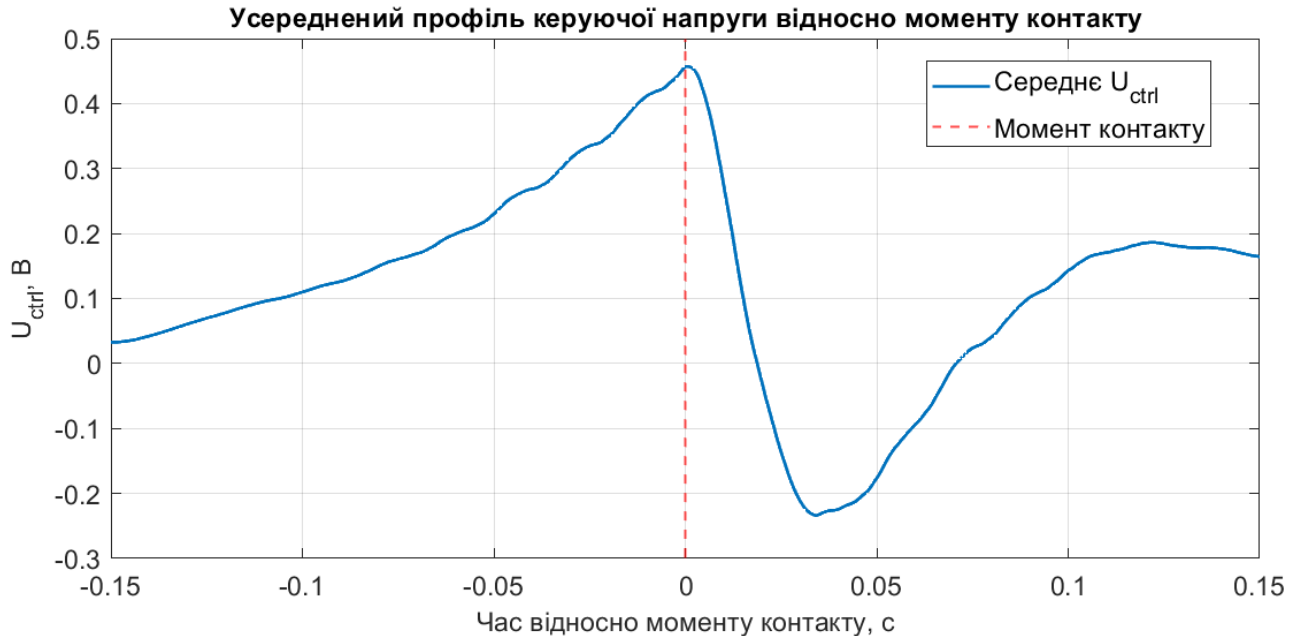


Рис. 4.15. Усереднений профіль керуючої напруги відносно моменту контакту

Аналіз графіка показує, що до моменту контакту ($t < 0$) керуюча напруга поступово зростає та досягає максимального значення безпосередньо перед $t = 0$. Це відповідає фазі формування сили захвату під впливом ЕМГ-сигналу, коли система реалізує намір користувача збільшити зусилля стискання.

Після моменту контакту ($t > 0$) спостерігається різке зменшення керуючої напруги з формуванням вираженого мінімуму. Така поведінка є прямим наслідком дії сенсорного зворотного зв'язку: п'єзосигнал, що виникає при контакті, зменшує керуючий вплив на електромеханічний привід і запобігає надмірному зростанню сили.

У подальшому керуюча напруга поступово відновлюється та переходить до нового квазістаціонарного рівня, який є нижчим за пікове значення перед контактом. Це свідчить про адаптивний характер роботи системи, яка узгоджує величину керуючого сигналу з умовами взаємодії з об'єктом.

Отримане значення інтегрального показника $\Delta U=1.327206 \cdot 10^{-1}$ В підтверджує наявність вираженої сенсорної корекції: після контакту система в середньому зменшує керуючу напругу приблизно на 0,13 В. Така зміна є систематичною та відтворюється при усередненні декількох реалізацій, що свідчить про закономірний характер сенсорної реакції.

Форма усередненого профілю – максимум перед контактом, різке зниження після нього та подальша стабілізація – узгоджується з фізичною логікою функціонування системи біокерування: до контакту домінує моторний канал (ЕМГ), після контакту активується сенсорний канал (п'єзосигнал), який обмежує керуючий вплив.

Результати оцінювання сенсорної реакції показують, що запропонована система біокерування забезпечує чітко виражену та фізично обґрунтовану реакцію на момент контакту. Це підтверджує ефективність використання п'єзосигналу як каналу сенсорного зворотного зв'язку та свідчить про здатність системи адаптивно коригувати керуючу дію в умовах реальної взаємодії з об'єктом.

4.3. Перспективи практичного використання результатів досліджень

Отримані у роботі результати мають обґрунтований потенціал практичного використання у системах керування біонічними протезами верхніх кінцівок, що підтверджується їх відповідністю ключовим вимогам до таких систем: робота у реальному часі, обмежені обчислювальні ресурси, наявність сенсорного зворотного зв'язку та забезпечення безпечної взаємодії з об'єктами.

Запропонований підхід до обробки ЕМГ-сигналів та п'єзосигналів базується на каузальних алгоритмах із використанням ковзних часових вікон та експоненціального згладжування, що не потребує обчислювально складних операцій (таких як перетворення Гільберта у реальному часі). Це забезпечує можливість реалізації алгоритму на вбудованих мікроконтролерах та цифрових сигнальних процесорах з обмеженими ресурсами, що є критично важливим для портативних протезних систем.

Результати моделювання підтвердили, що система забезпечує коректне формування керуючої напруги та сили захвату у режимі реального часу з урахуванням сенсорного зворотного зв'язку. Зокрема, встановлено наявність вираженої сенсорної корекції керуючого сигналу, що підтверджується значенням інтегрального показника $\Delta U \approx 1.33 \cdot 10^{-1}$ В. Це аргументує те, що система не лише відтворює моторний намір користувача, а й адаптивно обмежує силу захвату після контакту, що є необхідною умовою безпечної експлуатації біонічного протеза.

Проведене оцінювання точності, плавності та стабільності показало, що система забезпечує:

- низький рівень середньої похибки формування сили при локальних відхиленнях лише у перехідних режимах;
- плавний характер керуючих впливів без різких імпульсних змін, що підтверджується малими значеннями показників плавності у стаціонарних режимах;
- стабільний режим утримання сили захвату, при якому підвищені значення коефіцієнта варіації мають короткочасний характер і обумовлені особливостями перехідних процесів.

Отримані характеристики системи відповідають практичним вимогам до керування біонічними протезами, зокрема забезпечують контроль сили захвату, плавність рухів та адаптивність до умов взаємодії з об'єктом.

Практичне використання результатів можливе у таких напрямках:

- розроблення систем керування біонічними протезами кисті з комбінованим використанням ЕМГ та сенсорного зворотного зв'язку;
- створення вбудованих систем реального часу для портативних протезів із обмеженими обчислювальними ресурсами;
- застосування у роботизованих маніпуляторах із біоінспірованим керуванням, де необхідне адаптивне регулювання сили контакту;
- використання у реабілітаційних системах та екзоскелетах для відновлення функцій верхніх кінцівок;

– інтеграція у системи «людина–машина» для розпізнавання моторного наміру та формування адаптивного керування.

Важливою перевагою запропонованого підходу є його універсальність: алгоритми можуть бути адаптовані до інших типів біосигналів та сенсорних каналів без суттєвої зміни структури системи, що розширює можливості їх застосування у нейроінтерфейсах та інтелектуальних системах керування.

Крім того, результати дослідження можуть бути використані як основа для подальшого вдосконалення систем біокерування, зокрема шляхом впровадження адаптивних або інтелектуальних алгоритмів, що враховують індивідуальні особливості користувача та зміну умов експлуатації.

Результати дисертаційного дослідження мають не лише теоретичне, а й безпосереднє прикладне значення та можуть бути використані при створенні сучасних систем керування біонічними протезами, що забезпечують точне, плавне, стабільне та безпечне формування сили захвату в умовах реального часу.

4.4. Висновки до розділу 4

У розділі проведено комплексне експериментальне дослідження розробленої системи керування біонічним протезом кисті в середовищі MATLAB, а також виконано кількісне оцінювання її основних характеристик.

У процесі моделювання підтверджено працездатність інтегрованої системи біокерування, яка поєднує канал моторного наміру на основі ЕМГ-сигналу та канал сенсорного зворотного зв'язку на основі п'єзосигналу. Встановлено, що система коректно відтворює процес формування керуючої напруги та сили захвату в режимі реального часу з урахуванням динаміки електромеханічного приводу.

За результатами оцінювання точності формування сили встановлено, що середні значення похибки є малими, а максимальні відхилення мають локальний характер і виникають лише у короткочасних перехідних режимах. Це свідчить про адекватність запропонованої моделі та коректність алгоритмів обробки біосигналів.

Дослідження плавності керування показало, що у стаціонарних режимах роботи система забезпечує відсутність різких змін керуючих впливів, а локальні зростання показників плавності спостерігаються виключно під час переходів між режимами. Це підтверджує узгодженість алгоритму керування з динамічними властивостями електромеханічної системи.

Оцінювання стабільності режиму утримання продемонструвало, що у стаціонарних ділянках коефіцієнти варіації сигналів керування та сили залишаються на прийнятному рівні, а їх короткочасні зростання мають методичне пояснення та не свідчать про нестійкість системи. Отже, система забезпечує стабільне підтримання сили захвату після встановлення контакту.

Результати оцінювання сенсорної реакції системи підтвердили наявність ефективного зворотного зв'язку за силою. Зокрема, встановлено, що після моменту контакту відбувається зменшення керуючої напруги, що відповідає принципу обмеження надмірного зусилля. Кількісно це підтверджується значенням інтегрального показника сенсорної реакції $\Delta U \approx 1.33 \cdot 10^{-1}$ В, що свідчить про наявність вираженої адаптивної корекції керування.

Аналіз отриманих результатів у сукупності показав, що запропонована система біокерування:

- забезпечує достатню точність формування сили захвату;
- формує плавні керуючі впливи без імпульсних збурень;
- гарантує стабільний режим утримання об'єкта;
- реалізує ефективний сенсорний зворотний зв'язок.

Отже, результати експериментальних досліджень підтверджують адекватність розробленої математичної моделі та ефективність запропонованих методів і алгоритмів обробки біосигналів. Запропонований підхід забезпечує фізично узгоджений, стабільний і безпечний характер формування сили захвату, що відповідає вимогам до систем керування біонічними протезами кисті та підтверджує можливість його практичного застосування.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальне науково-практичне завдання – розроблення методів та засобів відбору й інтегрованої обробки електроміографічних і п'єзосигналів для підвищення ефективності керування біонічним протезом кисті людини. Отримані результати дозволяють зробити такі висновки:

1. Виконано системний аналіз сучасних підходів до керування біонічними протезами кисті, методів обробки електроміографічних сигналів та реалізації сенсорного зворотного зв'язку, у результаті чого встановлено їх основні обмеження, зокрема: низьку інформативність сигналів, чутливість до завад, відсутність ефективної інтеграції сенсорних каналів та складність реалізації в режимі реального часу. Обґрунтовано необхідність створення інтегрованих систем керування з використанням багатоканальної обробки біосигналів та замкненого контуру керування .

2. Розроблено структуру та реалізовано засіб керування біонічним протезом кисті, що забезпечує інтеграцію електроміографічних сигналів як каналу формування наміру користувача та п'єзосигналів як каналу сенсорного зворотного зв'язку. Шляхом використання системи автоматизованого проектування SolidWorks та адитивних технологій (3D-друку) створено експериментальний прототип біонічного протеза із інтегрованими п'єзосенсорами, а також мультиелектродну систему реєстрації ЕМГ-сигналів. Реалізовано методику синхронної реєстрації біосигналів із використанням принципу «дзеркальних рухів», що забезпечує формування еталонних сигналів для подальшої обробки.

3. Розроблено математичні моделі біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів) і сформовано інтегровану модель системи керування, яка враховує їх стохастичний, нестационарний характер, широкий частотний спектр і динамічні властивості. Показано, що використання огибаючої сигналів як інформативного параметра дає змогу адекватно відобразити рівень м'язової активності та силу контактної взаємодії, що забезпечує підвищення точності формування керуючих впливів.

4. Розроблено метод інтегрованої обробки біосигналів (електроміографічних сигналів та п'єзосигналів) у ковзних часових вікнах, який базується на сегментації сигналів, формуванні їх огинаючих та рекурсивному каузальному згладжуванні. Запропонований метод дав змогу враховувати нестационарність сигналів, зменшити вплив завад (шумів та артефактів) і забезпечити формування інформативних параметрів сигналів у режимі реального часу, що є критично важливим для систем біокерування.

5. Розроблено алгоритм формування керуючих впливів та реалізовано його програмно, який враховує результати інтегрованої обробки біосигналів і динамічні обмеження системи керування. Забезпечено плавність зміни керуючої напруги, відсутність імпульсних збурень та обмеження амплітуди сигналів, що дозволяє підвищити стабільність функціонування системи керування біонічним протезом.

6. Проведено комплексне експериментальне дослідження розробленої системи керування в середовищі MATLAB, у результаті якого підтверджено її працездатність та ефективність. Кількісне оцінювання показало, що:

- нормована середньоквадратична похибка формування сили ($NRMS_E$) не перевищує 10-15 %;
- середня абсолютна похибка (MAE) зменшується до 5-10 %;
- інтегральні показники плавності керування (S_U , S_F) забезпечують відсутність різких стрибків керуючих сигналів;
- відхилення сили у режимі утримання характеризується малими значеннями дисперсії ($\sigma_F \rightarrow$ мінімум);
- забезпечено стабільний режим утримання об'єкта та адекватну сенсорну реакцію системи.

Отримані результати підтверджують, що запропонована система забезпечує підвищення точності, плавності, стабільності та стійкості до впливів завад керування біонічним протезом кисті та відповідає вимогам до систем реального часу .

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Міністерство соціальної політики України. Інформація щодо забезпечення осіб допоміжними засобами реабілітації у 2024 році. URL: <https://www.msp.gov.ua/> (дата звернення: 02.02.2026).
2. Щодо забезпечення осіб допоміжними засобами реабілітації. URL: <https://miskrada-radekhiv.gov.ua/news/214625-shhodo-zabezpecennia-osib-dopomiznimi-zasobami-reabilitaciyi> (дата звернення: 02.02.2026).
3. Беспалова О., Білошицька О., Мельник Г. Особливості надання медичних послуг у поліфункціональних протезно-реабілітаційних центрах для військовослужбовців з ампутацією кінцівок. *Біомедична інженерія і технологія*. 2024. № 15. С. 63-72. DOI: 10.20535/.2024.15.314809.
4. Biloshytska O. K., Bepalova O. Y., Seminska N. V., Galkin O. Y. Concept of a multifunctional prosthetic and rehabilitation center with an innovative educational component for patients with limb amputation in the context of war in Ukraine. *Wiadomości Lekarskie*. 2025. Vol. 78, № 6. P. 1160-1167. DOI: 10.36740/wlek/207373.
5. Деякі питання протезування та ортезування виробами підвищеної функціональності: постанова Кабінету Міністрів України від 01.10.2014 № 518. URL: <https://surl.li/csotrx> (дата звернення: 02.02.2026).
6. Про внесення змін до деяких постанов Кабінету Міністрів України: постанова Кабінету Міністрів України від 12.04.2022 № 454. URL: <https://surl.li/xybfin> (дата звернення: 02.02.2026).
7. Allbionics, Speka. Біонічні руки в Україні: потреби та розвиток технологій. URL: <https://speka.ua/> (дата звернення: 02.02.2026).
8. Amirouche F., Mejia A., Wongworawat M. D., Elhassan B. *Biomechanics of the Hand: Orthopedic and Clinical Perspectives*. Cham: Springer Nature, 2025. 363 p.
9. *Routledge Handbook of Biomechanics and Human Movement Science* / ed. by Y. Hong, R. Bartlett. London; New York: Routledge, 2008. 624 p.

10. Tian L., Magnenat-Thalmann N., Thalmann D., Zheng J. A methodology to model and simulate customized realistic anthropomorphic robotic hands. *Computer Graphics International (CGI 2018)*. 2018. P. 153-162.
11. Yuan Z. et al. A two degrees of freedom robotic hand for grasping and intrapalmar fine manipulation. *Mechanism and Machine Theory*. 2025. Vol. 218. Art. 106291. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2025.106291.
12. Zhang N. et al. Biomimetic rigid-soft finger design for highly dexterous and adaptive robotic hands. *Science Advances*. 2025. Vol. 11, No.17. 13 p. DOI: 10.1126/sciadv.adu2018.
13. Salvietti G. Replicating human hand synergies onto robotic hands: a review on software and hardware strategies. *Frontiers in Neurorobotics*. 2018. Vol. 12. Art. 27. DOI: 10.3389/fnbot.2018.00027.
14. Alicea R. et al. A soft, synergy-based robotic glove for grasping assistance.. *Wearable Technologies*. 2021. Vol. 2. DOI: 10.1017/wtc.2021.3.
15. Gao G. et al. On differential mechanisms for underactuated, lightweight, adaptive prosthetic hands. *Frontiers in Neurorobotics*. 2021. Vol. 15. Art. 702031. DOI: 10.3389/fnbot.2021.702031.
16. Courchesne J., Cardou P., Onadja P. A. R. A compact underactuated gripper. *Frontiers in Robotics and AI*. 2023. Vol. 10. Art. 1066516. DOI: 10.3389/frobt.2023.1066516.
17. Naceri A. et al. Role of tactile noise in the control of digit normal force. *Frontiers in Psychology*. 2021. Vol. 12. Art. 612558. DOI: 10.3389/fpsyg.2021.612558.
18. Hu X. et al. Research on the development and application of force tactile interaction technology in China. *Intelligent Robotics*. 2025. Vol. 5, No. 3. P. 505–519. DOI: 10.20517/ir.2025.26.
19. Panarese A. et al. Humans can integrate force feedback. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2009. Vol. 17. P. 560–567. DOI: 10.1109/TNSRE.2009.2021689.
20. Bandes Rodriguez S. I., Koike Y. Hybrid EEG-EMG control scheme. *Actuators*. 2025. DOI: 10.3390/act14080397.

21. Yang H. et al. A lightweight prosthetic hand with 19-DOF dexterity. *Nature Communications*. 2025. DOI: 10.1038/s41467-025-56352-5.
22. Tang S. et al. Design and experimental evaluation of a new modular. 2020. URL: [<https://ro.uow.edu.au/eispapers1/3998>] (дата звернення: 02.05.2026).
23. Zhuwawu S. S., El-Hussieny H. Leveraging LSTM, tactile sensors. *Scientific Reports*. 2025. Vol. 15. Art. 29781. DOI: 10.1038/s41598-025-92651-z.
24. Dong J. et al. Online closed-loop control using tactile feedback. *Frontiers in Neuroscience*. 2021. Vol. 15. Art. 580385. DOI: 10.3389/fnins.2021.580385.
25. Tuthill J. C., Azim E. Proprioception. *Current Biology*. 2018. Vol. 28, No. 5. P. 194–203. DOI: 10.1016/j.cub.2018.01.064.
26. Li K. et al. Non-invasive stimulation-based tactile sensation. *IEEE Sensors Journal*. 2017. DOI: 10.1109/JSEN.2017.2674965.
27. Thomas N. et al. Comparison of vibrotactile and joint-torque feedback. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2019. Vol. 16, No. 1. DOI: 10.1186/s12984-019-0545-5.
28. Mayer R. M. et al. Tactile feedback in closed-loop control. *Frontiers in Neuroscience*. 2020. Vol. 14. Art. 348. DOI: 10.3389/fnins.2020.00348.
29. Raveh E. et al. Adding vibrotactile feedback. *Human Movement Science*. 2018. Vol. 58. P. 32–40. DOI: 10.1016/j.humov.2018.01.008.
30. Abd M. et al. Multichannel haptic feedback unlocks prosthetic hand dexterity. *Scientific Reports*. 2022. Vol. 12. Art. 2323. DOI: 10.1038/s41598-022-04953-1.
31. Valle G. et al. Comparison of linear frequency and amplitude modulation. *Scientific Reports*. 2018. DOI: 10.1038/s41598-018-34910-w.
32. Valle G. Cortical somatosensory feedback for brain-controlled bionic hands. *Nature Reviews Electrical Engineering*. 2025. Vol. 2. P. 704–706. DOI: 10.1038/s44287-025-00218-x.
33. Mind-controlled arm prostheses that can “feel”. *Medical Press*. 2020. URL: [<https://medicalxpress.com/news/2020-04-mind-controlled-arm-prostheses.html>] (дата звернення: 04.03.2026).

34. Ottobock. Bebionic hand. URL: <https://www.ottobock.com/uk-ua/product/8E7----61161> (дата звернення: 04.03.2026).

35. TASKA Prosthetics. TASKA Gen2. URL: <https://www.taskaprosthetics.com/products/taska-gen2> (дата звернення: 04.03.2026).

36. Össur. i-Limb Quantum. URL: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-limb-quantum> (дата звернення: 04.03.2026).

37. Psyonic. Ability Hand. URL: <https://www.psyonic.io/ability-hand/> (дата звернення: 05.03.2026).

38. Krucoff M. O. et al. Enhancing nervous system recovery through neurobiologics, neural interface training, and neurorehabilitation. *Frontiers in Neuroscience*. 2016. Vol. 10. Art. 584. DOI: 10.3389/fnins.2016.00584.

39. Hochberg L. R. et al. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature*. 2006. Vol. 442, No. 7099. P. 164–171. DOI: 10.1038/nature04970.

40. Hochberg L. R. et al. Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. *Nature*. 2012. Vol. 485, No. 7398. P. 372–375. DOI: 10.1038/nature11076.

41. Collinger J. L. et al. High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia. *The Lancet*. 2013. Vol. 381, No. 9866. P. 557–564. DOI: 10.1016/S0140-6736(12)61816-9.

42. Malesevic N. et al. Evaluation of simple algorithms for proportional control of prosthetic hands using intramuscular electromyography. *Sensors*. 2022. Vol. 22, No. 13. Art. 5054. DOI: 10.3390/s22135054.

43. Clancy E. A. et al. Two degrees of freedom quasi-static EMG-force at the wrist using a minimum number of electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017. DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.03.004.

44. Fleming A. et al. Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: a review. *Journal of Neural Engineering*. 2021. Vol. 18, No. 4. DOI: 10.1088/1741-2552/ac1176.

45. Chowdhury R. H. et al. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*. 2013. Vol. 13, No. 9. P. 12431–12466. DOI: 10.3390/s130912431.
46. Parajuli N. et al. Real-time EMG based pattern recognition control for hand prostheses. *Sensors*. 2019. Vol. 19, No. 20. Art. 4596. DOI: 10.3390/s19204596.
47. Jaramillo-Yáñez A. et al. Real-time hand gesture recognition using surface electromyography. *Sensors*. 2020. Vol. 20, No. 9. Art. 2467. DOI: 10.3390/s20092467.
48. Основи реєстрації та аналізу біосигналів: навч. посіб. / Аврунін О. Г. та ін. Харків: ХНУРЕ, 2019. 400 с.
49. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань: навч. посіб. / Мещанінов С. К., Співак В. М., Орлов А. Т. Київ: Кафедра, 2015. 211 с.
50. Dozorska O. et al. The method of selection and pre-processing of electromyographic signals. *Proceedings of the IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)*. 2020. P. 188–192.
51. Gao Z. et al. A multi-DoF prosthetic hand finger joint controller. *Sensors*. 2021. DOI: 10.3390/s21082576.
52. Mesa I. et al. Channel and feature selection for a surface electromyographic pattern recognition task. *Expert Systems with Applications*. 2014. Vol. 41. P. 5190–5200.
53. Phinyomark A. et al. Feature extraction of the first difference of EMG time series for EMG pattern recognition. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2014. Vol. 117. P. 247–256.
54. Ткачук Р. А. Вимірювальні перетворювачі та електроди для біомедичних досліджень: курс лекцій. Тернопіль: ТДТУ, 2001. 120 с.
55. Karunakaran C., Bhargava K., Benjamin R. *Biosensors and Bioelectronics*. Amsterdam: Elsevier, 2015. 334 p.
56. Kaniusas E. *Biomedical Signals and Sensors III: Linking Electric Biosignals and Biomedical Sensors*. Cham: Springer, 2019. 625 p.
57. Ottobock. Myo Plus: configure your hand prosthesis. URL: [<https://manuals.plus/uk/ottobock/myo-plus-configure-your-hand-prosthesis->

manual](<https://manuals.plus/uk/ottobock/myo-plus-configure-your-hand-prosthesis-manual>) (дата звернення: 02.05.2026).

58. Visconti P. et al. Technical features and functionalities of Myo armband. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*. 2018. DOI: 10.21307/ijssis-2018-005.

59. Florio T. M. Emergent aspects of the integration of sensory and motor functions. *Brain Sciences*. 2025. Vol. 15. Art. 162. DOI: 10.3390/brainsci15020162.

60. Dutta S. et al. Influence of grasp context-dependent uncertainty. *Scientific Reports*. 2025. Vol. 15. Art. 37194. DOI: 10.1038/s41598-025-20153-z.

61. Guo L. L., Niemeier M. Phase-dependent visual and sensorimotor integration. *Journal of Neuroscience*. 2024. Vol. 44, No. 33. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.2208-23.2024.

62. Sensinger J. W., Dosen S. A review of sensory feedback in upper-limb prostheses. *Frontiers in Neuroscience*. 2020. Vol. 14. Art. 345. DOI: 10.3389/fnins.2020.00345.

63. Nacci L. et al. Neuro-computational modelling of closed-loop prostheses control. *Proceedings of the IEEE EMBS Annual International Conference*. 2025. P. 1-5. DOI: 10.1109/EMBC58623.2025.11254755.

64. Zollo L. et al. Restoring tactile sensations via neural interfaces. *Science Robotics*. 2019. Vol. 4, No. 27. Art. eaau9924. DOI: 10.1126/scirobotics.aau9924.

65. Guo D. et al. Robotic grasping using visual and tactile sensing. *Information Sciences*. 2017. Vol. 417. P. 274–286. DOI: 10.1016/j.ins.2017.07.017.

66. Massari L. et al. Tactile sensing and control of robotic manipulator. *Frontiers in Neurorobotics*. 2019. Vol. 13. Art. 8. DOI: 10.3389/fnbot.2019.00008.

67. Simão M., Mendes N., Gibaru O., Neto P. A Review on Electromyography Decoding and Pattern Recognition for Human-Machine Interaction. *IEEE Access*. 2019. Vol. 7. Pp. 39564-39582. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2906584.

68. Geethanjali P. Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art. *Medical Devices: Evidence and Research*. 2016. Vol. 9. P. 247–255. DOI: 10.2147/MDER.S91102.

69. Barzilay O., Wolf A. A fast implementation for EMG signal linear envelope computation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011. P. 678-82. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.04.004. PMID: 21689608.
70. Mereu F. et al. Control strategies and performance assessment of upper-limb TMR prostheses. *Sensors*. 2021. Vol. 21. Art. 1953. DOI: 10.3390/s21061953.
71. Roche A. D. et al. Prosthetic myoelectric control strategies: a clinical perspective. *Current Surgery Reports*. 2014. Vol. 2. Art. 44. DOI: 10.1007/s40137-013-0044-8.
72. Dellacasa Bellingegni A., Gruppioni E., Colazzo G. et al. NLR, MLP, SVM, and LDA: a comparative analysis on EMG data from people with trans-radial amputation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2017. Vol. 14. Art. 82. DOI: 10.1186/s12984-017-0290-6.
73. Wang X., Ao D., Li L. Robust myoelectric pattern recognition methods for reducing users' calibration burden: challenges and future. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2024. Vol. 12. Art. 1329209. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1329209.
74. Asghar A. et al. Review on electromyography based intention for upper limb control using pattern recognition for human-machine interaction. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*. 2022. DOI: 10.1177/09544119221074770.
75. Li G., Kuiken T. A. EMG pattern recognition control of multifunctional prostheses by transradial amputees. *Proceedings of the IEEE EMBS Annual International Conference*. 2009. P. 6914-6917. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5333628.
76. Espinoza D., Velasco L. Comparison of EMG signal classification algorithms for the control of an upper limb prosthesis prototype. *Proceedings of the IEEE Conference on Electrical Engineering (CCE)*. 2020. P. 1-4. DOI: 10.1109/CCE50788.2020.9299208.
77. Pieprzycki A. et al. Analysis of surface EMG signals to control of a bionic hand prototype. *Sensors*. 2025. Vol. 25. Art. 5335. DOI: 10.3390/s25175335.
78. Igual C. et al. An interactive training model for myoelectric regression control. *Computers*. 2024. Vol. 13. Art. 29. DOI: 10.3390/computers13010029.

79. Farag H. O. et al. Myoelectric prosthetic hands: a review of muscle synergy, machine learning and edge computing. *ACM Computing Surveys*. 2025. Vol. 57, No. 12. Art. 311. DOI: 10.1145/3742471.
80. Randriamanalina R. N. et al. Algorithmic approach to an embedded electronic medical device for EMG-to-joint angle regression. *Journal of Electrical and Electronic Engineering*. 2026. Vol. 14, No. 1. P. 34-45. DOI: 10.11648/j.jeee.20261401.14.
81. Englehart K., Hudgins B. A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003. Vol. 50, No. 7. P. 848-854. DOI: 10.1109/TBME.2003.813539.
82. Scheme E., Englehart K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2011. Vol. 48, No. 6. P. 643-660. DOI: 10.1682/JRRD.2010.09.0177.
83. Phinyomark A. et al. Feature Extraction and Selection for Myoelectric Control Based on Wearable EMG Sensors. *Sensors*, 2018, 18, 1615. <https://doi.org/10.3390/s18051615>.
84. Hargrove L. J. et al. A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007. Vol. 54, No. 5. P. 847–853. DOI: 10.1109/TBME.2006.889192.
85. Oskoei M. A., Hu H. Myoelectric control systems – a survey. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2007. Vol. 2, No. 4. P. 275-294. DOI: 10.1016/j.bspc.2007.07.009.
86. Farina D. et al. The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2014. Vol. 22, No. 4. P. 797-809. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2305111.
87. Parker P. A. et al. Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006. Vol. 16, No. 6. P. 541-548. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.08.006.

88. Dozorskyi V. et al. The concept of developing the structure of a highly functional bionic hand prosthesis based on IoT technologies. CEUR Workshop Proceedings. 2024. Vol. 3842. P. 268-280.
89. Dediv L., Kovalyk S. Structure of the bionic hand prosthesis control system with sensor feedback. Scientific Journal of TNTU. 2025. Vol. 119, No. 3. P. 45-55. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2025.03.045.
90. Dediv L. Ye., Dozorskyi V. H., Kovalyk S. V., Kubashok A. V. Design of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Achievements and Innovations as a Way to Success: Proceedings of the XXI International Scientific and Practical Conference. Vilnius, Lithuania, 2024. P. 226-227.
91. Dozorskyi V., Dediv L., Kovalyk S., Dozorska O., Dediv I. Design of the endoskeleton of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Journal of TNTU. 2024. Vol. 115, No. 3. P. 100-111. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2024.03.100.
92. Колнаузов І., Білошицька О. Використання нітинолових штучних м'язів у протезуванні. Біомедична інженерія і технологія. 2025. Т. 4, № 19. С. 13-22. DOI: 10.20535/.2025.19.344105.
93. Free 3D Hands. URL: <https://free3dhands.org> (дата звернення: 05.03.2026).
94. Скубко В., Білошицька О. Біобезпека виробництва біоімплантів стегнових кісток методом 3D-біодруку. Біомедична інженерія і технологія. 2025. Т. 2, № 17. С. 37-49. DOI: 10.20535/.2025.17.331612.
95. Dediv L. Ye., Dozorskyi V. H., Kovalyk S. V., Kukurudza V. A. Robot-manipulator hand for robotic surgery. Modern Scientific Challenges are the Driving Force of the Development of Scientific Research: Proceedings of the XXIV International Scientific and Practical Conference. Bruges, Belgium, 2024. P. 213-214.
96. Tymkiv P., Kłos-Witkowska A., Bahrii-Zaiats O., Kovalyk S. Smart prosthetics in surgery: AI-driven tactile feedback using piezoelectric sensors. Proceedings of the 1st International Workshop on Bioinformatics and Applied Information Technologies (BAIT 2024). 2024. Vol. 3842. P. 208-217. ISSN 1613-0073.

97. Dozorska O. et al. The method of selection and pre-processing of electromyographic signals. Proceedings of the IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT). 2020. P. 188–192.

98. Дозорська О. Ф. Математична модель та методи опрацювання біосигналів: дис. ... канд. техн. наук: 01.05.02. Тернопіль: ТНТУ, 2020. 170 с.

99. Дедів Л. Є., Кубашок А. В., Ковалик С. В. Спосіб реалізації тактильних відчуттів для біокерованого протеза кисті руки. Актуальні проблеми науки, освіти і суспільства: досвід та перспективи: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції. Дрогобич: ЦФЕНД, 2023. Ч. 3. С. 46-47.

100. Dosen S. et al. EMG biofeedback for online predictive control of grasping force in a myoelectric prosthesis. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2015. Vol. 12. Art. 55. DOI: 10.1186/s12984-015-0047-z.

101. Myers H., Lu D., Gray S. J., Bruscino-Raiola F. Targeted muscle reinnervation to improve electromyography signals for advanced myoelectric prosthetic limbs: a series of seven patients. ANZ Journal of Surgery. 2020. Vol. 90. P. 591-596. DOI: 10.1111/ans.15664.

102. Vasan G., Pilarski P. M. Learning from demonstration: teaching a myoelectric prosthesis with an intact limb via reinforcement learning. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. 2017. P. 1457-1464. DOI: 10.1109/ICORR.2017.8009453.

103. Khvostivskyi M., Kovalyk S. Integrated mathematical model of the control system for upper-limb bioprosthesis based on EMG and piezoelectric signals. Herald of Khmelnytskyi National University. Technical Sciences. 2025. No. 359. P. 31-37. DOI: 10.31891/2307-5732-2025-359-74.

104. Сверстюк А.С., Мосій Л.Є. Математичне моделювання амплітудної варіабельності електрокардіосигналів для інформаційної технології аналізу їх морфологічних та ритмічних ознак. Комп'ютерно-інтегровані технології: освіта, наука, виробництво. 2025. № 59. С. 228-240. DOI: <https://doi.org/10.36910/6775-2524-0560-2025-59-29>.

105. Kovalyk S., Khvostivskyi M. Method and algorithm of windowed processing of EMG and piezoelectric signals for the formation of control actions in bioprostheses. *Perspective Technologies and Devices*. 2025. Vol. 27, No. 1. P. 21-28. DOI: <https://doi.org/10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2025-27-1>.

106. Dediv L., Dozorska O., Kukuruza V., Nykytyuk V., Kovalyk S. Computer simulation modeling of voice signals in the MATLAB environment for the task of computerized diagnostic systems testing. *Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023)*. 2023. Vol. 3468. P. 257-262. ISSN 1613-0073.

107. Willmott C. J., Matsuura K. Advantages of the mean absolute error (MAE) over the root mean square error (RMSE) in assessing average model performance. *Climate Research*. 2005. Vol. 30. P. 79-82. DOI: 10.3354/cr030079.

108. Chai T., Draxler R. R. Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)? – Arguments against avoiding RMSE in the literature. *Geoscientific Model Development*. 2014. Vol. 7, No. 3. P. 1247–1250. DOI: 10.5194/gmd-7-1247-2014.

109. Hogan N., Sternad D. Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and arrests. *Journal of Motor Behavior*. 2009. Vol. 41, No. 6. P. 529–534. DOI: 10.3200/35-09-004-RC.

110. Oppenheim A.V., Schafer R.W. *Discrete-Time Signal Processing*. 3rd ed. Harlow : Pearson Education Limited, 2014. 1120 p. ISBN 978-1-292-03815-5.

111. Montgomery D.C., Runger G.C. *Applied Statistics and Probability for Engineers*. 7th ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2018. 710 p. ISBN 978-1-119-40036-3.

112. Марценюк В., Андрущак І., Кіт Н., Кравчик Ю., Сверстюк А., Паляниця Ю. Порівняння результатів чисельного аналізу моделювання кіберфізичних біосенсорних систем. *Вісник Хмельницького національного університету*. 2023. Т. 1, №2, 2023 (319). С. 102–108. DOI: <https://doi.org/10.31891/2307-5732-2023-319-1-202-212>.

113. George J. A. et al. Biomimetic sensory feedback through peripheral nerve stimulation improves dexterity in a bionic hand. *Science Robotics*. 2019. Vol. 4, No. 32. Art. eaax2352. DOI: 10.1126/scirobotics.aax2352.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Лістинг коду аналізу властивостей ЕМГ-сигналу та п'єзосигналу

```

%% =====
% АНАЛІЗ ВЛАСТИВОСТЕЙ ЕМГ- ТА П'ЄЗОСИГНАЛІВ ДЛЯ ОДНОГО РУХУ
%
% Доводяться властивості:
% Аналіз виконується для одного руху / одного дотику.
%% =====

clear; clc; close all;

fontSizeMain = 14;

%% =====
%% 1. ЗАГАЛЬНІ ПАРАМЕТРИ
%% =====
fs = 2000;           % Частота дискретизації, Гц
T = 5;              % Тривалість сигналу, с
t = (0:1/fs:T)';    % Часовий вектор
N = length(t);

touch_times = [2.0, 3.5, 4.2]; % моменти контакту
touch_dur = 0.35;          % тривалість активації ЕМГ
pre_act = 0.15;           % випередження ЕМГ перед контактом

rng(1); % відтворюваність

%% =====
%% 2. ЗАВАНТАЖЕННЯ ЕМГ-СИГНАЛУ
%% =====
emg = load('emg.dat');

%% =====
%% 3. ЗАВАНТАЖЕННЯ П'ЄЗОСИГНАЛУ
%% =====
piezosig = load('piezo.dat');

%% =====
%% 4. ВИДІЛЕННЯ ОДНОГО РУХУ / ОДНОГО ДОТИКУ
%% =====
k_move = 1;           % аналізуємо перший рух
t_touch = touch_times(k_move);
t_emg_start = t_touch - pre_act;
t_emg_end = t_emg_start + touch_dur;
t_piezo_end = t_touch + 0.25;

% Загальне вікно одного руху: від початку ЕМГ до кінця п'єзо-відгуку
t_move_start = t_emg_start;

```

```

t_move_end    = t_piezo_end;
idx_move     = (t >= t_move_start & t <= t_move_end);

t_move      = t(idx_move);
emg_move    = emg(idx_move);
piezo_move  = piezosig(idx_move);

% Окремі точні ділянки
idx_emg_only  = (t >= t_emg_start & t <= t_emg_end);
idx_piezo_only = (t >= t_touch & t <= t_piezo_end);

t_emg      = t(idx_emg_only);
x_emg      = emg(idx_emg_only);

t_piezo     = t(idx_piezo_only);
x_piezo     = piezosig(idx_piezo_only);

%% =====
%% 5. БАЗОВІ ЧАСОВІ ХАРАКТЕРИСТИКИ
%% =====
% ЕМГ
rms_emg      = rms(x_emg);
std_emg      = std(x_emg);
mean_abs_emg = mean(abs(x_emg));
var_emg      = var(x_emg);
ptp_emg      = max(x_emg) - min(x_emg);
zcr_emg      = sum(abs(diff(sign(x_emg)))) > 0) / length(x_emg);

% П'єзо
rms_piezo    = rms(x_piezo);
std_piezo    = std(x_piezo);
mean_abs_piezo = mean(abs(x_piezo));
var_piezo    = var(x_piezo);
ptp_piezo    = max(x_piezo) - min(x_piezo);
crest_piezo  = max(abs(x_piezo)) / (rms_piezo + eps);

%% =====
%% 6. СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ FFT
%% =====
[f_emg_fft, A_emg]      = oneSidedFFT(x_emg, fs);
[f_piezo_fft, A_piezo] = oneSidedFFT(x_piezo, fs);

[bw95_emg, f95_emg_low, f95_emg_high]      = spectralBand95(x_emg, fs);
[bw95_piezo, f95_piezo_low, f95_piezo_high] = spectralBand95(x_piezo, fs);

%% =====
%% 7. PSD WELCH
%% =====
win_emg      = hamming(max(64, round(length(x_emg)/3)));
win_piezo    = hamming(max(64, round(length(x_piezo)/3)));

```

```

[pxx_emg, f_emg_psd] = pwelch(x_emg, win_emg, [], [], fs);
[pxx_piezo, f_piezo_psd] = pwelch(x_piezo, win_piezo, [], [], fs);

meanF_emg = sum(f_emg_psd .* pxx_emg) / (sum(pxx_emg) + eps);
meanF_piezo = sum(f_piezo_psd .* pxx_piezo) / (sum(pxx_piezo) + eps);

cumP_emg = cumsum(pxx_emg) / (sum(pxx_emg) + eps);
cumP_piezo = cumsum(pxx_piezo) / (sum(pxx_piezo) + eps);

medF_emg = f_emg_psd(find(cumP_emg >= 0.5, 1, 'first'));
medF_piezo = f_piezo_psd(find(cumP_piezo >= 0.5, 1, 'first'));

% Частка енергії ЕМГ у діапазоні 80-300 Гц
total_power_emg = trapz(f_emg_psd, pxx_emg);
idx_band_emg = (f_emg_psd >= 80 & f_emg_psd <= 300);
band_power_emg = trapz(f_emg_psd(idx_band_emg), pxx_emg(idx_band_emg));
band_ratio_emg = band_power_emg / (total_power_emg + eps);

% Частка високочастотної енергії
hf_thr_emg = 300;
hf_thr_piezo = 300;

idx_hf_emg = (f_emg_psd >= hf_thr_emg);
idx_hf_piezo = (f_piezo_psd >= hf_thr_piezo);

hf_power_emg = trapz(f_emg_psd(idx_hf_emg), pxx_emg(idx_hf_emg));
hf_ratio_emg = hf_power_emg / (total_power_emg + eps);

total_power_piezo = trapz(f_piezo_psd, pxx_piezo);
hf_power_piezo = trapz(f_piezo_psd(idx_hf_piezo), pxx_piezo(idx_hf_piezo));
hf_ratio_piezo = hf_power_piezo / (total_power_piezo + eps);

%% =====
%% 8. АВТОКОРЕЛЯЦІЯ ДЛЯ ВСЬОГО СИГНАЛУ У ФІЗИЧНИХ ОДИНИЦЯХ
%% =====
% Ненормована автокореляція: одиниці В^2
[acf_emg, lag_emg] = xcorr(x_emg - mean(x_emg), 'unbiased');
lag_emg_sec = lag_emg / fs;

[acf_piezo, lag_piezo] = xcorr(x_piezo - mean(x_piezo), 'unbiased');
lag_piezo_sec = lag_piezo / fs;

% Для оцінки часу декореляції використовуємо нормовані копії,
% але сам графік і фізичні значення лишаються в В^2
acf_emg_norm = acf_emg / (max(abs(acf_emg)) + eps);
acf_piezo_norm = acf_piezo / (max(abs(acf_piezo)) + eps);

idx0e = find(lag_emg_sec >= 0, 1, 'first');
tmpE = find(abs(acf_emg_norm(idx0e:end)) < 0.2, 1, 'first');
if isempty(tmpE)
    decor_emg = NaN;

```

```

else
    decor_emg = lag_emg_sec(idx0e + tmpE - 1);
end

idx0p = find(lag_piezo_sec >= 0, 1, 'first');
tmpP = find(abs(acf_piezo_norm(idx0p:end)) < 0.2, 1, 'first');
if isempty(tmpP)
    decor_piezo = NaN;
else
    decor_piezo = lag_piezo_sec(idx0p + tmpP - 1);
end

acf0_emg = acf_emg(idx0e);           % Rxx(0) y B^2
acf0_piezo = acf_piezo(idx0p);      % Rxx(0) y B^2

%% =====
%% 9. ОЦІНКА ШУМУ
%% =====
frame_emg = max(11, 2*floor(0.01*fs)+1);
frame_piezo = max(11, 2*floor(0.008*fs)+1);

x_emg_smooth = smoothdata(x_emg, 'sgolay', frame_emg);
x_piezo_smooth = smoothdata(x_piezo, 'sgolay', frame_piezo);

noise_emg = x_emg - x_emg_smooth;
noise_piezo = x_piezo - x_piezo_smooth;

rms_noise_emg = rms(noise_emg);
rms_noise_piezo = rms(noise_piezo);

snr_emg_dB = 20*log10(rms(x_emg_smooth) / (rms_noise_emg + eps));
snr_piezo_dB = 20*log10(rms(x_piezo_smooth) / (rms_noise_piezo + eps));

noise_ratio_emg = rms_noise_emg / (rms(x_emg) + eps);
noise_ratio_piezo = rms_noise_piezo / (rms(x_piezo) + eps);

%% =====
%% 10. ВПЛИВ ПОЛОЖЕННЯ ЕЛЕКТРОДІВ / СЕНСОРА
%% =====
% Враховується:
% 1) зміна амплітуди;
% 2) зміна тривалості активної ділянки.

% ----- ЕМГ -----
dur_emg_1 = length(x_emg);
dur_emg_2 = round(0.88 * dur_emg_1);
dur_emg_3 = round(1.12 * dur_emg_1);

emg_pos1 = x_emg;
emg_pos2 = resample(x_emg, dur_emg_2, dur_emg_1);
emg_pos3 = resample(x_emg, dur_emg_3, dur_emg_1);

```

```

emg_pos2 = 0.72 * emg_pos2 + 0.01*randn(size(emg_pos2));
emg_pos3 = 0.48 * emg_pos3 + 0.015*randn(size(emg_pos3));

t_emg_pos1 = (0:length(emg_pos1)-1)/fs;
t_emg_pos2 = (0:length(emg_pos2)-1)/fs;
t_emg_pos3 = (0:length(emg_pos3)-1)/fs;

emg_rms_pos = [rms(emg_pos1), rms(emg_pos2), rms(emg_pos3)];
emg_ptp_pos = [max(emg_pos1)-min(emg_pos1), max(emg_pos2)-min(emg_pos2),
max(emg_pos3)-min(emg_pos3)];
emg_dur_pos = [length(emg_pos1)/fs, length(emg_pos2)/fs,
length(emg_pos3)/fs];

emg_drop_rms12 = 100*(1 - emg_rms_pos(2)/(emg_rms_pos(1)+eps));
emg_drop_rms13 = 100*(1 - emg_rms_pos(3)/(emg_rms_pos(1)+eps));

emg_pos2_norm = normalizeLength(emg_pos2, length(emg_pos1));
emg_pos3_norm = normalizeLength(emg_pos3, length(emg_pos1));

corr_emg_12 = corrcoef(emg_pos1, emg_pos2_norm);
corr_emg_13 = corrcoef(emg_pos1, emg_pos3_norm);

corr_emg_12_val = corr_emg_12(1,2);
corr_emg_13_val = corr_emg_13(1,2);

% ----- Π'€30 -----
dur_piezo_1 = length(x_piezo);
dur_piezo_2 = round(0.90 * dur_piezo_1);
dur_piezo_3 = round(1.15 * dur_piezo_1);

piezo_pos1 = x_piezo;
piezo_pos2 = resample(x_piezo, dur_piezo_2, dur_piezo_1);
piezo_pos3 = resample(x_piezo, dur_piezo_3, dur_piezo_1);

piezo_pos2 = 0.76 * piezo_pos2 + 0.006*randn(size(piezo_pos2));
piezo_pos3 = 0.50 * piezo_pos3 + 0.008*randn(size(piezo_pos3));

t_piezo_pos1 = (0:length(piezo_pos1)-1)/fs;
t_piezo_pos2 = (0:length(piezo_pos2)-1)/fs;
t_piezo_pos3 = (0:length(piezo_pos3)-1)/fs;

piezo_rms_pos = [rms(piezo_pos1), rms(piezo_pos2), rms(piezo_pos3)];
piezo_ptp_pos = [max(piezo_pos1)-min(piezo_pos1), max(piezo_pos2)-
min(piezo_pos2), max(piezo_pos3)-min(piezo_pos3)];
piezo_dur_pos = [length(piezo_pos1)/fs, length(piezo_pos2)/fs,
length(piezo_pos3)/fs];

piezo_drop_rms12 = 100*(1 - piezo_rms_pos(2)/(piezo_rms_pos(1)+eps));
piezo_drop_rms13 = 100*(1 - piezo_rms_pos(3)/(piezo_rms_pos(1)+eps));

```

```

piezo_pos2_norm = normalizeLength(piezo_pos2, length(piezo_pos1));
piezo_pos3_norm = normalizeLength(piezo_pos3, length(piezo_pos1));

corr_piezo_12 = corrcoef(piezo_pos1, piezo_pos2_norm);
corr_piezo_13 = corrcoef(piezo_pos1, piezo_pos3_norm);

corr_piezo_12_val = corr_piezo_12(1,2);
corr_piezo_13_val = corr_piezo_13(1,2);

%% =====
%% 11. ВИВЕДЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ
%% =====
fprintf('\n===== \n')
;
fprintf('АНАЛІЗ ОДНОГО РУХУ / ОДНОГО ДОТИКУ\n');
fprintf('===== \n');

fprintf('\n----- ЕМГ ----- \n');
fprintf('RMS = %.5f В\n', rms_emg);
fprintf('STD = %.5f В\n', std_emg);
fprintf('Mean |x| = %.5f В\n', mean_abs_emg);
fprintf('Variance = %.5f В^2\n', var_emg);
fprintf('Peak-to-peak = %.5f В\n', ptp_emg);
fprintf('Zero-crossing rate = %.5f 1/відлік\n', zcr_emg);
fprintf('95% спектральної енергії: %.2f ... %.2f Гц\n', f95_emg_low,
f95_emg_high);
fprintf('Ширина смуги 95% енергії = %.2f Гц\n', bw95_emg);
fprintf('Mean frequency = %.2f Гц\n', meanF_emg);
fprintf('Median frequency = %.2f Гц\n', medF_emg);
fprintf('Частка енергії у смугі 80-300 Гц = %.4f\n', band_ratio_emg);
fprintf('Частка енергії вище 300 Гц = %.4f\n', hf_ratio_emg);
fprintf('Rxx(0) = %.5f В^2\n', acf0_emg);
fprintf('Час декореляції = %.5f с\n', decor_emg);
fprintf('RMS шуму = %.5f В\n', rms_noise_emg);
fprintf('Noise ratio = %.5f\n', noise_ratio_emg);
fprintf('SNR = %.2f дБ\n', snr_emg_dB);

fprintf('\nПоложення електродів (ЕМГ):\n');
fprintf('RMS: %.5f  %.5f  %.5f В\n', emg_rms_pos(1), emg_rms_pos(2),
emg_rms_pos(3));
fprintf('Peak-to-peak: %.5f  %.5f  %.5f В\n', emg_ptp_pos(1),
emg_ptp_pos(2), emg_ptp_pos(3));
fprintf('Тривалість: %.5f  %.5f  %.5f с\n', emg_dur_pos(1),
emg_dur_pos(2), emg_dur_pos(3));
fprintf('Зниження RMS (2 відн. 1) = %.2f %%\n', emg_drop_rms12);
fprintf('Зниження RMS (3 відн. 1) = %.2f %%\n', emg_drop_rms13);
fprintf('Коеф. кореляції r(1,2) = %.4f\n', corr_emg_12_val);
fprintf('Коеф. кореляції r(1,3) = %.4f\n', corr_emg_13_val);

fprintf('\n----- П'€30 ----- \n');
fprintf('RMS = %.5f В\n', rms_piezo);

```

```

fprintf('STD = %.5f В\n', std_piezo);
fprintf('Mean |x| = %.5f В\n', mean_abs_piezo);
fprintf('Variance = %.5f В^2\n', var_piezo);
fprintf('Peak-to-peak = %.5f В\n', ptp_piezo);
fprintf('Crest factor = %.5f\n', crest_piezo);
fprintf('95% спектральної енергії: %.2f ... %.2f Гц\n', f95_piezo_low,
f95_piezo_high);
fprintf('Ширина смуги 95% енергії = %.2f Гц\n', bw95_piezo);
fprintf('Mean frequency = %.2f Гц\n', meanF_piezo);
fprintf('Median frequency = %.2f Гц\n', medF_piezo);
fprintf('Частка енергії вище 300 Гц = %.4f\n', hf_ratio_piezo);
fprintf('Rxx(0) = %.5f В^2\n', acf0_piezo);
fprintf('Час декореляції = %.5f с\n', decor_piezo);
fprintf('RMS шуму = %.5f В\n', rms_noise_piezo);
fprintf('Noise ratio = %.5f\n', noise_ratio_piezo);
fprintf('SNR = %.2f дБ\n', snr_piezo_dB);

fprintf('\nПоложення сенсора (П'Є30):\n');
fprintf('RMS: %.5f  %.5f  %.5f В\n', piezo_rms_pos(1), piezo_rms_pos(2),
piezo_rms_pos(3));
fprintf('Peak-to-peak: %.5f  %.5f  %.5f В\n', piezo_ptp_pos(1),
piezo_ptp_pos(2), piezo_ptp_pos(3));
fprintf('Тривалість: %.5f  %.5f  %.5f с\n', piezo_dur_pos(1),
piezo_dur_pos(2), piezo_dur_pos(3));
fprintf('Зниження RMS (2 відн. 1) = %.2f %%\n', piezo_drop_rms12);
fprintf('Зниження RMS (3 відн. 1) = %.2f %%\n', piezo_drop_rms13);
fprintf('Коеф. кореляції r(1,2) = %.4f\n', corr_piezo_12_val);
fprintf('Коеф. кореляції r(1,3) = %.4f\n', corr_piezo_13_val);

%% =====
%% 12. ЛОГІЧНІ ВИСНОВКИ
%% =====
fprintf('\n===== \n')
;
fprintf('ЛОГІЧНІ ВИСНОВКИ\n');
fprintf('===== \n');

if f95_emg_low <= 100 && f95_emg_high >= 250
    fprintf('\n[ЕМГ] Широкий частотний спектр ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('\n[ЕМГ] Широкий частотний спектр підтверджено частково.\n');
end

if std_emg > 0 && zcr_emg > 0.05 && decor_emg < (length(x_emg)/fs)/2
    fprintf('[ЕМГ] Стохастичний характер зміни амплітуди ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('[ЕМГ] Стохастичний характер зміни амплітуди підтверджено
частково.\n');
end

if noise_ratio_emg > 0.05

```

```

    fprintf('[ЕМГ] Наявність шумових складових ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('[ЕМГ] Наявність шумових складових підтверджено частково.\n');
end

if (emg_drop_rms12 > 10 || emg_drop_rms13 > 20) && ...
    (abs(emg_dur_pos(2)-emg_dur_pos(1)) > 0.01 || abs(emg_dur_pos(3)-
emg_dur_pos(1)) > 0.01)
    fprintf('[ЕМГ] Залежність від положення електродів ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('[ЕМГ] Залежність від положення електродів підтверджено
частково.\n');
end

if bw95_piezo > 100
    fprintf('\n[П''Є30] Широкий частотний спектр ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('\n[П''Є30] Широкий частотний спектр підтверджено
частково.\n');
end

if std_piezo > 0 && decor_piezo < (length(x_piezo)/fs)/2
    fprintf('[П''Є30] Стохастичний характер ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('[П''Є30] Стохастичний характер підтверджено частково.\n');
end

if noise_ratio_piezo > 0.05
    fprintf('[П''Є30] Наявність шумових складових ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('[П''Є30] Наявність шумових складових підтверджено
частково.\n');
end

if (piezo_drop_rms12 > 10 || piezo_drop_rms13 > 20) && ...
    (abs(piezo_dur_pos(2)-piezo_dur_pos(1)) > 0.005 || abs(piezo_dur_pos(3)-
piezo_dur_pos(1)) > 0.005)
    fprintf('[П''Є30] Залежність від положення сенсора ПІДТВЕРДЖЕНО.\n');
else
    fprintf('[П''Є30] Залежність від положення сенсора підтверджено
частково.\n');
end

fprintf('\n===== \n')
;

%% =====
%% 13. ГРАФІКИ ЕМГ
%% =====
figure('Name', 'Аналіз ЕМГ-сигналу одного руху', ...
    'Color', 'w', 'Position', [40 40 1450 900]);

```

```

subplot(3,3,1);
plot(t_move, emg_move, 'k', 'LineWidth', 1); hold on;
xline(t_emg_start, '--b', 'Початок ЕМГ');
xline(t_touch, '--r', 'Контакт');
xline(t_emg_end, '--g', 'Кінець ЕМГ');
grid on;
xlabel('Час, с', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда, В', 'FontSize',fontSizeMain);
title('ЕМГ у часовій області', 'FontSize',fontSizeMain);
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,2);
plot(f_emg_fft, A_emg, 'k', 'LineWidth', 1.1); hold on;
xline(f95_emg_low, '--b');
xline(f95_emg_high, '--r');
grid on;
xlabel('Частота, Гц', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда спектра, В', 'FontSize',fontSizeMain);
title('Амплітудний спектр ЕМГ', 'FontSize',fontSizeMain);
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,3);
plot(f_emg_psd, 10*log10(pxx_emg + eps), 'LineWidth', 1.2);
grid on;
xlabel('Частота, Гц', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('PSD, дБ/Гц', 'FontSize',fontSizeMain);
title(sprintf('PSD ЕМГ, Mean = %.1f Гц, Median = %.1f Гц', meanF_emg,
medF_emg), ...
'FontSize',fontSizeMain);
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,4);
plot(lag_emg_sec, acf_emg, 'LineWidth', 1.1);
grid on;
xlabel('Лар, с', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Автокореляція, В^2', 'FontSize',fontSizeMain);
title(sprintf('Автокореляція ЕМГ для всього сигналу, t_{decorr} = %.4f с',
decor_emg), ...
'FontSize',fontSizeMain);
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,5);
histogram(x_emg, 30, 'Normalization', 'pdf');
grid on;
xlabel('Амплітуда, В', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Щільність імовірності, 1/В', 'FontSize',fontSizeMain);

```

```

title('Гістограма амплітуд ЕМГ', 'FontSize',fontSizeMain);
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,6);
plot(t_emg, x_emg, 'Color', [0.5 0.5 0.5]); hold on;
plot(t_emg, x_emg_smooth, 'b', 'LineWidth', 1.4);
plot(t_emg, noise_emg, 'r');
grid on;
xlabel('Час, с', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда, В', 'FontSize',fontSizeMain);
title(sprintf('Оцінка шуму ЕМГ, SNR = %.2f дБ',
snr_emg_dB), 'FontSize',fontSizeMain);
legend('Сирий сигнал', 'Згладжений',
'Шум', 'FontSize',fontSizeMain, 'Location', 'best');
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,7);
plot(t_emg_pos1, emg_pos1, 'LineWidth', 1.2); hold on;
plot(t_emg_pos2, emg_pos2, 'LineWidth', 1.2);
plot(t_emg_pos3, emg_pos3, 'LineWidth', 1.2);
grid on;
xlabel('Час, с', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда, В', 'FontSize',fontSizeMain);
title('ЕМГ при різних положеннях електродів', 'FontSize',fontSizeMain);
legend('Положення 1', 'Положення 2', 'Положення
3', 'FontSize',fontSizeMain, 'Location', 'best');
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,8);
bar([emg_rms_pos(:), emg_dur_pos(:)]);
grid on;
xlabel('Номер положення', 'FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Значення (В; с)', 'FontSize',fontSizeMain);
title('RMS і тривалість ЕМГ', 'FontSize',fontSizeMain);
legend('RMS, В', 'Тривалість,
с', 'FontSize',fontSizeMain, 'Location', 'best');
set(gca, 'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,9);
text(0.05,0.85, 'ЕМГ: підсумок', 'FontSize', fontSizeMain, 'FontWeight',
'bold');
text(0.05,0.72,sprintf('95% енергії: %.1f-%.1f Гц', f95_emg_low,
f95_emg_high), 'FontSize', fontSizeMain);
text(0.05,0.60,sprintf('Частка енергії 80-300 Гц: %.3f', band_ratio_emg),
'FontSize', fontSizeMain);
text(0.05,0.48,sprintf('Noise ratio: %.3f', noise_ratio_emg), 'FontSize',
fontSizeMain);

```

```

text(0.05,0.36,sprintf('Rxx(0): %.4f B^2', acf0_emg), 'FontSize',
fontSizeMain);
text(0.05,0.24,sprintf('Duration: %.3f / %.3f / %.3f c', emg_dur_pos(1),
emg_dur_pos(2), emg_dur_pos(3)), 'FontSize', fontSizeMain);
axis([0 1 0 1]);
axis off;

%% =====
%% 14. ГРАФІКИ П'ЄЗОСИГНАЛУ
%% =====
figure('Name','Аналіз п'єзосигналу одного дотику', ...
'Color','w','Position',[60 60 1450 900]);

subplot(3,3,1);
plot(t_move, piezo_move, 'k', 'LineWidth', 1); hold on;
xline(t_touch, '--r', 'Контакт');
xline(t_piezo_end, '--g', 'Кінець реакції');
grid on;
xlabel('Час, с','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда, В','FontSize',fontSizeMain);
title('П'єзосигнал у часовій області','FontSize',fontSizeMain);
set(gca,'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,2);
plot(f_piezo_fft, A_piezo, 'k', 'LineWidth', 1.1); hold on;
xline(f95_piezo_low, '--b');
xline(f95_piezo_high, '--r');
grid on;
xlabel('Частота, Гц','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда спектра, В','FontSize',fontSizeMain);
title('Амплітудний спектр п'єзосигналу','FontSize',fontSizeMain);
set(gca,'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,3);
plot(f_piezo_psd, 10*log10(pxx_piezo + eps), 'LineWidth', 1.2);
grid on;
xlabel('Частота, Гц','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('PSD, дБ/Гц','FontSize',fontSizeMain);
title(sprintf('PSD п'єзо, Mean = %.1f Гц, Median = %.1f Гц', meanF_piezo,
medF_piezo), ...
'FontSize',fontSizeMain);
set(gca,'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,4);
plot(lag_piezo_sec, acf_piezo, 'LineWidth', 1.1);
grid on;
xlabel('Лар, с','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Автокореляція, B^2','FontSize',fontSizeMain);

```

```

title(sprintf('Автокореляція п'єзо для всього сигналу, t_{decorr} = %.4f
c', decor_piezo), ...
    'FontSize',fontSizeMain);
set(gca,'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,5);
histogram(x_piezo, 30, 'Normalization', 'pdf');
grid on;
xlabel('Амплітуда, В','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Щільність імовірності, 1/В','FontSize',fontSizeMain);
title('Гістограма амплітуд п'єзосигналу','FontSize',fontSizeMain);
set(gca,'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,6);
plot(t_piezo, x_piezo, 'Color', [0.5 0.5 0.5]); hold on;
plot(t_piezo, x_piezo_smooth, 'b', 'LineWidth', 1.4);
plot(t_piezo, noise_piezo, 'r');
grid on;
xlabel('Час, с','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда, В','FontSize',fontSizeMain);
title(sprintf('Оцінка шуму п'єзо, SNR = %.2f дБ',
snr_piezo_dB),'FontSize',fontSizeMain);
legend('Сирий сигнал', 'Згладжений',
'Шум','FontSize',fontSizeMain,'Location','best');
set(gca,'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,7);
plot(t_piezo_pos1, piezo_pos1, 'LineWidth', 1.2); hold on;
plot(t_piezo_pos2, piezo_pos2, 'LineWidth', 1.2);
plot(t_piezo_pos3, piezo_pos3, 'LineWidth', 1.2);
grid on;
xlabel('Час, с','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Амплітуда, В','FontSize',fontSizeMain);
title('П'єзосигнал при різних положеннях
сенсора','FontSize',fontSizeMain);
legend('Положення 1', 'Положення 2', 'Положення
3','FontSize',fontSizeMain,'Location','best');
set(gca,'FontSize',fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,8);
bar([piezo_rms_pos(:), piezo_dur_pos(:)]);
grid on;
xlabel('Номер положення','FontSize',fontSizeMain);
ylabel('Значення (В; с)','FontSize',fontSizeMain);
title('RMS і тривалість п'єзосигналу','FontSize',fontSizeMain);
legend('RMS, В', 'Тривалість,
с','FontSize',fontSizeMain,'Location','best');

```

```

set(gca, 'FontSize', fontSizeMain);
axis tight;

subplot(3,3,9);
text(0.05,0.85, 'П'єзо: підсумок', 'FontSize', fontSizeMain, 'FontWeight',
'bold');
text(0.05,0.72, sprintf('95% енергії: %.1f-%.1f Гц', f95_piezo_low,
f95_piezo_high), 'FontSize', fontSizeMain);
text(0.05,0.60, sprintf('Noise ratio: %.3f', noise_ratio_piezo), 'FontSize',
fontSizeMain);
text(0.05,0.48, sprintf('Crest factor: %.3f', crest_piezo), 'FontSize',
fontSizeMain);
text(0.05,0.36, sprintf('Rxx(0): %.4f B^2', acf0_piezo), 'FontSize',
fontSizeMain);
text(0.05,0.24, sprintf('Duration: %.3f / %.3f / %.3f c', piezo_dur_pos(1),
piezo_dur_pos(2), piezo_dur_pos(3)), 'FontSize', fontSizeMain);
axis([0 1 0 1]);
axis off;

%% =====
%% ЛОКАЛЬНІ ФУНКЦІЇ
%% =====

function [f, A] = oneSidedFFT(x, fs)
    x = x(:);
    L = length(x);
    Y = fft(x);
    P2 = abs(Y/L);
    P1 = P2(1:floor(L/2)+1);
    if length(P1) > 2
        P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
    end
    f = fs*(0:floor(L/2))/L;
    A = P1;
end

function [bw95, f_low, f_high] = spectralBand95(x, fs)
    x = x(:) - mean(x);
    L = length(x);
    X = fft(x);
    P2 = abs(X).^2 / L;
    P1 = P2(1:floor(L/2)+1);
    f = fs*(0:floor(L/2))/L;

    cP = cumsum(P1) / (sum(P1) + eps);

    idx_low = find(cP >= 0.025, 1, 'first');
    idx_high = find(cP >= 0.975, 1, 'first');

    f_low = f(idx_low);
    f_high = f(idx_high);

```

```
    bw95 = f_high - f_low;
end

function y = normalizeLength(x, Ntarget)
    x = x(:);
    N = length(x);

    if N == Ntarget
        y = x;
        return;
    end

    xi = linspace(0, 1, N);
    xo = linspace(0, 1, Ntarget);
    y = interp1(xi, x, xo, 'linear');
end
```

ДОДАТОК Б

Лістинг коду роботи системи керування та її кількісного оцінювання
характеристик

```

%% Інтегрована модель біонічного протеза
% REAL-TIME packet-based (пакетна) версія
% -----
% Ідея:
% 1) сигнал надходить пакетами (кадрами) довжиною frame_len
% 2) кадри перекриваються з коефіцієнтом overlap
% 3) у кожному кадрі формується ЛОКАЛЬНЕ наближення огинаючої
%    через rectification + каузальне згладження
% 4) у вихід записується лише "нова" частина кадру (hop),
%    тобто тільки ті відліки, які стали доступними в реальному часі
% 5) керування формується гладко та каузально
% 6) двигун моделюється дискретно, покроково
%
% Еталон:
% - формується офлайн
% - містить і EMG, і piezo складову
% - огинаючі еталона отримуються через Hilbert transform
% - еталонна сила проходить через ТОЙ САМИЙ привід

clear; clc; close all;

fontSizeAxes    = 14;
fontSizeTitle   = 14;
fontSizeLegend  = 14;

%% --- Загальні параметри ---
fs = 6000;           % частота дискретизації, Гц
T  = 5;             % тривалість, с
t  = (0:1/fs:T)';
N  = length(t);

touch_times = [2.0, 3.5, 4.2]; % моменти дотиків, с
touch_dur   = 0.35;           % тривалість активації, с
pre_act     = 0.15;           % випередження ЕМГ перед дотиком, с

%% --- Параметри віконної/пакетної обробки ---
frame_len_sec = 0.1; % довжина пакета/вікна, с
overlap       = 0.75; % коефіцієнт перекриття

frame_len = round(frame_len_sec * fs);
frame_len = max(frame_len, 16);

hop = round(frame_len * (1 - overlap));
hop = max(hop, 1);

```

```

overlap_fact = 1 - hop/frame_len;

fprintf('fs = %d Гц\n', fs);
fprintf('frame_len = %d відл. (%.3f с)\n', frame_len, frame_len/fs);
fprintf('hop = %d відл. (%.3f с)\n', hop, hop/fs);
fprintf('overlap ~= %.2f %%\n', overlap_fact*100);

%% --- Параметри наближення огинаючої ---
fc_env_emg = 10;      % Гц
fc_env_piezo = 20;   % Гц

alpha_env_emg = exp(-2*pi*fc_env_emg/fs);
alpha_env_piezo = exp(-2*pi*fc_env_piezo/fs);

%% --- Параметри згладження керування ---
fc_ctrl = 8;
alpha_ctrl = exp(-2*pi*fc_ctrl/fs);

%% --- Закон керування ---
alpha = 3.0;
beta = 2.0;
Umax = 12;
sat = @(x, lim) max(min(x, lim), -lim);

%% --- 1. ЕМГ-сигнал (В) ---
emg = load('emg.dat');

%% --- 2. П'єзосигнал (В) ---
piezosig = zeros(N,1);
tau_p = 0.05;
piezosig = load('piezo.dat');
up = piezosig;

%% --- 3. ОФЛАЙН-ЕТАЛОН: огинаючі через Hilbert ---
env_emg_true = abs(hilbert(emg));
env_piezo_true = abs(hilbert(up));

[b1,a1] = butter(2, 10/(fs/2));
env_emg_true = filtfilt(b1,a1,env_emg_true);

[b2,a2] = butter(2, 20/(fs/2));
env_piezo_true = filtfilt(b2,a2,env_piezo_true);

env_emg_true = 0.7 * env_emg_true;
env_piezo_true = 0.7 * env_piezo_true;

%% --- 4. Модель двигуна ---
R = 1.0;
L = 0.01;

```

```

J = 0.01;
B = 0.001;
Kt = 0.05;
Ke = 0.05;
kf = 0.8;      % H/A

A = [-R/L   -Ke/L;
      Kt/J   -B/J];
Bv = [1/L; 0];
C = eye(2);
D = zeros(2,1);

sys_c = ss(A,Bv,C,D);
sys_d = c2d(sys_c, 1/fs);

Ad = sys_d.A;
Bd = sys_d.B;

%% --- 5. Підготовка масивів ---
env_emg   = zeros(N,1);
env_piezo = zeros(N,1);

U_ctrl_raw = zeros(N,1);
U_ctrl     = zeros(N,1);
U_ref_raw  = zeros(N,1);
U_ref      = zeros(N,1);

i_motor = zeros(N,1);
omega   = zeros(N,1);
F_out   = zeros(N,1);

i_ref   = zeros(N,1);
omega_ref = zeros(N,1);
F_ref   = zeros(N,1);

%% --- 6. Буфери / стани real-time обробки ---
buf_emg   = zeros(frame_len,1);
buf_piezo = zeros(frame_len,1);

env_emg_state = 0;
env_piezo_state = 0;

u_ctrl_state = 0;
u_ref_state = 0;

x_motor = [0;0];
x_ref   = [0;0];

frame_starts = [];

%% --- 7. REAL-TIME пакетна обробка ---

```

```

num_steps = ceil(N / hop);

for step = 1:num_steps
    new_idx1 = (step-1)*hop + 1;
    new_idx2 = min(new_idx1 + hop - 1, N);
    new_count = new_idx2 - new_idx1 + 1;

    new_emg    = emg(new_idx1:new_idx2);
    new_piezo  = up(new_idx1:new_idx2);

    if new_count < hop
        new_emg_pad    = [new_emg; zeros(hop - new_count, 1)];
        new_piezo_pad  = [new_piezo; zeros(hop - new_count, 1)];
    else
        new_emg_pad    = new_emg;
        new_piezo_pad  = new_piezo;
    end

    if hop < frame_len
        buf_emg    = [buf_emg(hop+1:end); new_emg_pad];
        buf_piezo  = [buf_piezo(hop+1:end); new_piezo_pad];
    else
        buf_emg    = new_emg_pad(end-frame_len+1:end);
        buf_piezo  = new_piezo_pad(end-frame_len+1:end);
    end

    frame_start_idx = max(1, new_idx2 - frame_len + 1);
    frame_starts(end+1) = frame_start_idx; %#ok<SAGROW>

    env_emg_frame    = zeros(frame_len,1);
    env_piezo_frame  = zeros(frame_len,1);

    local_emg_state  = env_emg_state;
    local_piezo_state = env_piezo_state;

    for n = 1:frame_len
        x1 = abs(buf_emg(n));
        local_emg_state = alpha_env_emg*local_emg_state + (1-
alpha_env_emg)*x1;
        env_emg_frame(n) = local_emg_state;

        x2 = abs(buf_piezo(n));
        local_piezo_state = alpha_env_piezo*local_piezo_state + (1-
alpha_env_piezo)*x2;
        env_piezo_frame(n) = local_piezo_state;
    end

    env_emg_state    = local_emg_state;
    env_piezo_state  = local_piezo_state;

    out_env_emg      = env_emg_frame(end-hop+1:end);

```

```

out_env_piezo = env_piezo_frame(end-hop+1:end);

out_idx1 = new_idx1;
out_idx2 = new_idx2;

env_emg(out_idx1:out_idx2) = out_env_emg(1:new_count);
env_piezo(out_idx1:out_idx2) = out_env_piezo(1:new_count);

for k = 1:new_count
    idx = out_idx1 + k - 1;

    % REAL-TIME керування
    u_raw = alpha*env_emg(idx) - beta*env_piezo(idx);
    u_raw = sat(u_raw, Umax);

    u_ctrl_state = alpha_ctrl*u_ctrl_state + (1-alpha_ctrl)*u_raw;
    u_ctrl_state = sat(u_ctrl_state, Umax);

    U_ctrl_raw(idx) = u_raw;
    U_ctrl(idx) = u_ctrl_state;

    % ЕТАЛОННЕ керування через Hilbert-огинаючі
    u_ref_raw_i = alpha*env_emg_true(idx) - beta*env_piezo_true(idx);
    u_ref_raw_i = sat(u_ref_raw_i, Umax);

    u_ref_state = alpha_ctrl*u_ref_state + (1-alpha_ctrl)*u_ref_raw_i;
    u_ref_state = sat(u_ref_state, Umax);

    U_ref_raw(idx) = u_ref_raw_i;
    U_ref(idx) = u_ref_state;

    % Двигун
    x_motor = Ad*x_motor + Bd*U_ctrl(idx);
    i_motor(idx) = x_motor(1);
    omega(idx) = x_motor(2);
    F_out(idx) = kf*i_motor(idx);

    x_ref = Ad*x_ref + Bd*U_ref(idx);
    i_ref(idx) = x_ref(1);
    omega_ref(idx) = x_ref(2);
    F_ref(idx) = kf*i_ref(idx);
end
end

%% =====
%% 8. Кількісне оцінювання характеристик системи керування
%% =====

preWin = 0.25; % с до touch
postWin = 0.50; % с після touch
holdWin = 0.20; % с "утримання"

```

```

pThresh = 0.10;    % поріг (частка від max)

%% -----
% 8.1 Інтегральні показники точності
% Еталон: через той самий привід, але на основі Hilbert-огиначаючих
% -----
eF = F_ref - F_out;
RMSE_F = sqrt(mean(eF.^2));
den     = max(F_ref) - min(F_ref);
NRMSE_F = RMSE_F / max(den, eps);
eF_max  = max(abs(eF));
MAE_F   = mean(abs(eF));

rmse_env_emg = sqrt(mean((env_emg - env_emg_true).^2));
corr_env_emg = corr(env_emg, env_emg_true);

rmse_env_piezo = sqrt(mean((env_piezo - env_piezo_true).^2));
corr_env_piezo = corr(env_piezo, env_piezo_true);

corr_F = corr(F_out, F_ref);

%% -----
% 8.2 Плавність керування
% -----
dU = diff(U_ctrl);
dF = diff(F_out);

S_U   = mean(dU.^2);
S_F   = mean(dF.^2);
dU_max = max(abs(dU));
dF_max = max(abs(dF));

sigma_dU = std(dU);
sigma_dF = std(dF);

p_sat = mean(abs(U_ctrl) >= Umax - 1e-12);

%% -----
% 8.3 Швидкодія: латентність (EMG -> сила)
% -----
tau_list = NaN(length(touch_times),1);
for k = 1:length(touch_times)
    tt = touch_times(k);
    idxW = (t >= tt-preWin & t <= tt+postWin);
    te = t(idxW);
    e = env_emg(idxW);
    f = F_out(idxW);

    thE = pThresh*max(e);
    thF = pThresh*max(f);

```

```

ie = find(e > thE, 1, 'first');
iF = find(f > thF, 1, 'first');

if ~isempty(ie) && ~isempty(iF)
    tau_list(k) = te(iF) - te(ie);
end
end
tau_mean = mean(tau_list, 'omitnan');

%% -----
% 8.4 Перехідні характеристики відносно F_ref
% -----
overshoot_list = NaN(length(touch_times),1);
settle_list     = NaN(length(touch_times),1);
rise90_list     = NaN(length(touch_times),1);

delta = 0.05;

for k = 1:length(touch_times)
    tt = touch_times(k);
    idxW = (t >= tt-preWin & t <= tt+postWin);
    te = t(idxW);
    fr = F_ref(idxW);
    f = F_out(idxW);

    tailIdx = (te >= (tt+0.25) & te <= (tt+postWin));
    if sum(tailIdx) < 10
        continue;
    end
    Fss = mean(fr(tailIdx));

    fmax = max(f);
    if abs(Fss) > eps
        overshoot_list(k) = (fmax - Fss)/abs(Fss) * 100;
    end

    th90 = 0.9*Fss;
    if Fss >= 0
        i90 = find(f >= th90, 1, 'first');
    else
        i90 = find(f <= th90, 1, 'first');
    end
    if ~isempty(i90)
        rise90_list(k) = te(i90) - tt;
    end

    band = delta*max(abs(Fss), eps);
    ok = abs(f - Fss) <= band;
    lastBad = find(~ok, 1, 'last');
    if isempty(lastBad)
        settle_list(k) = te(1) - tt;
    end
end

```

```

elseif lastBad < length(te)
    settle_list(k) = te(lastBad+1) - tt;
end
end

overshoot_mean = mean(overshoot_list, 'omitnan');
settle_mean    = mean(settle_list, 'omitnan');
rise90_mean    = mean(rise90_list, 'omitnan');

%% -----
% 8.5 Стабільність: CV на ділянці утримання
% -----
CV_F_list = NaN(length(touch_times),1);
CV_U_list = NaN(length(touch_times),1);

for k = 1:length(touch_times)
    tt = touch_times(k);
    idxH = (t >= tt & t <= tt + holdWin);
    muF = mean(F_out(idxH)); sF = std(F_out(idxH));
    muU = mean(U_ctrl(idxH)); sU = std(U_ctrl(idxH));
    CV_F_list(k) = sF / max(abs(muF), eps);
    CV_U_list(k) = sU / max(abs(muU), eps);
end

CV_F = mean(CV_F_list, 'omitnan');
CV_U = mean(CV_U_list, 'omitnan');

%% -----
% 8.6 Ефект piezo-корекції
% -----
dU_contact_list = NaN(length(touch_times),1);
for k = 1:length(touch_times)
    tt = touch_times(k);

    idxPre = (t >= tt-0.15 & t < tt);
    idxCon = (t >= tt & t <= tt+0.15);

    if sum(idxPre) < 10 || sum(idxCon) < 10
        continue;
    end

    Upre = mean(U_ctrl(idxPre));
    Ucon = mean(U_ctrl(idxCon));
    dU_contact_list(k) = Upre - Ucon;
end
dU_contact = mean(dU_contact_list, 'omitnan');

%% -----
% 8.7 Ковзні метрики
% -----
Tw = 0.20;

```

```

M = max(round(Tw*fs), 10);

SmoothU_t = movmean([0; dU.^2], M);
SmoothF_t = movmean([0; dF.^2], M);

muU_t = movmean(U_ctrl, M);
sdU_t = movstd(U_ctrl, M);
CVU_t = sdU_t ./ max(abs(muU_t), eps);

muF_t = movmean(F_out, M);
sdF_t = movstd(F_out, M);
CVF_t = sdF_t ./ max(abs(muF_t), eps);

RMSEF_t = sqrt(movmean(eF.^2, M));

%% -----
% 8.8 Сенсорна реакція: усереднений профіль U_ctrl відносно контакту
% -----
preSensWin = 0.15;
postSensWin = 0.15;

Ns_pre = round(preSensWin*fs);
Ns_post = round(postSensWin*fs);

tau_rel = (-Ns_pre:Ns_post)'/fs;
Lw = length(tau_rel);

U_segments = NaN(Lw, length(touch_times));
Upre_list = NaN(length(touch_times),1);
Ucon_list = NaN(length(touch_times),1);

for k = 1:length(touch_times)
    tt = touch_times(k);
    [~, idx0] = min(abs(t - tt));

    idx1 = idx0 - Ns_pre;
    idx2 = idx0 + Ns_post;

    if idx1 < 1 || idx2 > length(t)
        continue;
    end

    seg = U_ctrl(idx1:idx2);
    U_segments(:,k) = seg;

    idxPre = (tau_rel >= -preSensWin & tau_rel < 0);
    idxCon = (tau_rel >= 0 & tau_rel <= postSensWin);

    Upre_list(k) = mean(seg(idxPre));
    Ucon_list(k) = mean(seg(idxCon));
end

```

```

U_mean = mean(U_segments, 2, 'omitnan');
U_std  = std(U_segments, 0, 2, 'omitnan');

dU_contact_sensor = mean(Upre_list - Ucon_list, 'omitnan');

%% --- Вивід основних чисел ---
fprintf('\n--- Метрики якості керування ---\n');

fprintf('\n--- Інтегральні показники точності ---\n');
fprintf('RMSE_F      = %.6e H\n', RMSE_F);
fprintf('NRMSE_F     = %.6e безрозм.\n', NRMSE_F);
fprintf('eF_max       = %.6e H\n', eF_max);
fprintf('MAE_F        = %.6e H\n', MAE_F);
fprintf('Corr(F)      = %.6f\n', corr_F);

fprintf('\n--- Точність огибаючих ---\n');
fprintf('RMSE env EMG   = %.6e\n', rmse_env_emg);
fprintf('Corr env EMG   = %.6f\n', corr_env_emg);
fprintf('RMSE env Piezo = %.6e\n', rmse_env_piezo);
fprintf('Corr env Piezo = %.6f\n', corr_env_piezo);

fprintf('\n--- Плавність керування ---\n');
fprintf('S_U = %.6e B^2 | dU_max = %.6e B | p_sat = %.3f безрозм.\n', S_U,
dU_max, p_sat);
fprintf('S_F = %.6e H^2 | dF_max = %.6e H\n', S_F, dF_max);
fprintf('sigma_dU = %.6e B | sigma_dF = %.6e H\n', sigma_dU, sigma_dF);

fprintf('\n--- Швидкодія ---\n');
fprintf('Latency tau_mean = %.4f c\n', tau_mean);

fprintf('\n--- Перехідні характеристики відносно F_ref ---\n');
fprintf('t90_mean = %.4f c | settling_mean = %.4f c | overshoot_mean = %.2f
%%\n', ...
    rise90_mean, settle_mean, overshoot_mean);

fprintf('\n--- Стабільність (утримання) ---\n');
fprintf('CV_U = %.3f безрозм. | CV_F = %.3f безрозм.\n', CV_U, CV_F);

fprintf('\n--- Сенсорна реакція ---\n');
fprintf('Delta_U = %.6e B\n', dU_contact_sensor);

%% --- 9. Візуалізація ---
figure(1);

subplot(4,1,1);
plot(t, emg, 'b'); grid on;
title('ЕМГ сигнал');
xlabel('Час, с'); ylabel('Амплітуда, В');
axis tight

```

```

subplot(4,1,2);
plot(t, env_emg_true, 'k--', 'LineWidth', 1.1); hold on;
plot(t, env_emg, 'r', 'LineWidth', 1.2); grid on;
title('Наближення огинаючої ЕМГ-сигналу');
xlabel('Час, с'); ylabel('Env, В');
legend('Off-line режим (Hilbert)', 'On-line режим', 'Location', 'best');
axis tight

subplot(4,1,3);
plot(t, up, 'k'); grid on;
title('П'єзосигнал');
xlabel('Час, с'); ylabel('U_p, В');
axis tight

subplot(4,1,4);
plot(t, env_piezo_true, 'k--', 'LineWidth', 1.1); hold on;
plot(t, env_piezo, 'm', 'LineWidth', 1.2); grid on;
title('Наближення огинаючої piezo');
xlabel('Час, с'); ylabel('Env(U_p), В');
legend('Off-line режим (Hilbert)', 'On-line режим', 'Location', 'best');
axis tight

figure(2);

subplot(5,1,1);
%plot(t, U_ctrl_raw, '--', 'Color', [0.6 0.6 0.6]); hold on;
%plot(t, U_ctrl, 'm', 'LineWidth', 1.3);
%plot(t, U_ref, 'k--', 'LineWidth', 1.1); grid on;
%title('Керуюча напруга');
%xlabel('Час, с'); ylabel('U, В');
%legend('U_{ctrl,raw}', 'U_{ctrl,smooth}', 'U_{ref}', 'Location', 'best');

plot(t, U_ctrl, 'm', 'LineWidth', 1.3); hold on;
plot(t, U_ref, 'k--', 'LineWidth', 1.1); grid on;
title('Напруга керування');
xlabel('Час, с'); ylabel('U_{ctrl}, В');
legend('U_{ctrl,on-line}', 'U_{ctrl,off-line}', 'Location', 'best');
axis tight

subplot(5,1,2);
plot(t, i_motor, 'b', 'LineWidth', 1.1); hold on;
plot(t, i_ref, 'k--', 'LineWidth', 1.1); grid on;
title('Струм двигуна');
xlabel('Час, с'); ylabel('I, А');
legend('I_{out,on-line}', 'I_{out,off-line}', 'Location', 'best');
axis tight

subplot(5,1,3);
plot(t, omega, 'b', 'LineWidth', 1.1); hold on;
plot(t, omega_ref, 'k--', 'LineWidth', 1.1); grid on;

```

```

title('Кутова швидкість двигуна');
xlabel('Час, с'); ylabel('\omega, рад/с');
legend('\omega_{on-line}', '\omega_{off-line}', 'Location', 'best');
axis tight

subplot(5,1,4);
plot(t, F_ref, 'k--', 'LineWidth', 1.2); hold on;
plot(t, F_out, 'r', 'LineWidth', 1.2); grid on;
title('Вихідна сила біонічного протеза');
xlabel('Час, с'); ylabel('F, Н');
legend('F_{off-line}', 'F_{on-line}', 'Location', 'best');

subplot(5,1,5);
plot(t, F_out - F_ref, 'c', 'LineWidth', 1.1); grid on;
title(sprintf('Похибка сили, RMSE = %.4f Н', RMSE_F));
xlabel('Час, с'); ylabel('\Delta F, Н');
axis tight

figure(3);
stem((0:length(frame_starts)-1)*hop/fs, ones(length(frame_starts),1),
'filled');
grid on;
title('Моменти оновлення пакетної обробки');
xlabel('Час, с');
ylabel('Пакет');

figure(4);
plot(t, RMSEF_t); grid on;
title('Ковзна оцінка точності (RMSE_F(t))');
xlabel('Час, с'); ylabel('RMSE, Н');

figure(5);
plot(t, SmoothU_t, 'LineWidth', 1.1); hold on;
plot(t, SmoothF_t, 'LineWidth', 1.1); grid on;
title('Ковзна плавність: S_U(t) та S_F(t)');
xlabel('Час, с'); ylabel('Плавність');
legend('S_U(t) (B^2)', 'S_F(t) (H^2)');

figure(6);
plot(t, CVU_t, 'LineWidth', 1.1); hold on;
plot(t, CVF_t, 'LineWidth', 1.1); grid on;
title('Ковзна стабільність: CV_U(t) та CV_F(t)');
xlabel('Час, с'); ylabel('CV, безрозм. ');
legend('CV_U(t)', 'CV_F(t)');

figure(7);
plot(t, F_ref, 'k--', 'LineWidth', 1.2); hold on;
plot(t, F_out, 'r', 'LineWidth', 1.0);
for tt = touch_times
    xline(tt, 'b--');
end

```

```

grid on;
xlabel('Час, с'); ylabel('Сила, Н');
title('Еталонна сила F_{ref}(t) та сформована сила F_{out}(t)');
legend('F_{ref}(t)', 'F_{out}(t)', 'Location', 'best');

figure(8);
plot(tau_rel, U_mean, 'LineWidth', 1.5); hold on;
xline(0, 'r--', 'LineWidth', 1.2);
grid on;
xlabel('Час відносно моменту контакту, с');
ylabel('U_{ctrl}, В');
title('Усереднений профіль керуючої напруги відносно моменту контакту');
legend('Середнє U_{ctrl}', 'Момент контакту', 'Location', 'best');

%% --- 10. Коротка довідка по налаштуванню ---
fprintf('\nРекомендації по налаштуванню:\n');
fprintf('1) Для меншої затримки: frame_len_sec = 0.04 ... 0.06\n');
fprintf('2) Для більш гладкої огинаючої: overlap = 0.75 ... 0.90\n');
fprintf('3) Для більш гладкого керування: fc_ctrl = 5 ... 8 Гц\n');
fprintf('4) Для швидшої реакції огинаючої EMG: fc_env_emg = 8 ... 15 Гц\n');
fprintf('5) Для piezo можна тримати fc_env_piezo = 15 ... 25 Гц\n');
fprintf('6) Еталон формується з EMG + piezo через Hilbert-огинаючі\n');

%% --- 11. Збільшення шрифту на всіх графіках ---
figs = findall(groot, 'Type', 'figure');

for i = 1:length(figs)
    ax = findall(figs(i), 'Type', 'axes');
    set(ax, 'FontSize', fontSizeAxes);

    for k = 1:length(ax)
        ax(k).Title.FontSize = fontSizeTitle;
        ax(k).XLabel.FontSize = fontSizeAxes;
        ax(k).YLabel.FontSize = fontSizeAxes;
    end

    lgd = findall(figs(i), 'Type', 'legend');
    set(lgd, 'FontSize', fontSizeLegend);
end
end

```

ДОДАТОК В

Довідки/акти впровадження результатів дисертації



Україна 46011, Тернопіль, вул. Гетьмана
П.Дорошенка 1а/28
Інформаційна лінія: +38 (095) 844 15 44

E-mail: infotechmed@ukr.net | www.infotechmed.com.ua

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

Вих. №30/03-1

від 30.03.2026 р.

Результатів дисертаційного дослідження Ковалика Сергія Васильовича на тему «Методи та засоби відбору біосигналів для керування активним протезом кисті руки» в ТОВ «НВП «ІНФОТЕХМЕД»

Результати, отримані Коваликом С.В. при виконанні ним дисертаційного дослідження на тему «Методи та засоби відбору біосигналів для керування активним протезом кисті руки», а саме:

- розроблено математичні моделі формування електроміографічних сигналів, що відображають м'язову активність користувача та можуть використовуватися як джерело керуючої інформації у системах біонічного протезування;

- запропоновано модель сенсорного каналу зворотного зв'язку на основі п'єзоелектричних датчиків, яка дозволяє оцінювати силу контакту між елементами протеза та об'єктом маніпуляції;

- сформовано інтегровану математичну модель системи керування біонічним протезом кисті, що поєднує канал м'язової активації та канал сенсорного контролю сили захвату;

- виконано комп'ютерне моделювання роботи системи керування біопротезом із урахуванням електромеханічної моделі приводу та стохастичних властивостей біосигналів;

Були використані у ТОВ «НВП «ІНФОТЕХМЕД» при вдосконаленні програмних продуктів компанії в частині реалізації біомехатронних систем, підвищення ефективності аналізу біомедичних сигналів адаптивних систем керування біонічними протезами верхніх кінцівок.

Даний акт не є підставою для проведення фінансових розрахунків.

Директор



Михайло БАЧИНСЬКИЙ



ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з наукової роботи
Тернопільського національного
технічного університету
імені Івана Пулюя

проф. Марушак П.О.
03 2026 р.

АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи здобувача ступеня доктора філософії (PhD) за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя *Ковалика Сергія Васильовича* на тему: «Методи та засоби відбору біосигналів для керування активним протезом кисті руки» при виконанні науково-дослідних робіт кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя.

Цим актом підтверджується, що результати дисертаційної роботи здобувача ступеня доктора філософії *Ковалика С.В.* на тему «Методи та засоби відбору біосигналів для керування активним протезом кисті руки» використано під час виконання науково-дослідної роботи «Біонічний протез кисті руки на основі ендоскелета», № державної реєстрації 0125U003760, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, спрямовані на дослідження та розроблення біотехнічних систем керування біонічними протезами верхніх кінцівок.

У межах виконання наукових досліджень використано результати дисертаційної роботи, зокрема:

- розроблено математичні моделі формування електроміографічних сигналів, що відображають м'язову активність користувача та можуть використовуватися як джерело керуючої інформації у системах біонічного протезування;
- запропоновано модель сенсорного каналу зворотного зв'язку на основі п'єзоелектричних датчиків, яка дозволяє оцінювати силу контакту між елементами протеза та об'єктом маніпуляції;
- сформовано інтегровану математичну модель системи керування біонічним протезом кисті, що поєднує канал м'язової активації та канал сенсорного контролю сили захвату;
- виконано комп'ютерне моделювання роботи системи керування біопротезом із урахуванням електромеханічної моделі приводу та стохастичних властивостей біосигналів;

- проведено дослідження характеристик системи керування, зокрема оцінювання точності формування сили захвату, стабільності режиму утримання та ефективності сенсорного зворотного зв'язку.

Застосування отриманих результатів у науково-дослідній роботі дозволило розширити можливості дослідження біомехатронних систем, підвищити ефективність аналізу біомедичних сигналів та створити наукове підґрунтя для розроблення адаптивних систем керування біонічними протезами верхніх кінцівок.

Отримані результати використовуються при виконанні подальших досліджень у галузі біомедичної інженерії, біомехатроніки та роботизованого біопротезування, а також при розробленні нових методів обробки біомедичних сигналів та інтелектуальних систем керування біотехнічними пристроями.

Керівник науково-дослідної роботи:
кандидат технічних наук, доцент,
доцент кафедри біотехнічних систем
Тернопільського національного
технічного університету
імені Івана Пулюя



Василь ДОЗОРСЬКИЙ



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
 ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
 імені ІВАНА ПУЛЮЯ

вул. Руська, 56, м. Тернопіль, 46001. Тел. (0352)52-41-81. Факс (0352)25-49-83
 http://www.tntu.edu.ua, E-mail: univ@tntu.edu.ua, Код ЄДРПОУ 05408102

30.04.2026 № 2/28-617 На №



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор ТНТУ

Олег ЛЯШУК

« 30 » 04 2026 р.

ДОВІДКА

про впровадження результатів дисертаційної роботи

Ковалика Сергія Васильовича

на тему «Методи та засоби відбору й обробки біосигналів для задачі керування біонічним протезом кисті людини», поданої на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 163 Біомедична інженерія, в освітній процес кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя.

Результати дисертаційної роботи Ковалика Сергія Васильовича, присвяченої розробленню методів відбору та обробки біосигналів для систем керування біонічними протезами кисті, впроваджено у навчальний процес кафедри біотехнічних систем під час проведення лекційних та практичних занять з дисципліни «Роботизоване біопротезування» для здобувачів освітнього рівня «Магістр» спеціальності G22 «Біомедична інженерія».

Зокрема, у навчальному процесі використано результати досліджень щодо:

- математичного моделювання електроміографічних сигналів як джерела інформації про намір користувача у системах керування біонічними протезами;
- методу віконної обробки ЕМГ- та п'єзосигналів для визначення інформативних характеристик біосигналів у режимі реального часу;
- побудови інтегрованої математичної моделі системи керування біонічним протезом кисті із використанням електроміографічного каналу керування та сенсорного зворотного зв'язку на основі п'єзоелектричних датчиків;
- алгоритмів формування керуючого сигналу електромеханічного приводу біопротеза та дослідження його роботи в середовищі MATLAB/Simulink.

Використання результатів дисертаційної роботи у навчальному процесі сприяє підвищенню рівня підготовки здобувачів освіти у галузі біомедичної інженерії, зокрема у сфері роботизованого біопротезування, обробки біомедичних сигналів та розроблення інтелектуальних систем керування біотехнічними пристроями.

Отримані результати дозволяють розширити навчально-методичне забезпечення дисципліни, а також формують у здобувачів компетентності щодо аналізу, моделювання та проектування біомехатронних систем і біонічних протезів верхніх кінцівок.

Гарант ОПП «G22 Біомедична інженерія»,
 к.т.н., доц.

Василь ДОЗОРСЬКИЙ

Завідувачка кафедри біотехнічних систем
 к.т.н., доц.

Світлана ЯВОРСЬКА

Начальник навчального відділу
 к.т.н., доц.

Ігор ТКАЧЕНКО

ДОДАТОК Г

Список публікацій здобувача за темою дисертації

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:***Публікації у наукових фахових виданнях України:***

1. Dozorskyi V., Dediv L., Kovalyk S., Dozorska O., Dediv I. Design of the endoskeleton of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Journal of TNTU. 2024. Vol. 115, № 3. P. 100–111. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2024.03.100.
2. Dediv L., Kovalyk S. Structure of the bionic hand prosthesis control system with sensor feedback. Scientific Journal of TNTU. 2025. Vol. 119, № 3. P. 45–55. DOI: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2025.03.045.
3. Khvostivskyi M., Kovalyk S. Integrated mathematical model of the control system for upper-limb bioprosthesis based on EMG and piezoelectric signals. Herald of Khmelnytskyi National University. Technical Sciences. 2025. № 359. P. 31-37. DOI: <https://doi.org/10.31891/2307-5732-2025-359-74>.
4. Kovalyk S., Khvostivskyi M. Method and algorithm of windowed processing of EMG and piezoelectric signals for the formation of control actions in bioprostheses. Perspective Technologies and Devices. 2025. Vol. 27, № 1. P. 21–28. DOI: <https://doi.org/10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2025-27-1>.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

5. Дедів Л. Є., Кубашок А. В., Ковалик С. В. Спосіб реалізації тактильних відчуттів для біокерованого протеза кисті руки. Актуальні проблеми науки, освіти і суспільства: досвід та перспективи: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції. Дрогобич: ЦФЕНД, 2023. Ч. 3. С. 46-47.
6. Дедів Л.Є., Дозорський В.Г., Ковалик С.В., Кукурудза В.А. Рука-маніпулятор для роботизованої хірургії. Modern Scientific Challenges are the Driving Force of the Development of Scientific Research: Proceedings of the XXIV International Scientific and Practical Conference. Bruges, Belgium, 2024. С. 213-214.

7. Dediv L., Dozorska O., Kukuruza V., Nykytyuk V., Kovalyk S. Computer simulation modeling of voice signals in the MATLAB environment for the task of computerized diagnostic systems testing. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). 2023. Vol. 3468. P. 257–262. ISSN 1613-0073.

8. Dediv L. Ye., Dozorskyi V. H., Kovalyk S. V., Kubashok A. V. Design of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Achievements and Innovations as a Way to Success: Proceedings of the XXI International Scientific and Practical Conference. Vilnius, Lithuania, 2024. P. 226-227.

9. Tymkiv P., Kłos-Witkowska A., Bahrii-Zaiats O., Kovalyk S. Smart prosthetics in surgery: AI-driven tactile feedback using piezoelectric sensors. Proceedings of the 1st International Workshop on Bioinformatics and Applied Information Technologies (BAIT-2024). 2024. Vol. 3842. P. 208-217. ISSN 1613-0073.