

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико–електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Система керування протезом верхньої кінцівки на основі
електроміографічних сигналів

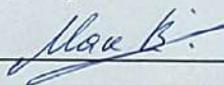
Виконав: студент 2 курсу, групи БМІ–24м,
спеціальність 163 Біомедична інженерія

 Гуменюк К.М.

Керівник: к.т.н., доцент, зав. каф. БМІОЕС

 Коваль Л. Г.

Опонент: к.т.н., старший викладач каф. ІСТ

 Макогон В.І.

Допущено до захисту

Зав. кафедри БМІОЕС

Коваль Л. Г. 

« 8 » 12 2025 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти – другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

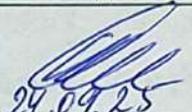
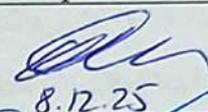
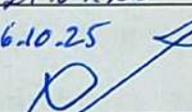
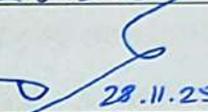
Гуменюку Костянтину Миколайовичу

1. Тема роботи: Система керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів
Керівник роботи: Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС
затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.
3. Вихідні дані до роботи: науково-технічна та медична література з питань протезування верхніх кінцівок і електроміографічних систем керування, інформація про сучасні біонічні протези та ЕМГ-сенсори, матеріали і технології виготовлення корсетів, а також результати експериментального тестування розроблених конструкцій.
4. Зміст текстової частини: аналіз видів ампутацій верхніх кінцівок та особливостей їх протезування, огляд принципів функціонування біонічних протезів і систем керування на основі електроміографічних сигналів, обґрунтування вибору конструкції та матеріалів гнучкого корсету, розроблення

і виготовлення експериментальних зразків, проведення тестування на пацієнтах та порівняльна оцінка ефективності традиційних і розроблених корсетів.

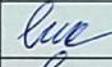
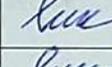
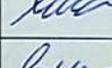
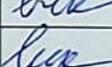
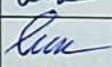
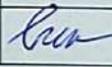
5. Перелік ілюстративного матеріалу: схеми рівнів ампутацій верхньої кінцівки, структурні та блок-схеми системи керування біонічним протезом, зображення виготовлених корсетів, результати експериментального тестування, а також порівняльні таблиці й діаграми ефективності.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС	 24.09.25	 8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 6.10.25	 28.11.25

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач

Костянтин ГУМЕНЮК

Керівник роботи

Леонід КОВАЛЬ

АНОТАЦІЯ

Гуменюк К. М. Система керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо–професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. – 94 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 34 найм.; 46 рис.; 9 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі розглянуто сучасні підходи до протезування верхніх кінцівок, зокрема при високих ампутаціях, а також принципи керування біонічними протезами на основі електроміографічних сигналів. Проведено аналіз видів ампутацій верхніх кінцівок, особливостей застосування електронних ліктів, ротаторів та біонічних кистей, а також сучасних систем ЕМГ–керування.

У другому розділі досліджено традиційні технології виготовлення корсетів для кріплення ЕМГ–сенсорів та обґрунтовано доцільність використання гнучких матеріалів. Здійснено підбір матеріалів і розроблено конструкцію гнучкого корсету з інтегрованими ЕМГ–сенсорами, придатного для використання з різними системами керування біонічними протезами.

У третьому розділі проведено експериментальне тестування розроблених корсетів на пацієнтах з високими ампутаціями та остеоінтеграцією. Виконано порівняльний аналіз ефективності традиційних твердих і новостворених гнучких корсетів за комплексом функціональних, ергономічних та експлуатаційних характеристик. Показано, що застосування гнучкого корсету значно підвищує стабільність зчитування ЕМГ–сигналів, комфорт користування та загальну ефективність керування біонічним протезом.

У четвертому розділі виконано економічне обґрунтування доцільності впровадження розробленої системи керування та гнучкого корсету у практику протезування. Проведено оцінку собівартості виготовлення, порівняння з традиційними рішеннями та визначено економічний ефект від використання

запропонованої розробки. Показано, що розроблене рішення є економічно доцільним і доступним для практичного застосування.

Результати роботи підтверджують доцільність впровадження розробленої системи керування протезом верхньої кінцівки в сучасну клінічну та реабілітаційну практику.

Ключові слова: протезування, верхня кінцівка, біонічний протез, електроміографічні сигнали, ЕМГ–сенсори, гнучкий корсет, система керування.

ABSTRACT

Humenyuk K. M. Control System for an Upper Limb Prosthesis Based on Electromyographic Signals : Master's Qualification Thesis in specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program "Intelligent Artificial Implants and Medical Devices in Bioengineering". Vinnytsia : VNTU, 2025. – 94 p.

In Ukrainian. References: 34 items; 46 figures; 9 tables.

This master's qualification thesis addresses modern approaches to upper limb prosthetics, particularly in cases of high-level amputations, and investigates control systems for bionic prostheses based on electromyographic (EMG) signals. An analysis of upper limb amputation types, functional principles of bionic prostheses, electronic elbows, wrist rotators, and EMG-based control systems is presented.

The second chapter examines traditional technologies for manufacturing corsets used to mount EMG sensors and substantiates the feasibility of using flexible materials. A flexible corset with integrated EMG sensors is designed, and suitable materials are selected to ensure comfort, adaptability, and compatibility with various prosthetic control systems.

The third chapter presents experimental testing of the developed corsets on patients with high-level amputations and osseointegration. A comparative analysis of traditional rigid corsets and the newly developed flexible corsets is conducted using functional, ergonomic, and operational criteria. The results demonstrate that the flexible corset significantly improves EMG signal stability, user comfort, and overall prosthetic control efficiency.

The fourth chapter provides an economic assessment of the proposed control system and flexible corset. Manufacturing costs are analyzed, a comparison with conventional solutions is performed, and the economic feasibility and potential benefits of implementing the proposed development in clinical practice are evaluated.

The obtained results confirm the effectiveness, practical relevance, and economic feasibility of the proposed upper limb prosthesis control system for modern prosthetic and rehabilitation applications.

Keywords: prosthetics, upper limb, bionic prosthesis, electromyographic signals, EMG sensors, flexible corset, control system.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ.....	10
1.1 Види ампутацій верхніх кінцівок	10
1.2 Протезування верхніх кінцівок.....	12
1.3 Біонічний протез принцип функціонування.....	16
1.4 EMG–сенсор: принципи роботи та використання	27
1.5 Фактори, що впливають на точність зчитування м’язових сигналів в існуючих системах.....	32
Висновки до розділу 1.....	35
2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА.....	37
2.1 Технологічні підходи до виготовлення традиційних корсетів	37
2.2 Матеріалознавчий аналіз та вибір компонентів для гнучкого корсету	39
2.3 Розробка та експериментальне виготовлення гнучких корсетів	47
Висновок до розділу 2.....	51
3 ЕКСПЕРЕМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА.....	53
3.1 Проведення експериментальних випробувань на пацієнтах	53
3.2 Оцінка функціональної придатності різних видів корсетів	59
Висновок до розділу 3.....	63
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	65
4.1 Технологічний аудит розробленої системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів	65
4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів.....	69
4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів	73

	6
Висновок до розділу 4.....	78
ВИСНОВОК	79
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	81
Додаток А Ілюстративна частина.....	85
Додаток Б Протокол перевірки роботи	93

ВСТУП

Сучасний розвиток біомедичної інженерії, відновної медицини та протезобудування забезпечує нові можливості для реабілітації пацієнтів із травматичними ампутаціями верхніх кінцівок. Особливої актуальності ця проблема набула в Україні внаслідок зростання кількості військових та цивільних осіб, які отримали складні поранення та високі ампутації плечового пояса у результаті бойових дій. Традиційні протези не здатні забезпечити достатню функціональність, а пацієнти часто стикаються з низькою точністю керування, дискомфортом під час носіння та недостатньою адаптивністю систем зчитування м'язових сигналів.

Біонічні протези, що використовують електроміографічні (ЕМГ) сигнали для керування, відкривають можливості для відновлення складних рухів кисті, захватів та маніпуляцій об'єктами. Однак якість роботи таких систем залежить насамперед від стабільності та достовірності ЕМГ–сигналів, отриманих зі шкіри пацієнта. Змінна анатомія кукси, рубцеві тканини, зменшені м'язові групи та нерівномірний тиск традиційних кріплень призводять до появи шумів, збоїв у зчитуванні сигналів або повної відсутності можливості використання біонічного протеза.

Особливу складність становлять пацієнти з високими ампутаціями, коли сенсори неможливо розташувати на залишку кінцівки. У таких випадках застосовують альтернативні зони зчитування ЕМГ–сигналів – м'язи грудної клітки та спини. Проте традиційні тверді системи кріплення не здатні забезпечити достатній контакт сенсорів зі шкірою, що призводить до низької точності керування протезом, а інколи робить використання протеза неможливим.

У зв'язку з цим постає завдання розробки адаптивного інтерфейсу для зчитування ЕМГ–сигналів, який забезпечить високу точність, надійність та комфорт. Одним із перспективних рішень є створення гнучкого корсету з інтегрованими ЕМГ–сенсорами, здатного рівномірно охоплювати тіло пацієнта,

забезпечувати стабільний контакт та значно покращувати якість сигналу. Поєднання такого корсету із сучасними алгоритмами обробки електроміографічних даних створює підґрунтя для формування ефективної системи керування біонічним протезом верхньої кінцівки.

Розробка та дослідження таких систем має важливе теоретичне та практичне значення: вона сприятиме покращенню результативності протезування, підвищенню функціональних можливостей пацієнтів та інтеграції інноваційних рішень у національну систему медичної реабілітації.

Актуальність дослідження:

- різким збільшенням кількості пацієнтів із високими ампутаціями верхніх кінцівок внаслідок воєнних дій в Україні;
- недостатньою ефективністю традиційних методів протезування, що не забезпечують точне зчитування ЕМГ–сигналів та стабільне керування протезом;
- потребою у створенні нових адаптивних інтерфейсів між тілом пацієнта та системою керування протезом;
- важливістю підвищення функціональності біонічних протезів і рівня автономності користувачів;
- необхідністю розробки рішень, які можуть бути масштабовані для використання у протезних центрах України.

Таким чином, створення системи керування протезом верхньої кінцівки на основі ЕМГ–сигналів із використанням гнучкого корсету є важливим і перспективним напрямом, що має значний соціальний та науковий ефект.

Об’єкт дослідження: процес керування біонічним протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів.

Предмет дослідження: методи зчитування, обробки та інтерпретації ЕМГ–сигналів, а також конструктивні та функціональні особливості гнучкого корсету з інтегрованими ЕМГ–сенсорами у складі системи керування біонічним протезом.

Мета дослідження: підвищення ефективності системи керування біонічним протезом верхньої кінцівки шляхом удосконалення зчитування ЕМГ–

сигналів за допомогою гнучкого корсету з інтегрованими сенсорами та застосування сучасних алгоритмів аналізу електроміографічних даних.

Наукова новизна роботи:

1. Запропоновано конструкцію гнучкого корсету для інтегрованого розміщення ЕМГ–сенсорів у пацієнтів із високими ампутаціями плеча.
2. Розроблено підхід до підвищення стабільності зчитування ЕМГ–сигналів шляхом рівномірного розподілу тиску на поверхню тіла.
3. Обґрунтовано використання альтернативних зон зчитування ЕМГ–сигналів (груди та спина) для керування протезом.
4. Досліджено ефективність біонічного протезування при застосуванні гнучкого корсету у порівнянні з традиційними твердими системами фіксації сенсорів.
5. Розроблено концепт інтегрованої системи керування, яка поєднує апаратну та програмну частини для підвищення точності інтерпретації ЕМГ–сигналів.

1 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

1.1 Види ампутацій верхніх кінцівок

Ампутація верхньої кінцівки – це хірургічне видалення руки або її частини, яке може бути зумовлене травматичними ушкодженнями, хронічними захворюваннями, ускладненнями інфекцій, онкологічними процесами або вродженими аномаліями. Втрата верхньої кінцівки є надзвичайно складним випробуванням для пацієнта, оскільки верхні кінцівки відіграють ключову роль у виконанні широкого спектра повсякденних дій, що потребують точної координації та дрібної моторики: письмо, самообслуговування, робота з інструментами, харчування, одягання тощо.

Існує декілька рівнів ампутацій верхньої кінцівки, кожен із яких визначає можливості подальшого протезування та вибір технологій відновлення функцій. Узагальнені рівні ампутацій наведено на рисунку 1.1.

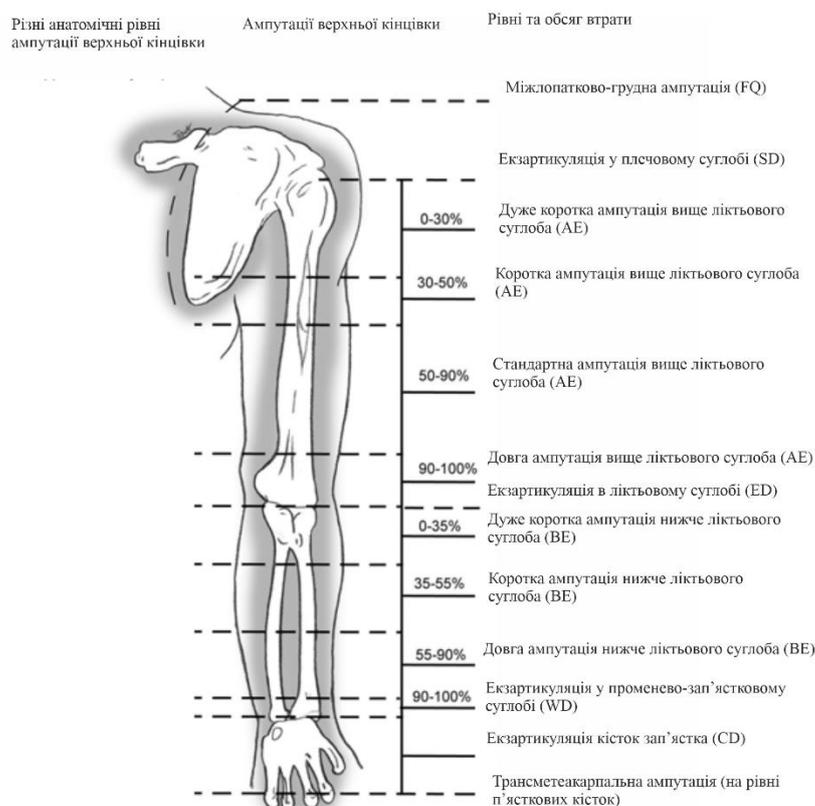


Рисунок 1.1 – Рівні ампутації верхньої кінцівки [1]

До основних рівнів ампутацій належать:

- ампутація пальців кисті;
- часткова ампутація кисті;
- ампутація на рівні променево–зап'ясткового суглоба;
- трансрадіальна ампутація (на рівні передпліччя);
- ампутація на рівні ліктьового суглоба;
- трансгумеральна ампутація (на рівні плеча);
- екзартикуляція у плечовому суглобі;
- міжлопатково–грудна ампутація (флеш–ампутація).

Кожен із цих рівнів створює різні технічні й медичні виклики для протезування, оскільки доступний обсяг м'язових тканин, нервових закінчень і можливих зон встановлення сенсорів суттєво відрізняється.

Ампутації в умовах війни: сучасний контекст

У сучасних умовах, коли Україна зазнає наслідків повномасштабної війни, кількість людей із ампутаціями верхніх кінцівок зростає щороку. Значна частина таких травм є результатом бойових поранень, вибухової дії, поранень високої енергії або неможливості своєчасної евакуації із зони бою. Саме тому спостерігається збільшення випадків складних та високих ампутацій, які потребують спеціалізованих методів протезування.

Однією з поширених причин високих ампутацій у військових є турнікетний синдром. У польових умовах турнікет часто залишається на кінцівці значно довше, ніж дозволяють медичні стандарти. Тривале перетискання судин призводить до ішемії, некрозу м'язів та незворотних патологічних змін у тканинах, що унеможливорює збереження кінцівки, навіть після евакуації та проведення хірургічного втручання [2]. Таким чином, рятуючи життя пораненому, медики нерідко змушені проводити ампутацію на високому рівні плеча.

Проблеми протезування при високих ампутаціях

Високі ампутації верхньої кінцівки є найскладнішими для відновлення через:

- відсутність достатньої кількості м'язів для стандартного розміщення

ЕМГ–сенсорів;

- значні рубцеві зміни тканин; – малу площу залишку кінцівки;
- складність підбору та фіксації протезного приймального гнізда;
- низьку ефективність традиційних тягових та механічних протезів.

Такі пацієнти часто не можуть користуватися класичними біонічними протезами або вимушені відмовлятися від них через складність керування й низьку точність зчитування м'язових сигналів. У більшості випадків саме нестабільний контакт ЕМГ–сенсорів є ключовою проблемою, яка унеможлиблює реалізацію навіть найсучасніших технологій протезування.

Необхідність нових інженерних рішень

Для забезпечення можливості протезування пацієнтів із високими ампутаціями необхідні альтернативні підходи, зокрема використання:

- ЕМГ–сенсорів, розміщених на грудях та спині;
- остеоінтеграції для механічної фіксації протеза;
- адаптивних м'яких інтерфейсів для зчитування біоелектричної активності.

Одним із перспективних рішень є розробка гнучкого корсету з інтегрованими ЕМГ–сенсорами, який забезпечує щільний контакт із тілом, зменшує артефакти руху й підвищує точність керування біонічним протезом, що є критично важливим для пацієнтів зі складними травмами.

1.2 Протезування верхніх кінцівок

Технологічний прогрес останніх десятиліть спричинив суттєві зміни у сфері протезування верхніх кінцівок. Сучасні біонічні системи дедалі точніше відтворюють природні рухи руки, долоні та пальців, забезпечуючи користувачам можливість виконувати широкий спектр рухових дій, які раніше були недоступними. Завдяки впровадженню електроміографічних (ЕМГ) систем керування процес навчання користування протезом стає значно простішим, оскільки управління здійснюється за рахунок природних м'язових скорочень, а не додаткових, неприродних рухів тулуба чи плечового поясу.

У сучасній практиці протези верхніх кінцівок умовно поділяють на дві основні групи:

Механічні протези ґрунтуються на передачі руху від залишкової кінцівки або інших м'язів тіла. Такі протези кріпляться до кукси за допомогою твердого приймального гнізда – куксоприймача, який виготовляється індивідуально з жорстких полімерних або композитних матеріалів. Для активації механізмів протеза (відкривання кисті, згинання ліктя тощо) використовуються джгути, троси та важелі, що перетворюють рухи плеча, грудних м'язів або спини на механічну силу.

Основні характеристики механічних протезів:

- простота конструкції;
- висока надійність;
- відсутність електроніки;
- залежність від потужності рухів кукси;
- низька функціональність у складних ампутаціях.

У складних випадках – особливо при високих ампутаціях плеча – механічні протези практично неможливо ефективно використовувати через брак м'язових груп, необхідних для формування достатнього зусилля.

Біонічні (електричні, міоелектричні) протези є сучасним напрямом розвитку протезування. Вони використовують електроміографічні сигнали, що зчитуються з м'язів пацієнта, для керування рухами кисті, пальців і ліктьового механізму. Такі системи включають:

- ЕМГ–сенсори, які реєструють м'язову активність;
- мікропроцесорні блоки, що аналізують сигнали в реальному часі;
- електромеханічні актуатори, які виконують рух;
- електромотори точного позиціонування.

Біонічні протези забезпечують:

- інтуїтивне керування;
- можливість виконання дрібної моторики;
- програмовані режими захвату;

– високий рівень адаптивності до користувача.

Попри технічну досконалість, вони, так само як і механічні, здебільшого використовують класичний твердий куксоприймач. Якість прилягання куксоприймача до кукси визначає стабільність сигналу, комфорт та можливість реальної експлуатації протеза.

Проблеми протезування при високих ампутаціях

У пацієнтів із високими ампутаціями, коли зберігається лише приблизно третина плечової кістки або навіть менше, виникають суттєві труднощі:

- неможливо створити достатньо стабільне кріплення протеза;
- площа для розміщення ЕМГ–сенсорів є недостатньою;
- наявні рубці та нерівності ускладнюють фіксацію куксоприймача;
- користувач швидко відмовляється від протеза через біль, нестабільність та втому.

У таких випадках навіть найсучасніші біонічні протези можуть бути неефективними, оскільки немає надійного інтерфейсу між тілом та протезом.

Остеоінтеграція – сучасний підхід до складних ампутацій

Одним із прогресивних рішень у протезуванні високих ампутацій є остеоінтеграція – метод прямого кріплення протеза до кістки, без використання куксоприймача.

Остеоінтеграція – це процес структурного та функціонального зрощення кісткової тканини з поверхнею титанової імплантованої системи. У результаті формується стійкий вузол кріплення, частина якого (абатмент) виступає назовні та слугує платформою для фіксації протеза.

На рисунку 1.2 показано принцип кріплення протеза до остеоінтегрованого абатмента. З'єднання виконується за допомогою спеціальної шайби PUCK, яка рівномірно розподіляє навантаження та зменшує ризик пошкодження імплантату.



Рисунок 1.2 – Кріплення протеза до абатмента: А – загальний вигляд пацієнта; Б – абатмент з одягнутою шайбою PUCK; В – пацієнт з встановленим протезом.

Переваги остеоінтеграції:

- відсутність тиску на м'які тканини кукси;
- усунення проблеми натирання, перегріву та набряку;
- висока стабільність кріплення протеза;
- точніша передача зусилля;
- можливість вільного щоденного використання протеза незалежно від зміни форми кукси.

Для пацієнтів із високими ампутаціями цей метод є часто єдиним варіантом, який дозволяє взагалі користуватися протезом.

Попри всі переваги, остеоінтеграція не вирішує ключову проблему – зчитування стабільних ЕМГ-сигналів. Високі ампутації не забезпечують достатню площу для розміщення сенсорів, а традиційні поверхневі електроди у зонах грудей і спини працюють нестабільно через:

- рух шкіри;
- нещільний контакт;

- артефакти від дихання;
- ковзання сенсора.

Ці фактори роблять управління протезом ненадійним і потребують нового технологічного рішення.

1.3 Біонічний протез принцип функціонування

Біонічні протези верхніх кінцівок є складними електромеханічними системами, які відтворюють функції втрачених сегментів руки за допомогою електроміографічних сигналів, датчиків, мікропроцесорних блоків та електроприводів. Конструкція біонічного протеза та його функціональні можливості напряду залежать від рівня ампутації. У межах даної роботи розглядаються найскладніші клінічні випадки, а саме ампутації вище середини плечової кістки, коли користувачу необхідно встановлювати комплексний протез, що складається з:

- електронного ліктя,
- модулю ротації передпліччя,
- біонічної кисті.

Кожен із цих компонентів може виготовлятися різними виробниками, або входити до інтегрованої системи однієї компанії (наприклад, Ottobock), що забезпечує сумісність електронних модулів та алгоритмів керування. Виробники біонічних ліктів використовують власні технічні стандарти, протоколи керування та конструктивні рішення, тому вибір системи значною мірою залежить від індивідуальних потреб пацієнта та специфіки протезного центру.

Електронний лікоть забезпечує згинання й розгинання кінцівки, підтримку навантажень і плавність рухів. Він працює від одного або кількох електродвигунів та використовує:

- датчики положення (кутові енкодери) для визначення поточної позиції,
- мікропроцесорний блок для фільтрації й обробки сигналів,
- електромеханічні редуктори для передачі зусилля,
- акумуляторний модуль, який може бути спільним для всієї протезної

системи.

Серед провідних компаній, що виготовляють електронні лікті, можна виокремити:

- Ottobock (Німеччина)

Світовий лідер у сфері ортопедії та протезування. Один із найфункціональніших ліктів компанії – DynamicArm Plus, який представлено на рисунку 1.3.



Рисунок 1.3 – Електронний лікоть DynamicArm Plus [4]

DynamicArm Plus відомий високою потужністю, енергоефективністю та швидкістю реакції на вхідні сигнали.

- Steeper Group (Велика Британія)

Один із найбільших європейських виробників біонічних протезів. Компанія випускає лінійку ліктів Espire, де модель Espire Pro є однією з найпродуктивніших для важких протезувань.

На рисунку 1.4 наведено зовнішній вигляд електронного ліктя Espire Pro.



Рисунок 1.4 – Електронний лікоть Espire Pro [5]

Fillauer (США). Компанія з більш ніж сторічною історією, що спеціалізується на складних протезних компонентах. Однією з інноваційних розробок є лікоть Utah Arm 3+, що поєднує міоелектричне керування, ротаційний модуль та високу чутливість сенсорів.

На рисунку 1.5 представлено Utah Arm 3+.



Рисунок 1.5 – Електронний лікоть Utah Arm 3+ [6]

Робота біонічного протеза базується на послідовній взаємодії трьох основних підсистем:

Поверхневі електроміографічні сенсори встановлюються на м'язи грудей, спини або залишкової частини плеча.

Вони реєструють мікрвольтні електричні імпульси м'язової активності, підсилюють сигнал, передають його у контролер протеза.

Стабільність роботи цієї системи визначає точність рухів усіх модулів протеза.

Мікропроцесор виконує: фільтрацію сигналів (усунення шумів), визначення амплітуди і частоти ЕМГ-імпульсів, аналіз патернів м'язової активності, формування керуючих команд для електроприводів, синхронізацію рухів ліктя, ротатора й кисті.

Цей компонент фактично є “мозком” біонічної системи.

Команди мікропроцесора передаються на: серводвигуни ліктя, мотор ротатора передпліччя, моторизовані модулі кисті (захвати, позиції пальців).

Сучасні кисті можуть відтворювати 8–14 різних типів захватів, включаючи:

- трипальцевий захват,
- щипковий захват,
- бічний захват,
- силовий захват,
- режим “автоматичного обертання предмета” тощо.

У таблиці 1.1 наведено порівняльні характеристики електронних ліктів DynamicArm Plus (Ottobock), Espire Pro (Steeper Group), Utah Arm 3+ (Fillauer).

Щоб пацієнту не доводилося вручну обертати кисть протеза, у біонічних системах застосовують спеціальний компонент – **електронний ротатор**. Він забезпечує повне або часткове обертання кисті навколо своєї осі, дозволяючи користувачу виконувати повсякденні завдання без зовнішньої допомоги. Ротатор отримує керуючі сигнали від ЕМГ-сенсорів та синхронізується з роботою ліктя й кисті, забезпечуючи плавність та точність рухів.

Таблиця 1.1 – Технічні характеристики електронних ліктів компаній Ottobock, Steeper Group та Fillauer [4, 5, 6]

Характеристика	DynamicArm Plus (Ottobock)	Espire Pro (Steeper Group)	Utah Arm 3+ (Fillauer)
Маса	~ 980 г	~ 1100 г	~ 960 г
Максимальне навантаження	до 50 кг	до 45 кг	до 52 кг
Швидкість згинання/розгинання	120°/с	100°/с	110°/с
Кут згинання	0–145°	0–135°	0–150°
Тип керування	Міоелектричне / сенсорне	Міоелектричне / перемикачі	Подвійний EMG–канал
Джерело живлення	7.4–12 В (зовнішній акумулятор)	7.4 В	7.4–14.8 В
Система ротації передпліччя	Вбудована або зовнішня	Зовнішня	Вбудована
Вологозахист	IP42	IP41	Відсутній/залежить від конфігурації
Особливості	Висока плавність руху, тиха робота редуктора	Дуже легке обслуговування, модульна конструкція	Висока точність керування, підтримка складних EMG–патернів
Сумісність з біонічними кистями	Michelangelo, Bebionic, MyoHand	Bebionic, MyoHand, Taska	Bebionic, iLimb, Taska
Виробництво	Німеччина	Велика Британія	США

Конструктивно ротатор розташовується дистальніше ліктьового суглоба, тобто між електронним ліктем та біонічною кистю. Це дає змогу оптимально розподілити навантаження та забезпечити правильну біомеханіку руху.

На рисунку 1.6 наведено ротатор фірми Fillauer – модель Motion Control Wrist Rotator, який широко застосовується у сучасних біонічних протезах.



Рисунок 1.6 – Ротатор Motion Control Wrist Rotator [7]

У таблиці 1.2 подано його технічні характеристики.

Таблиця 1.2 – Технічні характеристики ротатора Motion Control Wrist Rotator [7]

Характеристика	Значення
Маса	~ 140 г
Максимальний крутний момент	7.8 Н·м
Швидкість обертання	300°/с
Діапазон обертання	360° (повний оберт)
Тип керування	ЕМГ / перемикач / пропорційне керування
Живлення	12 В від системного акумулятора
Сумісність	Більшість біонічних кистей (iLimb, Bebionic, Motion Control Hand, Taska Hand)
Тип приводу	Безщітковий електродвигун
Особливості	Низький рівень шуму, високий крутний момент, плавний старт і зупинка

Сучасний ринок біонічних протезів верхніх кінцівок стрімко розвивається, і сьогодні у світі існують десятки виробників високотехнологічних біонічних

кистей. Серед них особливу увагу привертають компанії VINCENT Systems (Німеччина), TASKA Prosthetics (Нова Зеландія) та COVVI (Велика Британія). Їхні вироби відрізняються високою функціональністю, надійністю, різноманітністю режимів захвату та можливостями персоналізації під потреби користувача.

На рисунку 1.7 зображено біонічну долоню VINCENT evolution 4 – двоканальну, водозахищену кисть німецького виробництва, відому своїми точними рухами та можливістю роботи в умовах підвищеної вологості.



Рисунок 1.7 – Біонічна долоня VINCENT evolution 4 [8]

Компанія TASKA пропонує одні з найміцніших та найпрактичніших біонічних долонь на ринку. Модель TASKA Hand Gen 2 належить до попереднього покоління та відзначається високою надійністю, що робить її популярною у військових та активних користувачів. Її зовнішній вигляд наведено на рисунку 1.8.



Рисунок 1.8 – Біонічна долоня TASKA Hand Gen 2 [9]

Нове покоління компанії представлене моделлю TASKA CX, яка має покращену моторну систему, нижчу масу та розширені можливості керування. Її зображено на рисунку 1.9.



Рисунок 1.9 – Біонічна долоня TASKA CX [10]

Компанія COVVI створила одну з найестетичніших і водночас

технологічно просунутих біонічних кистей на ринку. Модель COVVI Hand вирізняється широким набором режимів захвату та гнучкою системою конфігурації під користувача. Вона представлена на рисунку 1.10.



Рисунок 1.10 – Біонічна долоня COVVI [11]

Технічні характеристики цих біонічних долонь наведені в таблиці 1.3.

Біонічний протез є комплексною системою, що включає кілька взаємопов'язаних модулів. Для наочного відображення принципу їх взаємодії на рисунку 1.11 подано блок-схему функціонування біонічного протеза.

Таблиця 1.3 – Технічні характеристики біонічних долонь VINCENTevolution4, TASKA HandGen2, TASKA CX та COVVI Hand [8–11]

Характеристика	VINCENTevolution4	TASKA HandGen2	TASKA CX	COVVI Hand
Маса	~ 520 г	~ 580 г	~ 480 г	~ 450 г
Кількість моторів	6 (індивідуальний привід пальців)	5	6	6
Кількість режимів захвату	14+	12	15+	12+
Швидкість закриття кисті	1.2 с	1.4 с	1.1 с	1.3 с
Максимальна сила захвату	120 Н	160 Н	140 Н	150 Н
Ступінь захисту	IP67 (водозахист)	IP65	IP67	IP54
Тип керування	2-канальне EMG / пропорційне	EMG / перемикачі	2-4 канали EMG / пропорційне	EMG / додаткова мобільна конфігурація
Живлення	7.4 В	7.4 В	7.4 В	7.4 В
Матеріали корпусу	Карбон, алюмінієві елементи	Підсилені полімери	Полімери нового покоління	Алюмінієвий каркас, композити
Особливості	Водозахист, тиха робота моторів	Висока міцність, ударостійкість	Низька маса, швидка реакція	Преміальний дизайн, повна індивідуалізація

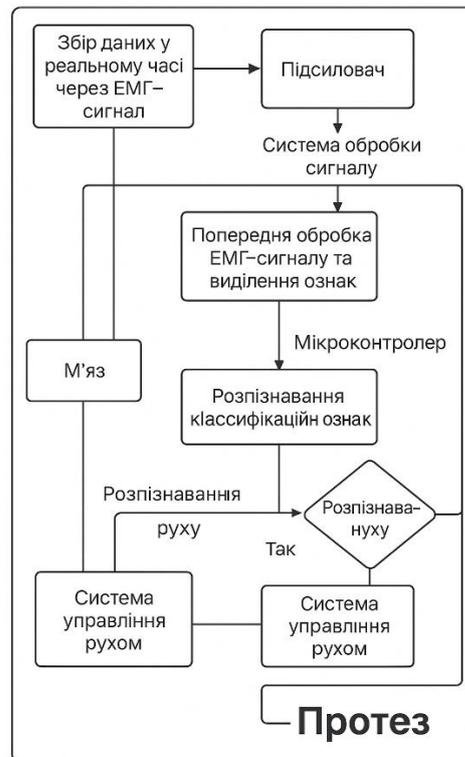


Рисунок 1.11 – Блок-схема роботи біонічного протезу

Коли м'яз скорочується, у його волокнах виникає електричний потенціал, що є результатом активації м'язової тканини. Електроміографічний (ЕМГ) сенсор реєструє цей потенціал у реальному часі та перетворює його на електричний сигнал, придатний для подальшої обробки. Отриманий сигнал надходить до системи обробки, де спочатку проходить підсилення для покращення співвідношення сигнал/шум, після чого передається на мікроконтролер.

У мікроконтролері сигнал зазнає попередньої обробки: виконується фільтрація, нормалізація та виділення ознак, які є інформативними для визначення типу м'язової активності. Далі ці ознаки класифікуються для ідентифікації відповідного руху. Якщо класифікація успішна, мікроконтролер генерує команду для системи керування рухом, активуючи необхідні мотори чи актуатори залежно від розпізнаного жесту чи дії.

У випадку, коли рух не може бути коректно розпізнаний, мікроконтролер або не формує керуючу команду, або обирає найбільш імовірний рух відповідно

до класифікаційних характеристик отриманого сигналу.

1.4 EMG–сенсор: принципи роботи та використання

Як було зазначено у попередніх розділах, ключовим елементом сучасних біонічних протезів верхніх кінцівок є система керування, що базується на електроміографічних (ЕМГ) сигналах. Саме ЕМГ забезпечує можливість інтерпретації м'язової активності користувача та перетворення її на керуючі команди для електромеханічних компонентів протеза.

Історія електроміографії бере свій початок у кінці XVIII століття, коли Луїджі Гальвані вперше описав явище біоелектричної активності м'язової тканини. Його дослідження стали фундаментом для формування концепції електричного походження м'язових скорочень. Проте практичне застосування ЕМГ у наукових та медичних цілях почалося лише у XX столітті, коли з'явилися перші прилади, здатні реєструвати електричні потенціали, що генеруються м'язами.

Початково електроміографія застосовувалася переважно у клінічній неврології для діагностики нервово–м'язових порушень. З часом техніка реєстрації вдосконалювалася, з'явилися поверхневі ЕМГ–датчики, що дозволило розширити сферу застосування до спорту, реабілітації, біомеханіки та, згодом, – протезування.

ЕМГ–сенсори фіксують електричні потенціали, що виникають у м'язових волокнах під час їх скорочення. Поверхневі електроди, які розміщуються на шкірі, реєструють сумарний електричний імпульс м'язової групи. Сигнал передається до системи обробки, де:

1. Підсилюється, щоб покращити співвідношення сигнал/шум.
2. Фільтрується для усунення перешкод та артефактів.
3. Перетворюється у цифрову форму для подальшої інтерпретації.
4. Аналізується мікроконтролером, який визначає, який саме рух мав на меті користувач.
5. Передається на виконавчі механізми (моторні модулі), які відтворюють потрібну дію.

Завдяки цьому користувач отримує можливість контролювати кисть, зап'ястя чи лікоть протеза так само, як і природну кінцівку – шляхом активації відповідних м'язів.

Сьогодні існує декілька провідних виробників ЕМГ–сенсорів, які формують ринок міоелектричного керування біонічними протезами. До найвідоміших належать:

- Ottobock (Німеччина)
- Steeper Group (Велика Британія)
- VINCENT Systems (Німеччина)
- IBT – Infinite Biomedical Technologies (США)
- Coapt (США)

Ці компанії пропонують широкий спектр ЕМГ–електродів – від класичних одноканальних до багатоканальних систем з розпізнаванням образів (pattern recognition), що забезпечують максимально точний контроль.

ЕМГ–сенсори Ottobock. На рисунку 1.12 показано один із стандартних ЕМГ–електродів Ottobock [12].

Основні особливості:

1. Висока чутливість у низькому діапазоні м'язових сигналів.
2. Стійкість до низько– та високочастотних перешкод.
3. Титанова гіпоалергенна конструкція.



Рисунок 1.12 – ЕМГ–сенсор компанії Ottobock [12]

Компанія також виробляє Remote Electrode (рис. 1.13), призначені для роботи у режимах розпізнавання образів.



Рисунок 1.13 – Remote Electrode компанії Ottobock [13]

EMG-сенсори Steeper Group

Рисунок 1.14 демонструє EMG-сенсори компанії Steeper Group, які є аналогами Ottobock, але мають власні технічні переваги [14].

Основні характеристики:

1. Пропорційний вихідний сигнал.
2. Сумісність з протезами більшості виробників.
3. Підтримка роботи з дуже слабкими сигналами (від 10 мкВ).
4. Захист від електричних перешкод.
5. Регулювання посилення (EGC) для точного налаштування.

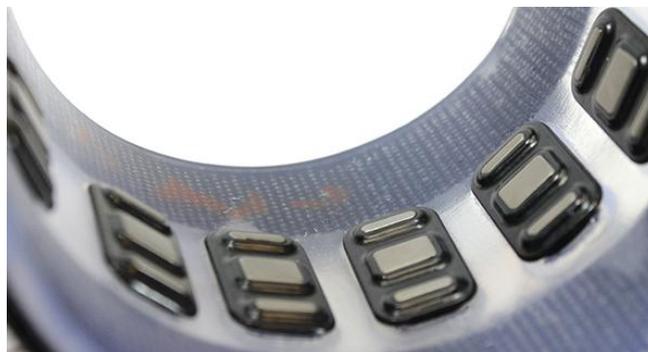


Рисунок 1.14 – EMG-сенсори Steeper Group [14]

Steeper також має систему TruSignal – набір EMG-сенсорів для pattern recognition.

EMG–сенсори VINCENT Systems

Компанія VINCENT представлена моделями VINCENTemg 1 (рис. 1.15) та VINCENTemg 2 (рис. 1.16).

Переваги:

- потужне придушення шуму;
- автоматичне визначення 50/60 Гц;
- вбудоване регулювання підсилення;
- RGB–міомонітор;
- стабільна робота при втраті контакту.



Рисунок 1.15 – EMG сенсори компанії VINCENT, VINCENTemg 1 [16]

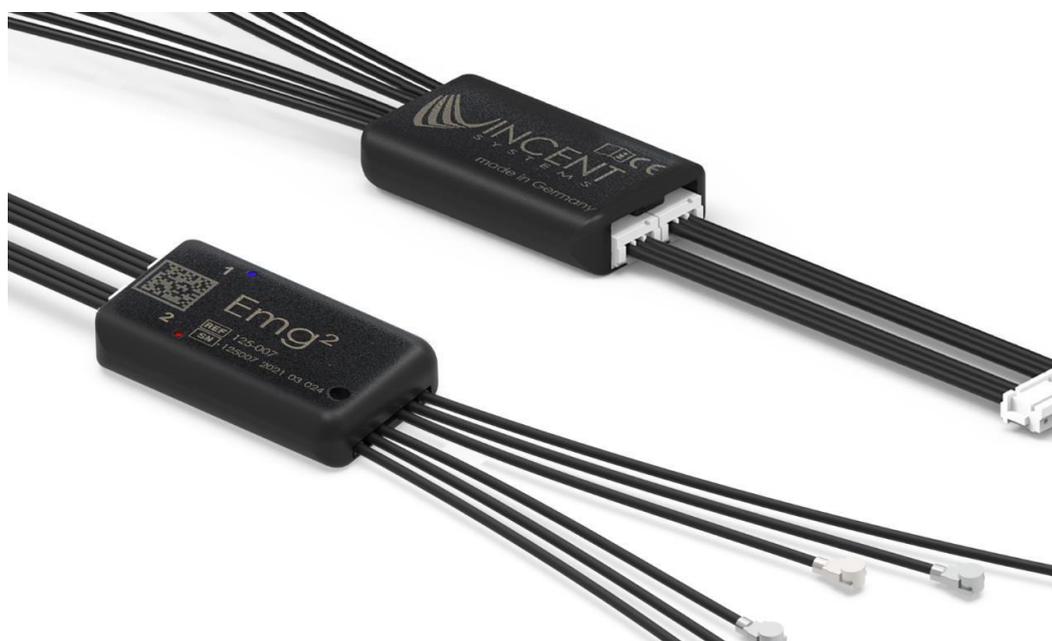


Рисунок 1.16 – EMG сенсори компанії VINCENT, VINCENTemg 2 [17]
Система Glide (IBT)

Glide – це проміжний варіант між прямим ЕМГ–керуванням та розпізнаванням образів (рис. 1.17). Система забезпечує:

- інтуїтивну навігацію,
- масштабованість,
- просте налаштування,
- сумісність з більшістю кистей та ліктів на ринку.



Рисунок 1.17 – систему Glide [18].

Coapt – піонер у сфері розпізнавання образів для керування протезами. Система використовує 8 пар ЕМГ–електродів, збираючи багатоканальний сигнал високої якості (рис. 1.18).

Coapt дозволяє користувачу «навчити» протез працювати під його індивідуальну м’язову активність.



Рисунок 1.18 – Coapt Gen 2 Complete Control [20]

Таблиця 1.4 – Технічні характеристики ЕМГ–сенсорів компаній Ottobock, Steeper Group, VINCENT Systems, IBT та Coapt [12–20]

Характеристика	Ottobock EMG Electrode	Ottobock Remote Electrode	Steeper EMG Electrode	Steeper TruSignal	VINCEN Temg 1	VINCEN Temg 2	IBT Glide System	Coapt Gen2® Complete Control®
Тип сенсора	Поверхневий EMG	3–контактний EMG (Pattern Recognition)	Поверхневий EMG	Multi–EMG Pattern Recognition	Одноканальний EMG	Двоканальний EMG	Multi–input EMG control	8–парний EMG масив (Pattern Recognition)
Кількість каналів	1	1	1	6–8	1	2	2–4 (адаптивно)	16 каналів (8 пар електродів)
Діапазон частот	90–450 Гц	90–450 Гц	90–450 Гц	90–450 Гц	90–450 Гц	90–450 Гц	80–500 Гц	Високошвидкісний багатоканальний
Сигнал	Пропорційний EMG	Адаптивний (Pattern Recognition)	Пропорційний EMG	Pattern Recognition–ready	Пропорційний EMG	Пропорційний + двоканальна обробка	Напрямний EMG (Glide Control)	Повноцінне розпізнавання жестів
Підсилення	Вбудоване	Вбудоване підсилення низького шуму	Регульоване (EGC)	Вбудоване + фільтрація	Цифрове регулювання	Цифрове регулювання	Автоматичне	Глибока цифрова обробка
Захист від шумів	Високий рівень	Розширений захист	Захист від мережевих і HF перешкод	Зниження імпедансу + шумів	Максимальне подавлення	Максимальне подавлення	Широкошвидкісна фільтрація	Комплексне подавлення шуму
Живлення	5–12 В	5–12 В	5–12 В	5–12 В	5 В	5 В	5 В	Система протеза
Особливості	Титанова конструкція, гіпоалергенний	Для pattern recognition, 3 електроди	Висока чутливість, робота з 10 мкВ	Плата TruSignal у корпусі	Найменший 1–канальний сенсор	Найменший 2–канальний сенсор	Проміжний рівень між direct control та PR	Найточніша система PR на ринку
Застосування	Пряме EMG–керування	Pattern recognition	Пряме EMG–керування	Pattern recognition	Пряме EMG–керування	Пряме EMG + 2 канали	Контроль кисті/ліктя/з ап'ястя	Повний контроль протеза з AI–моделями

1.5 Фактори, що впливають на точність зчитування м'язових сигналів в існуючих системах

Точність та стабільність зчитування електроміографічних сигналів є

критичною умовою ефективної роботи міоелектричного керування біонічними протезами. На якість ЕМГ–сигналу впливає низка фізіологічних, технічних та зовнішніх факторів, які можуть суттєво погіршувати інтерпретацію м'язової активності. Нижче наведено основні чинники, що визначають надійність ЕМГ–систем.

Підготовка шкіри та правильне розміщення електродів

Правильна підготовка ділянки шкіри перед встановленням електродів є однією з ключових умов отримання якісного сигналу.

Наявність:

- шкірного жиру,
- волосся,
- відмерлих клітин епідермісу,
- забруднень,

призводить до підвищення імпедансу та суттєвого зниження провідності між електродом і шкірою.

Неправильне або нестабільне розміщення електродів може спричинити появу перехресних перешкод (cross–talk), коли сигнал сусідніх м'язів зміщується з основним.

Властивості електродів безпосередньо впливають на співвідношення сигнал/шум. Низькоякісні контактні поверхні, недостатній притиск, відсутність гелю або погана геометрія контактної зони спричиняють:

- збільшення шумів,
- нестабільність електричного контакту,
- спотворення сигналу.

Сучасні ЕМГ–сенсори з титановими та композитними контактами забезпечують значно кращу якість зчитування.

Рухи тіла, ковзання електродів або зміна натягу шкіри призводять до появи артефактів – небажаних сигналів, які накладаються на м'язову активність.

Це особливо критично для поверхневих ЕМГ–сенсорів, які чутливі до:

- зміщення електродів,

- зміни тиску на шкіру,
- деформацій або скручувань тканин під час рухів.

Артефакти руху є однією з основних причин некоректної роботи міоелектричних протезів.

ЕМГ–сигнал має дуже низьку амплітуду (в мікрвольтах), тому легко спотворюється зовнішніми джерелами електромагнітних завад:

- лініями електропередач,
- побутовою технікою,
- мобільними пристроями,
- медичним обладнанням,
- мережевим живленням (50/60 Гц).

Недостатній захист або фільтрація можуть істотно знизити точність зчитування.

Під час тривалого виконання роботи м'язи втомлюються, змінюючи амплітуду та частоту отриманого ЕМГ–сигналу.

Через це системі стає складніше інтерпретувати команди, що може призвести до затримок, збоїв та некоректних рухів протеза.

Активність м'язів відрізняється між різними людьми та змінюється у одного користувача з часом залежно від:

- пози тіла,
- рівня напруження,
- температури,
- емоційного стану,
- загальної фізичної форми.

Ця варіабельність є природною, але вона ускладнює стабільне розпізнавання сигналів.

Зміни температури шкіри та підвищена пітливість суттєво впливають на провідність електродів. Піт може:

- утворювати тонкий шар рідини між електродом і шкірою,
- спричиняти ковзання сенсора,

– змінювати електричні характеристики контакту.

У результаті система отримує нестабільний або шумовий ЕМГ–сигнал.

Неточне початкове налаштування або використання застарілих алгоритмів обробки сигналів призводить до помилок у:

- фільтрації,
- виділенні ознак,
- класифікації рухів.

Сучасні системи потребують регулярного калібрування, індивідуального підбору параметрів та іноді – навчання користувача.

Висновки до розділу 1

У першому розділі здійснено комплексний огляд сучасного стану протезування верхніх кінцівок, зокрема розглянуто класифікацію рівнів ампутацій, принципи функціонування біонічних протезів та еволюцію технологій міоелектричного керування. Встановлено, що зростання кількості пацієнтів із високими ампутаціями, особливо у зв'язку з воєнними подіями в Україні, значно підвищує потребу у високотехнологічних системах протезування, здатних забезпечити природну функціональність та інтуїтивне керування штучною кінцівкою.

Проведений аналіз продемонстрував, що традиційні механічні протези не можуть повністю задовольнити потреби користувачів із важкими та високими ампутаціями. Натомість біонічні протези, оснащені електронними ліктями, ротаторами та багатофункціональними кистями, забезпечують значно ширші можливості відновлення рухової діяльності. Однак ефективність таких протезів критично залежить від точності роботи системи контролю, заснованої на електроміографічних сигналах.

Розглянуто принципи дії ЕМГ–сенсорів та окреслено історичний шлях розвитку цієї технології – від фундаментальних відкриттів біоелектричної активності до сучасних промислових комплексів керування. Детально проаналізовано продукцію провідних світових виробників ЕМГ–сенсорів, таких

як Ottobock, Steeper Group, VINCENT Systems, IBT та Coapt, а також їх вклад у розвиток методів прямого керування та розпізнавання образів. Наведені порівняльні характеристики демонструють значну варіативність технічних рішень та підходів до обробки м'язових сигналів.

Також описано ключові фактори, що впливають на точність зчитування ЕМГ–сигналів, серед яких особливо важливими є якість контакту електродів зі шкірою, перешкоди зовнішнього середовища, м'язова втома, індивідуальні особливості пацієнтів, а також правильність калібрування системи. Встановлено, що наявні системи кріплення електродів, зокрема тверді куксоприймачі, часто не забезпечують стабільного сигналу у пацієнтів із високими ампутаціями, що призводить до втрати керованості та зниження ефективності протезу.

Узагальнюючи викладене, можна зробити висновок, що сучасні біонічні протези мають значний потенціал для відновлення функціональності верхньої кінцівки, проте їх результативність значною мірою обмежується якістю реєстрації ЕМГ–сигналів. Це обґрунтовує необхідність пошуку нових рішень щодо стабілізації та покращення зчитування м'язових сигналів, серед яких однією з найбільш перспективних є концепція гнучкого корсету з інтегрованими ЕМГ–сенсорами. Саме ця ідея формує основу для подальших досліджень, викладених у наступних розділах роботи.

2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Технологічні підходи до виготовлення традиційних корсетів

Традиційні технології виготовлення корсетів у протезуванні ґрунтуються на використанні жорстких матеріалів, які забезпечують необхідну міцність та структурну стабільність виробу. Найчастіше для цього застосовують композитні матеріали на основі карбонових волокон, ламінаційні смоли та додаткові внутрішні амортизуючі прошарки. Основна мета таких конструкцій – створення твердого, надійного приймального каркасу, здатного витримувати механічні навантаження, що передаються від протеза до тіла пацієнта.

Одним із найбільш розповсюджених матеріалів для виготовлення куксоприймачів та корсетів є карбонове плетіння (рис. 2.1). Цей матеріал поєднує високу міцність і низьку вагу, що дозволяє створювати легкі, але жорсткі конструкції для протезування верхніх та нижніх кінцівок [21].



Рисунок 2.1 – Карбонове плетіння [21]

Процес виготовлення традиційного корсету включає ручне ламінування, під час якого карбонове плетіння просочують полімерною смолою. Після затвердіння смоли формується монолітний жорсткий каркас. У межах цього

дослідження кількість шарів карбонового волокна було зменшено до двох, що дозволило оптимізувати вагу виробу, зберігши при цьому його структурну цілісність.

На рисунках 2.2 та 2.3 наведено приклад твердого корсету, виготовленого за класичною технологією з використанням карбону та медичного силікону, призначеного для пацієнта з остеоінтегрованою системою.



Рисунок 2.2 – Твердий корсет з карбону та силікону: вигляд зовні, де: 1 – ремінь; 2 – карбонове ламінування; 3 – застібка “реп’ях”; 4 – кріпильний гвинт.



Рисунок 2.3 – Твердий корсет з карбону та силікону: вигляд зсередини, де: 5 – медичний силікон; 6 – отвір під ЕМГ-сенсор; 7 – неопренова підкладка.

Попри високу міцність, такі конструкції мають низку суттєвих недоліків у

контексті використання ЕМГ–сенсорів у біонічному протезуванні. Найбільш критичною проблемою є відсутність гнучкості, що унеможливорює постійний і стабільний контакт електродів зі шкірою пацієнта. Будь–який рух тулуба або зміна позиції призводить до появи зазорів між шкірою та сенсором, що викликає спотворення чи втрату ЕМГ–сигналу [22].

Крім технічних обмежень, традиційні жорсткі корсети часто спричиняють дискомфорт: надмірний тиск, подразнення шкіри та обмеження дихальних рухів. Це є особливо критичним для пацієнтів, які користуються корсетом протягом тривалого часу. Ще однією значущою проблемою є варіація об'єму тіла, що є типовою для людей з ампутованими кінцівками. Навіть незначні зміни у м'яких тканинах впливають на прилягання корсету та стабільність кріплення сенсорів, погіршуючи якість зчитування сигналів.

У зв'язку з цим традиційні технології виявляються недостатньо ефективними при використанні ЕМГ–сенсорів, особливо у пацієнтів з високими ампутаціями. Це обґрунтовує необхідність розробки нових підходів, зокрема застосування гнучких, адаптивних матеріалів, які забезпечують стабільний контакт сенсорів зі шкірою при збереженні необхідної механічної міцності. Незважаючи на перспективність таких рішень, більшість з них перебувають на стадії експериментального впровадження, і актуальною залишається проблема пошуку матеріалів, що поєднують гнучкість, біосумісність та довговічність.

2.2 Матеріалознавчий аналіз та вибір компонентів для гнучкого корсету

Концепція гнучкого корсету з інтегрованими ЕМГ–сенсорами частково була сформована під впливом конструктивних рішень, що застосовуються у спортивному спорядженні, зокрема у нагрудниках для лучників. Такий нагрудник (рис. 2.4) щільно прилягає до тіла, закриваючи ділянку грудної клітки та плеча, при цьому не обмежуючи рухів та не заважаючи активним діям спортсмена. Фіксація нагрудника здійснюється за допомогою ременів, які охоплюють торс лучника, забезпечуючи стабільність його положення на тілі [23, 24].



Рисунок 2.4 – Надітий нагрудник лучника [23]

Однією з ключових вимог до гнучкого корсету для ЕМГ–сенсорів є поєднання комфорту, дихаючих властивостей та надійного прилягання до тіла. Оскільки корсет передбачається для тривалого щоденного носіння, важливо мінімізувати потовиділення під ним і водночас забезпечити стабільний контакт сенсорів зі шкірою. Для досягнення цього було обрано сітчастий об’ємний матеріал – сітка на поролоні сендвіч Аіртекс.

Сітка на поролоні сендвіч Аіртекс (рис. 2.5) має виражені амортизуючі та дихаючі властивості. У виробництві вона традиційно застосовується як вентиляційний та м’який прошарок у рюкзаках, спортивному одязі та екіпіруванні [25]. Це робить її придатною для використання в корсеті, що постійно контактує з тілом пацієнта.



Рисунок 2.5 – Сітка на поролоні сендвіч Аіртекс [26]

Сітка виготовлена з сучасних синтетичних волокон, що забезпечують високу міцність і довговічність. Конструктивно матеріал складається з трьох шарів:

- верхній шар із тривимірного сітчастого плетіння товщиною приблизно 3 мм;
- нижній шар із тонкого сітчастого матеріалу товщиною близько 0,5 мм;
- проміжний шар, схожий на поролон, який виконує амортизуючу функцію [25].

Така структура забезпечує добру вентиляцію, м'якість прилягання та розподіл тиску по поверхні тіла.

Для фіксації корсету на торсі було використано еластичну стрічку (резинку), що дозволяє корсету адаптуватися до зміни об'єму грудної клітки під час дихання, не втрачаючи при цьому щільності прилягання. Приклад використаної резинки наведено на рисунку 2.6.



Рисунок 2.6 – Чорна еластична резинка [27]

Щоб забезпечити можливість регулювання натягу в горизонтальній площині, на ремені застосовано пластиковий регулятор (рис. 2.7). Він дозволяє індивідуально налаштовувати обхват корсету під анатомічні особливості пацієнта [28].



Рисунок 2.7 – Пластиковий регулятор–рамка для ременів і лямок [28]

Для зручного та надійного з'єднання країв корсету навколо тіла використано швейну фурнітуру – кнопки з нікелю та металу (рис. 2.8). Вони забезпечують довговічність, стійкість до багаторазового застібання/розстібання та механічних навантажень. Кнопки також застосовувалися для кріплення

основи з ЕМГ–сенсорами до текстильної частини корсету, що дозволяє легко знімати та встановлювати сенсорний модуль.



Рисунок 2.8 – Швейна фурнітура – кнопки [29]

Для регулювання корсету в ділянці плеча використано текстильну застібку спеціального призначення, розроблену для медичних виробів (рис. 2.9). Вона має м'яку текстуру, що забезпечує комфорт навіть при контакті з чутливою шкірою, і дозволяє багаторазово змінювати ступінь натягу та положення ременя [30].



Рисунок 2.9 – Застібка текстильна [30]

Оскільки корсет має використовуватися протягом тривалого часу, важливою вимогою є можливість розбирання конструкції для очищення та

прання. У зв'язку з цим основа, на якій фіксуються ЕМГ–сенсори, виконана з силіконового лайнера (рис. 2.10).

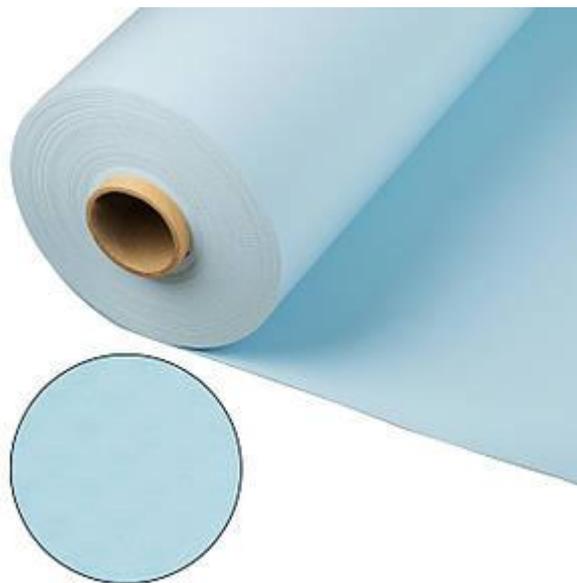


Рисунок 2.10 – Силіконовий протезний лайнер

Силіконовий лайнер забезпечує:

- стабільний контакт сенсорів зі шкірою;
- фіксацію сенсорів у заданих положеннях без їх зміщення;
- рівномірний розподіл тиску.

У промисловості лайнери виготовляють з силікону, поліуретану або сополімерів. Силікон є біологічно інертним, гіпоалергенним та не провокує розвитку шкірних захворювань [31, 32], що робить його оптимальним матеріалом для елементів, які тривалий час контактують зі шкірою.

Як альтернативний варіант основи може використовуватися **силіконова сітка** (рис. 2.11). За своїми властивостями вона подібна до силіконового лайнера, однак її перфорована структура сприяє кращій вентиляції та зменшує інтенсивність потовиділення під час тривалого носіння корсету [33].



Рисунок 2.11 – Силіконова сітка [33]

Основа з силіконового лайнера або силіконової сітки кріпиться до тканинного корсету за допомогою кнопкової фурнітури, що забезпечує можливість швидкого демонтажу сенсорного модуля. Важливою перевагою таких матеріалів є простота гігієнічного догляду: силікон легко очищується від поту, шкірного жиру та забруднень за допомогою стандартних антисептичних засобів, без потреби у спеціально призначених очищувачах. Це спрощує експлуатацію гнучкого корсету в побутових умовах та підвищує його придатність для щоденного використання.

Нижче подано Таблицю 2.1 – Матеріали, використані для виготовлення гнучкого корсету, та їх основні властивості.

Таблиця 2.1 – Характеристики матеріалів, застосованих у конструкції гнучкого корсету

Матеріал	Призначення у корсеті	Основні властивості	Переваги для ЕМГ–корсету
3D–сітка Airtex	Основний корпус корсету (тканинна частина)	Тривимірна структура; висока повітропроникність; середня жорсткість; амортизація; синтетичні волокна	Забезпечує вентиляцію; знижує потовиділення; комфорт при тривалому носінні; гнучкість для щільного прилягання
Еластична стрічка (резинка)	Фіксація корсету на торсі; компенсація змін об'єму грудної клітки	Висока еластичність; стійкість до розтягування; міцність	Постійне щільне прилягання; адаптація до дихання та рухів; не заважає роботі сенсорів
Пластиковий регулятор	Регулювання обхвату корсету	Легка вага; стійкість до деформацій; безпечний контакт зі шкірою	Точне налаштування натягу; можливість індивідуальної підгонки корсету
Металеві або нікельовані кнопки	Кріплення основи із сенсорами до корсету; з'єднання частин конструкції	Висока міцність; корозійна стійкість; тривалий ресурс застібання	Дозволяє швидко знімати та встановлювати модулі; надійна фіксація
Текстильна застібка VELCRO («реп'ях»)	Регулювання корсету на плечі; додаткове фіксування	Багаторазовість; м'яка структура; медичний клас	Зручне налаштування; комфорт при дотику до шкіри; стійкість до зношування
Силіконовий лайнер	Основа для кріплення ЕМГ–сенсорів; контакт зі шкірою	Біосумісність; гіпоалергенність; м'якість; висока адгезія до шкіри; амортизація	Стабільний контакт сенсорів; мінімум зміщень; зручний для очищення
Силіконова сітка	Альтернативна основа під ЕМГ–сенсори (перфорована)	Еластичність; вентиляція; антиковзні властивості	Краща повітропроникність; зниження потовиділення; точне позиціонування сенсорів
Нитки поліестерові (швейні)	Зшивання елементів корсету	Висока міцність; зносостійкість; еластичність; стійкість до вологи	Довговічність швів; надійність конструкції

2.3 Розробка та експериментальне виготовлення гнучких корсетів

У результаті проведеної роботи було виготовлено кілька варіантів гнучких корсетів, які враховують індивідуальні анатомічні особливості пацієнтів та вимоги до стабільного розміщення ЕМГ–сенсорів. На рисунку 2.12 представлено один із базових варіантів гнучкого корсету, створений із поєднання двох видів сітчастого матеріалу: одношарової чорної Airtex та трьохшарової 3D–сітки Airtex зеленого кольору. Така комбінація забезпечила необхідний баланс між гнучкістю, повітропроникністю та механічною стійкістю.

Корсет був спеціально сконструйований для інтеграції з ЕМГ–сенсорами системи Coapt Gen2® Complete Control, однієї з найефективніших сучасних систем керування біонічними протезами.



Рисунок 2.12 – Гнучкий корсет, вигляд зовні, де:

- 1 – неопрен; 2 – кнопкова фурнітура; 3 – застібка текстильна «реп’ях»; 4 – одношарова чорна сітка; 5 – кабелі від ЕМГ–сенсорів; 6 – додаткова вставка з резинки; 7 – трьохшарова зелена 3D–сітка; 8 – еластична резинка.

Для покращення стабільності сенсорів було використано два різних силіконових матеріали – силіконову сітку та силіконовий лайнер. Основа під ЕМГ–сенсори складалася з силіконової сітки, доповненої вставками з лайнера під кожну пару сенсорів для покращення адгезії до шкіри. Внутрішній вигляд корсету представлено на рисунку 2.13.

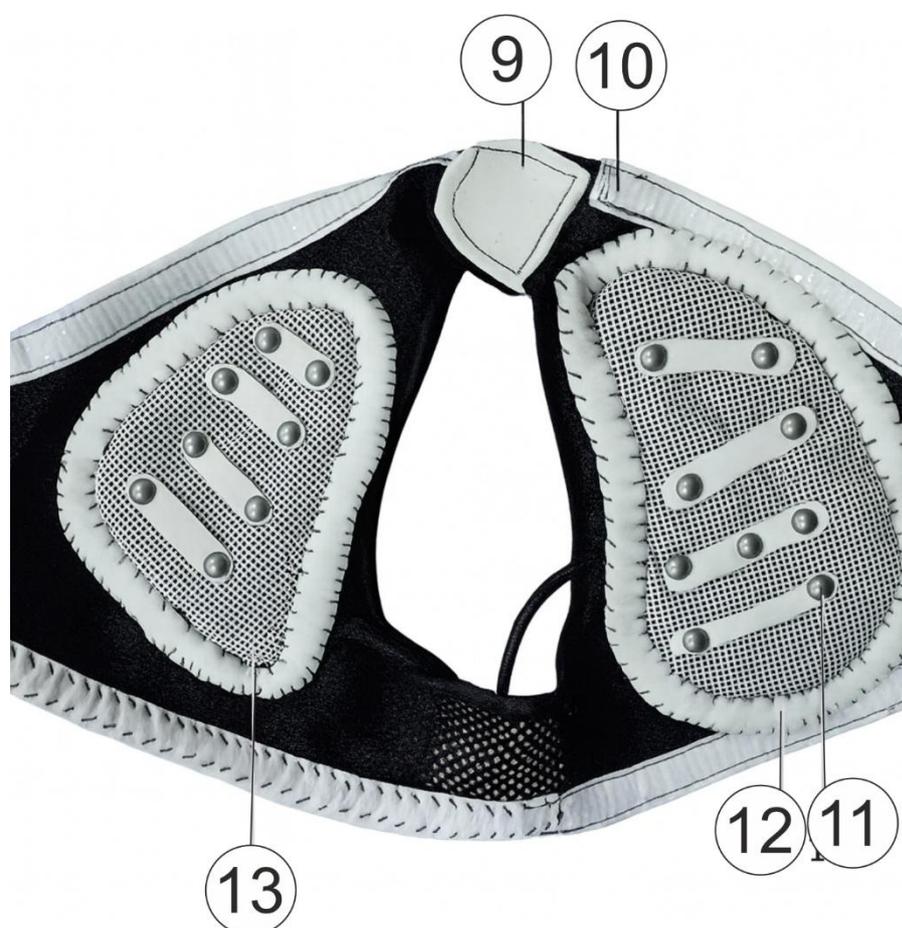


Рисунок 2.13 – Гнучкий корсет, вигляд зсередини, де:

9 – вставка з лайнера; 10 – силіконова стрічка;

11 – ЕМГ–сенсор системи Соарт; 12 – стрічка з лайнера; 13 – силіконова сітка.

Як видно з рисунків 2.12 та 2.13, конструкція корсету передбачає наявність індивідуальних вставок та модульних елементів. Це дозволяє адаптувати корсет під конкретного пацієнта, підвищуючи комфорт носіння та точність зчитування ЕМГ–сигналів. Однією з основних переваг є можливість локального посилення або пом'якшення певних ділянок корсету шляхом додавання додаткових

матеріалів.

На рисунку 2.14 наведено корсет у повністю розстібнутому вигляді з внутрішнього та зовнішнього боку.



Рисунок 2.14 – Гнучкий корсет у розстібнутому стані, де:
А – вигляд зсередини; Б – вигляд зовні.

Подальші модифікації передбачали створення двох різних варіантів корсетів у розбірному вигляді. На рисунку 2.15 зображений корсет, у якому основа під ЕМГ–сенсори виконана з силіконової сітки з додатковими вставками лайнера. На рисунку 2.16 представлена конструкція, де як основу використано суцільний силіконовий лайнер, без прошарків сітки.

В обох варіантах застосовувалися ЕМГ–сенсори системи Coapt Gen2® Complete Control.



Рисунок 2.15 – Гнучкий корсет у розібраному стані, де: 1 – кнопкова фурнітура; 2 – ЕМГ-сенсор Соарт; 3 – одношарова чорна сітка.



Рисунок 2.16 – Гнучкий корсет у розібраному стані з використанням лайнера, де: 1 – кнопкова фурнітура; 2 – ЕМГ-сенсор Соарт; 3 – одношарова чорна сітка; 4 – силіконовий лайнер.

Універсальною особливістю створеної конструкції є її сумісність із різними типами ЕМГ–сенсорів, що дозволяє використовувати один і той самий корсет для сенсорів різної форми та виробників. Наприклад, на рисунку 2.17 показано модифікацію корсету, у який вмонтовано два класичних ЕМГ–сенсори компанії Steeper. Надалі цей варіант може бути легко адаптований під сенсори системи Coapt без потреби заміни основної конструкції.



Рисунок 2.17 – Гнучкий корсет з використанням двох ЕМГ–сенсорів компанії Steeper

Таким чином, виготовлені гнучкі корсети демонструють універсальність, модульність та індивідуальність. Незважаючи на спільну загальну технологію виробництва, кожен корсет є унікальним – його конструкція налаштовується під особливості конкретного пацієнта, анатомію тіла, потреби у фіксації та тип встановленої сенсорної системи.

Висновок до розділу 2

У другому розділі було проведено комплексний аналіз традиційних та інноваційних підходів до виготовлення корсетів, що використовуються для розміщення ЕМГ–сенсорів у системах керування біонічними протезами верхніх

кінцівок. Показано, що традиційні корсети, виготовлені з жорстких матеріалів, зокрема карбонових плетінь та медичного силікону, забезпечують високу механічну міцність, проте мають суттєві обмеження щодо комфорту пацієнта та стабільності контакту ЕМГ–сенсорів із шкірою. Низька гнучкість, слабка адаптивність до змін об'єму тіла та ризик формування зазорів між сенсорами та шкірою знижують точність зчитування електроміографічних сигналів і погіршують якість керування протезом.

У межах підпункту 2.2 проведено відбір матеріалів для створення гнучкого корсету. Застосування 3D–сітки, еластичних матеріалів, силіконових лайнерів і силіконової сітки забезпечило поєднання повітропроникності, гнучкості, комфорту та надійної фіксації сенсорної системи на тілі. Вибрані матеріали продемонстрували достатню біосумісність, легкість у догляді та високий потенціал для тривалого використання в умовах щоденного носіння.

Підпункт 2.3 продемонстрував практичну реалізацію кількох варіантів гнучких корсетів, виготовлених на основі обраних матеріалів. Створені конструкції відзначаються модульністю та можливістю індивідуального налаштування під конкретного пацієнта. Корсети успішно адаптовано під різні типи ЕМГ–сенсорів, зокрема сенсори системи Coapt Gen2 Complete Control та сенсори Steeper, що підтверджує універсальність розробленого підходу. Для підвищення точності зчитування сигналів були додані індивідуальні силіконові вставки, які забезпечують стабільний та рівномірний контакт сенсорів з поверхнею шкіри.

Загалом, проведена робота демонструє, що перехід від жорстких корсетів до гнучких конструкцій дозволяє суттєво покращити умови встановлення ЕМГ–сенсорів, комфорт користувача та потенційну точність керування біонічним протезом. Результати розділу закладають основу для подальшого тестування гнучких корсетів у реальних умовах та порівняння їх ефективності з традиційними аналогами.

3 ЕКСПЕРЕМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Проведення експериментальних випробувань на пацієнтах

Як зазначалося у попередніх розділах, одним із найефективніших варіантів протезування для пацієнтів із високими ампутаціями плеча є остеоінтеграція. Вона забезпечує надійне механічне кріплення протеза без використання жорсткого куксоприймача, що значно розширює можливості залучення м'язових груп для встановлення ЕМГ–сенсорів. Проте при високих ампутаціях зберігається лише невелика кількість функціональних м'язів плеча, або їх сила є недостатньою для стабільного зчитування ЕМГ–сигналів. У таких випадках найбільш ефективним методом стає використання грудних та спинних м'язів як джерела електроміографічної активності.

Саме тому дана робота спрямована на розробку гнучкого корсету, який забезпечує надійне та тривале розміщення ЕМГ–сенсорів на грудях і спині пацієнта, що є критично важливим для успішного керування біонічним протезом. Для оцінки практичної ефективності гнучких корсетів було проведено тестування на трьох пацієнтах, які мають різні типи високих ампутацій і використовують різні системи ЕМГ–контролю.

Пацієнт 1

Пацієнт 1 має унікальний клінічний випадок – подвійну високу ампутацію обох рук (рис. 3.1). Первинно він був запротезований у США традиційним методом із застосуванням жорстких куксоприймачів. Однак після повернення в Україну він повністю відмовився користуватися цими протезами через їхню низьку функціональність та неможливість виконання навіть найпростіших побутових дій, таких як самостійне приймання їжі.



Рисунок 3.1 – Пацієнт 1, вид спереду



Рисунок 3.2 – Пацієнт 1, у двох гнучких корсетах, вид ззаду

Після проведення остеоінтеграції пацієнт став одним із перших користувачів гнучкого корсету, розробленого в межах цього дослідження. Уже через два тижні після початку використання корсету він зміг самостійно випити воду, а приблизно через місяць продемонстрував у соціальних мережах відео, де він вперше самостійно їсть за допомогою протеза.

На рисунках 3.1–3.2 показано, що пацієнт одночасно використовує два гнучких корсети, оснащені системами керування Coapt Gen2 Complete Control. Під час випробувань було встановлено, що одночасне використання двох корсетів не створює перешкод у зчитуванні м'язових сигналів – система коректно і незалежно працює з кожної сторони торсу.

Проте на початковому етапі тестування було виявлено, що деякі сенсори не забезпечували щільного контакту зі шкірою. На рисунку 3.3 продемонстровано зміщення груп сенсорів та нові місця їхнього розташування, що забезпечили підвищену якість зчитування сигналів.

Це підтвердило важливу перевагу гнучкого корсету: можливість оперативного перенесення сенсорів без шкоди для конструкції. На відміну від жорстких куксоприймачів, у гнучкому корсеті додаткові отвори не погіршують міцність, не зменшують комфорт та не впливають на роботу матеріалів. Це дозволяє значно пришвидшити процес підбору оптимальних точок ЕМГ-контролю.



Рисунок 3.3 – Гнучкий корсет зі зміщеними групами сенсорів, де: А – розташування сенсорів на спині; Б – розташування сенсорів на грудях

Пацієнт 2

Пацієнт 2 був первинно запротезований у Польщі, де також використовував традиційний жорсткий куксоприймач. Незважаючи на належну якість виготовлення, він зіткнувся з аналогічними проблемами: протез працював прийнятно лише в статичних положеннях, однак при найменших рухах або зміні позиції пацієнта система переставала коректно зчитувати ЕМГ–сигнали.

Після остеоінтеграції пацієнту повторно було виготовлено жорсткий корсет (рис. 3.4), однак експериментальні випробування підтвердили його низьку ефективність. Будь–які рухи тулуба або кінцівок призводили до нестабільного контакту сенсорів та втрати керування протезом.



Рисунок 3.4 – Твердий корсет для пацієнта 2 з остеоінтеграцією

Було створено індивідуально адаптований гнучкий корсет (рис. 3.5–3.6) з інтегрованою системою Coapt Gen2 Complete Control. Вже у перший день використання пацієнт відзначив значне покращення якості керування протезом. Він зазначив, що тканинна конструкція є набагато комфортнішою, непомітною під одягом та не заважає рухам.

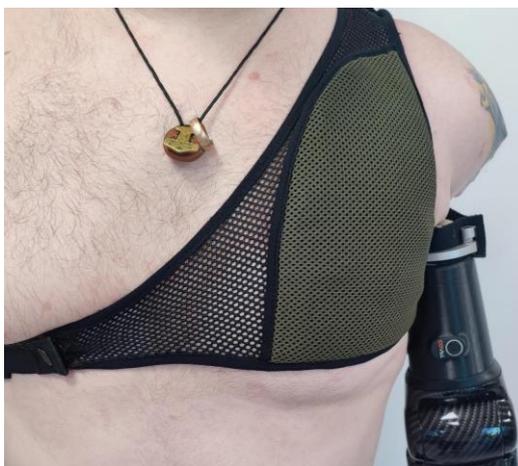


Рисунок 3.5 – Пацієнт 2, у корсеті з сенсорами системи СОАРТ, вид спереду



Рисунок 3.6 – Пацієнт 2, у корсеті з сенсорами системи СОАРТ, вид ззаду

У динаміці – під час ходьби, нахилів чи роботи іншою рукою – протез стабільно виконував усі потрібні команди. Пацієнт підкреслив, що це найефективніший спосіб кріплення ЕМГ–сенсорів з усіх, які він пробував раніше.

Пацієнт 3 використовує два класичних ЕМГ–сенсори Steeper, для яких було виготовлено спеціальний варіант гнучкого корсету (рис. 3.7–3.9). Корсет забезпечив стабільне зчитування сигналів навіть попри значний розмір сенсорів.



Рисунок 3.7 – Пацієнт 3, у гнучкому корсеті з ЕМГ сенсорами компанії Steeper, вид спереду



Рисунок 3.8 – Гнучкий корсет з використанням двох ЕМГ сенсорів компанії Steeper та протезом пацієнта 3



Рисунок 3.9 – Пацієнт 3, у гнучкому корсеті з ЕМГ сенсорами компанії Steeper, вид ззаду

Важливо, що конструкція дозволяє без заміни основної частини переобладнати корсет під іншу сенсорну систему, включно з Coapt Gen2. Малий розмір зон кріплення сенсорів (рис. 3.8) робить заміну швидкою й недорогою.

Таким чином, випробування продемонстрували багатофункціональність гнучкого корсету та можливість його універсального використання для різних систем управління біонічними протезами.

3.2 Оцінка функціональної придатності різних видів корсетів

Для оцінки ефективності традиційного твердого корсету та новоствореного гнучкого корсету було сформовано систему характеристик, які відображають ключові аспекти функціональності, ергономіки та зручності використання у реальних умовах експлуатації. Для порівняння застосовано бінарний метод оцінювання, де кожній характеристиці присвоювали значення 0 або 1 залежно від того, який із корсетів демонстрував кращі властивості.

Вибрані критерії охоплюють масу виробу, зручність використання, гігієнічність, адаптацію до температурних умов та стабільність роботи ЕМГ-сенсорів. Такий підхід дозволив комплексно оцінити придатність кожного типу корсету для різних життєвих ситуацій.

Характеристики, використані для порівняння

Фізичні властивості:

- Вага корсету
- Міцність матеріалу
- Гнучкість конструкції

Комфорт та ергономіка:

- Загальний комфорт
- Ефективність використання за помірних та спекотних температур
- Повітропроникність

Гігієна та догляд:

- Легкість у чищенні
- Легкість у догляді
- Гіпоалергенність матеріалів

Експлуатаційні характеристики:

- Легкість у виготовленні
- Собівартість
- Стабільність прилягання сенсорів у різних умовах:
 - стоячи
 - сидячи
 - під час руху
 - під час фізичної активності

Головною вимогою до нового гнучкого корсету було забезпечення стабільного контакту сенсорів зі шкірою та зручності використання протягом тривалого часу, включно з активною діяльністю пацієнтів.

Таблиця 3.1 – Порівняння характеристик твердого та гнучкого корсетів

Характеристика	Твердий корсет	Гнучкий корсет
Вага	0	1
Міцність матеріалу	1	0
Гнучкість	0	1
Комфорт	0	1
В спекотних умовах	0	1
За помірної температури	0	1
Легкість у чищенні	1	1
Легкість у догляді	1	1
Гіпоалергенність матеріалів	1	1
Повітропроникність	0	1
Легкість у виготовленні	0	1
Собівартість	0	1
Стоячи	1	1
Сидячи	1	1
При русі	0	1
Під час фізичної активності	0	1

Загальна кількість можливих балів: $T = 16$

Розрахунок ефективності за формулою (3.1)

$$E = \frac{S}{T} * 100 \quad (3.1)$$

де: E – відсоткова ефективність; S – сума отриманих балів; T – максимальна кількість балів (16).

Ефективність твердого корсету:

$$E_{TK} = \frac{S}{T} * 100 = \frac{6}{16} * 100 = 37,5\%$$

Ефективність гнучкого корсету:

$$E_{ГК} = \frac{S}{T} * 100 = \frac{15}{16} * 100 = 93,75\%$$

Рисунок 3.10 демонструє відсоткову ефективність традиційного твердого корсету, а рисунок 3.11 – ефективність новоствореного гнучкого корсету.

Загальна ефективність твердого корсету



Рисунок 3.10 – Кругова діаграма ефективності твердого корсету

Загальна ефективність гнучкого корсету

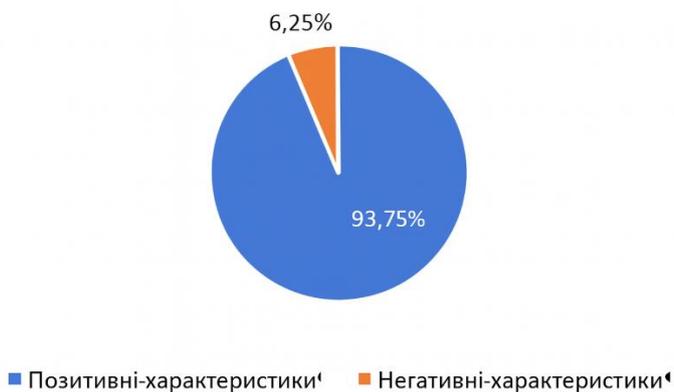


Рисунок 3.11 – Кругова діаграма ефективності гнучкого корсету

Отримані дані наочно демонструють, що гнучкий корсет перевершує традиційний твердий за більшістю критеріїв. Загальна ефективність гнучкого корсету становить 93,75 %, що на 56,25 % вище, ніж у традиційного корсету.

Основні причини такого результату:

1. Гнучка тканинна основа забезпечує покращене прилягання сенсорів до шкіри.
2. Повітропроникність матеріалів суттєво знижує потовиділення, яке негативно впливає на якість ЕМГ–сигналів.
3. Значно менша вага робить носіння протезу зручнішим, зменшує втому та дискомфорт.
4. Стабільність зчитування сигналів у русі, чого практично неможливо досягти з жорстким корсетом.
5. Нижча собівартість та швидкість виготовлення роблять гнучкий корсет доступнішим для впровадження.

Таким чином, новостворений гнучкий корсет демонструє набагато кращі експлуатаційні та функціональні характеристики, забезпечуючи стабільну роботу ЕМГ–сенсорів у різних умовах та підвищуючи загальну ефективність використання біонічного протеза.

Висновок до розділу 3

У третьому розділі було проведено комплексне дослідження практичної ефективності розроблених гнучких корсетів шляхом їхнього випробування на пацієнтах з високими ампутаціями верхніх кінцівок та подальшим порівнянням з традиційними твердими корсетами. Результати клінічних тестувань підтверджують, що створений гнучкий корсет забезпечує суттєве покращення якості керування біонічним протезом, підвищує комфорт користувача та розширює функціональні можливості пацієнтів у повсякденній діяльності.

Тестування серед трьох пацієнтів із різними клінічними випадками продемонструвало, що гнучкі корсети забезпечують стабільний контакт ЕМГ–сенсорів зі шкірою, навіть під час інтенсивних рухів, що є критично важливим для коректної роботи систем керування протезом. Пацієнти відзначили значне зменшення дискомфорту, покращене прилягання корсету, кращу вентиляцію та можливість тривалого використання протеза без втоми та подразнень.

Порівняльний аналіз характеристик, представлений у таблиці 3.1, показав,

що гнучкий корсет значно перевершує традиційний твердий, отримавши 93,75 % ефективності проти 37,5 % у класичного варіанту. Особливо значимими перевагами нового корсету є:

- висока гнучкість та адаптивність до форми тіла;
- покращена повітропроникність та зниження потовиділення;
- сумісність із різними ЕМГ–сенсорними системами;
- здатність до точного позиціонування сенсорів та швидкого переналаштування;
- нижча собівартість та простота виготовлення.

Таким чином, результати досліджень підтверджують, що гнучкий корсет є значно ефективнішим рішенням для протезування пацієнтів з високими ампутаціями. Його застосування сприяє підвищенню точності ЕМГ–керування, покращує якість життя пацієнтів та забезпечує новий рівень функціональності біонічних протезів верхніх кінцівок. Отримані дані створюють ґрунтовну основу для подальшого удосконалення конструкції та впровадження таких корсетів у широку клінічну практику.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

4.1 Технологічний аудит розробленої системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів

Як було зазначено вище, системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів є одним із найперспективніших напрямів сучасної біомедичної інженерії. Це обумовлено загостренням потреб у відновленні функціональності кінцівок людей після отримання ними травм або ампутацій та підвищенні якості життя пацієнтів. Сучасні технології керування протезами використовують багатоканальні ЕМГ–датчики, алгоритми машинного навчання та адаптивне керування для точного розпізнавання намірів руху користувача. Наразі у світі розроблено низку аналогів, таких як *Ottobock MyoBock*, *Coapt Gen2* та дослідницькі системи DARPA, які демонструють високу точність, але залишаються дорогими й складними у налаштуванні.

Тому метою цієї магістерської роботи стала розробка вітчизняної системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів, яка би базувалася на використанні доступних сенсорів і вбудованих мікроконтролерів. Це дозволить створити більш ефективне та економічно досяжне рішення для реабілітації пацієнтів після отримання ними травм або ампутацій.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленої системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів було запрошено 3–х експертів: к.т.н., доцента Штофеля Д.Х., к.т.н., доцентку Паламарчук М.В. та доктора філософії Криворучка І. О. (див. табл. 5.1).

Таблиця 5.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренція немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Продовження таблиці 5.1

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої нами системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів за рекомендованими критеріями так, як це наведено в таблиці 5.1. Отримані результати (оцінки) зведено в таблицю 5.2.

Після проведеного оцінювання було встановлено рівень комерційного потенціалу розробленої нами системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 5.3 [34].

Таблиця 5.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу нашої розробки (за 5–ти бальною шкалою оцінювання: 0 – 1 – 2 – 3 – 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Д.Х. Штофель	М.В. Паламарчук	І.О. Криворучко
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	4	4
2	4	3	3
3	4	4	4
4	3	4	4
5	4	4	3
6	3	4	4
7	4	3	3
8	4	4	4
9	4	4	3
10	3	4	4
11	4	3	3
12	3	4	4
Сума балів	СБ ₁ = 44	СБ ₂ = 45	СБ ₃ = 43
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 СБ_i = \frac{44 + 45 + 43}{3} = \frac{132}{3} = 44,00$		

Таблиця 5.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, складає 44,00 бали (із максимально можливих 48–ми балів), то це свідчить, що розроблена нами система керування протезом верхньої кінцівки на основі

електроміографічних (ЕМГ) сигналів має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «високим». Це пояснюється тим, що наша система використовує доступні сенсори і вбудовані мікроконтролери, а це дозволяє створювати ефективну та економічно ефективну систему для реабілітації значної кількості пацієнтів.

4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів

При розробленні цієї системи були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата Z_o розробників, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн,} \quad (5.1)$$

де M – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року приймемо, що:

$M = (8000 \dots 40000)$ грн/місяць;

T_p – число робочих днів в місяці; приймемо $T_p = 20$ днів;

t – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників зведемо до таблиці 5.4:

Таблиця 5.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	24500	≈ 1225	20 годин	$(1225 / 6) \times 20 = \approx 4083$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач–магістрант (виконавець)	8000 грн	400	60 днів	≈ 24000
3. Консультанти	50000	≈ 2500	3 дні	7500 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	19500	975	1,5 години	$(975 / 6) \times 1,5 = 243,7 \approx \approx 244$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$Z_o = 35827$ грн

б). Додаткова заробітна плата Z_d розробників (дослідників), яка розраховується як (10...12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$Z_d = \alpha \cdot Z_o = (0,1...0,12) \cdot Z_o \quad (5.2)$$

Приймемо, що $\alpha = 0,1$. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$Z_d = 0,1 \times 35827 = 3582,70 \approx 3583 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату НЗП_{зп} розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$\text{НЗП}_{\text{зп}} = (Z_o + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (5.3)$$

де β – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка $\beta = 22\%$. Тоді:

$$\text{НЗП}_{\text{зп}} = (35827 + 3583) \times 0,22 = 8670,20 \approx 8670 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів A , які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot H_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (5.4)$$

де $Ц$ – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

H_a – річна норма амортизаційних відрахувань.

Приймемо, що $H_a = (2,5...25)\%$;

T – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 5.5.

Таблиця 5.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн.	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	100000	25	3,0 (при 80% використанні)	5000
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	60000	2,5	3,0 (при 60% використанні)	225,00 ≈ 225
Всього				A = 5225 грн

д). Витрати на матеріали M розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot C_v \text{ грн,} \quad (5.5)$$

де H_i – витрати матеріалу i -го найменування, кг; C_i – вартість матеріалу i -го найменування; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1 \dots 1,15)$; V_i – маса відходів матеріалу i -го найменування; C_v – ціна відходів матеріалу i -го найменування; n – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі K розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн,} \quad (5.6)$$

де H_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.; C_i – ціна комплектуючих i -го виду; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1 \dots 1,15)$; n – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 8000 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію V_e розраховуються за формулою:

$$B_e = \frac{B \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d}, \quad (5.7)$$

де B – вартість 1 кВт–год. електроенергії, в 2025 р. $B \approx 6,0$ грн/кВт;

Π – установлена потужність обладнання, кВт; $\Pi = 1,5$ кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Приймемо, що $\Phi = 300$ годин;

K_{Π} – коефіцієнт використання потужності; $K_{\Pi} < 1 = 0,83$.

K_d – коефіцієнт корисної дії, $K_d = 0,75$.

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$B_e = \frac{B \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 1,5 \cdot 300 \cdot 0,83}{0,75} = 2988 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати $B_{\text{інш}}$ можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$B_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times Z_o. \quad (5.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$B_{\text{інш}} = 2,1 \times 35827 = 75236,7 \approx 75237 \text{ грн.}$$

К). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання магістерської роботи безпосередньо розробником–магістрантом – B .

$$B = 35827 + 3583 + 8670 + 5225 + 8000 + 2988 + 75237 = 139530 \text{ грн.}$$

Л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$B_{\text{заг}} = \frac{B}{\beta}, \quad (5.9)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого покращення, то можна умовно прийняти, що, $\beta \approx 0,75$ [34].

$$\text{Тоді: } V_{\text{заг}} = \frac{139530}{0,75} = 186040,00 \text{ грн або приблизно 186 тисяч грн.}$$

Тобто прогнозовані загальні витрати на розробку системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів можуть становити приблизно 186 тисяч грн.

4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами система керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів через відомі несприятливі обставини знайде широке застосування на ринку завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам. Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних систем може бути дуже великою. Тому для початку домовимося про 400 пацієнтів. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3–х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026–го, 2027–го та 2028–го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 10 шт. (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 20 шт. (відносно базового року);
- в) 2028 р. – +5 шт., оскільки можуть з'явитися нові, більш ефективні розробки, що будуть виконувати аналогічні функції.

Аналіз ринку також показує, що на сьогодні базові моделі керування протезом верхньої кінцівки, мають обмежену кількість ЕМГ–датчиків та стандартний функціонал. Їх вартість коливається в межах (5 000–10 000) дол. США. Прийmemo за базову ціну 7250 доларів США або \approx 290 тисяч грн. А оскільки розроблена нами система керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів має значно кращі функціональні

можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні за функціями розробки, наприклад, в середньому за 300 тисяч грн, тобто на 10 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку $\Delta\Pi_1$, що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, тобто виведення її на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = \sum_1^n (\Delta C_0 \cdot N + C_0 \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right), \quad (5.10)$$

де ΔC_0 – збільшення ціни реалізації розробки $\Delta C_0 = 300 - 290 = + 10$ тисяч грн;

N – обсяг діяльності у році до впровадження розробки; $N = 400$ шт.;

ΔN – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 10 шт., у 2027 році + 20 шт., у 2028 році + 5 шт. (відносно базового 2025 року);

C_0 – ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок, $C_0 = 300$ тисяч грн;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку $n = 3$;

λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість; $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати $\rho = (0,2 \dots 0,5)$; візьмемо $\rho = 0,4$;

v – ставка податку на прибуток. У 2025 році $v = 18\%$.

Тоді можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_1$ для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [10 \cdot 400 + 300 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1913,25 \approx 1914 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta \Pi_2$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta \Pi_2 = [10 \cdot 400 + 300 \cdot 20] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2733,22 \approx 2734 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta \Pi_3$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta \Pi_3 = [10 \cdot 400 + 300 \cdot 5] \cdot 0,8333 \cdot 0,4 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1503,27 \approx 1504 \text{ тис. грн.}$$

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$\text{ПП} = \sum_1^t \frac{\Delta \Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (5.11)$$

де $\Delta \Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої нашої роботи, грн;

t – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку $t = 3$ роки;

τ – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що $\tau = 0,17$ (17%);

t – період часу (в роках) від моменту початку розробки системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення на ринок і впровадження (в кожному) із років.

Тоді приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, складе:

$$\text{ПП} = \frac{1914}{(1+0,17)^2} + \frac{2734}{(1+0,17)^3} + \frac{1504}{(1+0,17)^4} \approx 1398 + 1707 + 803 = 3908 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість реалізації нашої розробки інвестору для її комерціалізації): $PV = K \times V_{\text{заг}} = (1,0\dots5,0) \times V_{\text{заг}}$, де $V_{\text{заг}} = 186$ тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = (1,0\dots5,0) \times 186 = 4,0 \times 186 = 744 \text{ тисячі грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 3908 - 744 = 3164 \text{ тисяч грн.}$$

Оскільки $E_{\text{абс}} > 0$, то комерціалізація нашої розробки може бути доцільною.

Далі розрахуємо внутрішню дохідність $E_{\text{в}}$ вкладених інвестицій (коштів):

$$E_{\text{в}} = \sqrt[T_{\text{ж}}]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (5.12)$$

де $E_{\text{абс}}$ – абсолютний ефект вкладених інвестицій; $E_{\text{абс}} = 3164$ тисяч грн;

PV –теперішня вартість початкових інвестицій $PV = 744$ тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$ – життєвий цикл розробки, роки.

$T_{\text{ж}} = 4$ роки (2025–й, 2026–й, 2027–й, 2028–й роки)

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_{\text{в}} = \sqrt[4]{1 + \frac{3164}{744}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 4,2527} - 1 = \sqrt[4]{5,2527} - 1 = 1,514 - 1 = 0,514 \approx 51,4\%.$$

Далі визначимо ту мінімальну дохідність, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися комерціалізацією нашої розробки.

Мінімальна дохідність $\tau_{\text{мін}}$ визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (5.13)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні $d = (0,10...0,18)$. Прийmemo, що $\tau = 14\%$.

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; $f = (0,05...0,30)$.

Прийmemo, що $f = 30\%$, тобто $f = 0,3$.

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,14 + 0,30 = 0,44 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 44\%.$$

Оскільки величина $E_B = 51,4\% > \tau_{\text{мін}} = 44\%$, то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів і подальшої її комерціалізації.

Далі розраховуємо термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію розробленої нами системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів.

Термін окупності $T_{\text{ок}}$ розраховується за формулою:

$$T_{\text{ок}} = \frac{1}{E_B} = \frac{1}{0,514} \approx 1,95 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (5.14)$$

що свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів.

Висновок до розділу 4

Таким чином, основні техніко–економічні показники розробленої нами системи керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів, визначені у технічному завданні, повністю виконані.

Таблиця 5.6 – Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю:

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 200 тисяч грн	≈ 186 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 3000 тисяч грн (за три роки)	3164 тисячі грн (при 17% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	51,4%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3–ти років	1,95 років	Виконано

ВИСНОВОК

У магістерській роботі було проведено комплексне дослідження, спрямоване на підвищення ефективності керування біонічними протезами верхніх кінцівок шляхом розробки та впровадження гнучкого корсету з інтегрованими електроміографічними сенсорами. Актуальність теми зумовлена значним зростанням кількості пацієнтів із високими ампутаціями верхніх кінцівок в Україні, що потребують сучасних та функціональних методів протезування, особливо після впровадження osteointegraційних технологій.

У першому розділі проведено ґрунтовний аналіз особливостей високих ампутацій, принципів функціонування біонічних протезів та історії розвитку ЕМГ–технологій. Було встановлено, що якість керування протезом критично залежить від стабільності контакту ЕМГ–сенсорів зі шкірою, а традиційні жорсткі куксоприймачі не забезпечують необхідної фіксації при використанні грудних і спинних м'язів.

У другому розділі сформовано матеріалознавчу та конструктивну основу для створення нового типу корсету. Проаналізовано недоліки традиційних жорстких конструкцій та обґрунтовано вибір гнучких, повітропроникних та біосумісних матеріалів. Створено кілька варіантів гнучких корсетів із використанням 3D–сіток Airtex, еластичних стрічок, силіконових лайнерів та силіконових сіток. Представлено конструкції, адаптовані під різні типи ЕМГ–сенсорів, включно з системами Coapt Gen2® Complete Control® та Steeper.

У третьому розділі проведено тестування гнучких корсетів на трьох пацієнтах із високими ампутаціями та osteointegрованими імплантатами. Практичні випробування підтвердили, що гнучкий корсет забезпечує значно вищу стабільність зчитування м'язових сигналів, дозволяє ефективно керувати протезом як у статичних, так і динамічних умовах, та підвищує рівень функціональної незалежності пацієнтів. Порівняльний аналіз, проведений за бінарною системою оцінювання, продемонстрував, що гнучкий корсет має загальну ефективність 93,75 %, що на 56,25 % перевищує ефективність

традиційного твердого корсету (37,5 %). Це підтверджує значну перевагу інноваційної конструкції.

Загалом результати роботи засвідчують, що запропонований гнучкий корсет є перспективним та високоефективним рішенням для протезування пацієнтів з високими ампутаціями верхніх кінцівок. Він поєднує комфорт, універсальність, адаптивність, стабільність ЕМГ–сигналів та доступність виготовлення. Розроблена технологія сприяє підвищенню якості життя пацієнтів, забезпечує надійний контроль над біонічними протезами та формує основу для подальших клінічних впроваджень і вдосконалення конструкції.

Виконана робота має значну практичну цінність, адже її результати можуть бути використані протезистами, біомедичними інженерами, реабілітаційними фахівцями та виробниками протезних систем. Подальші дослідження можуть бути спрямовані на оптимізацію кріплення сенсорів, автоматичне калібрування сигналів, розширення сумісності з іншими типами протезів та інтеграцію елементів смарт–аналітики для покращення точності ЕМГ–контролю.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Upskillbysteeper. URL: <https://www.upskillbysteeper.com/#/online-course-player/0a1e3b22-711c-46ab-89a7-8b34e296546a>
2. Проблеми діагностики та лікування турнікетного синдрому при вогнепальних пораненнях верхніх і нижніх кінцівок – medexpert. medexpert. URL: <https://medexpert.com.ua/journals/ua/problemi-diagnostiki-ta-likuvannja-turniketnogo-sindromu-pri-vognepalnih-poranennjah-verhnih-nizhnih-kincivok/>
3. A guide to upper-limb prosthetics Shoosmiths. Shoosmiths. URL: <https://seriousinjury.shoosmiths.com/serious-injury/serious-injury-guides/guide-upper-limb-prosthetics-compensation-claim>
4. DynamicArm Plus Natürliches Bewegungsverhalten für bestmögliche Unabhängigkeit. Ottobock. URL: <https://www.ottobock.com/de-de/product/12K110N>
5. Steeper Group – Espire Pro Elbow. Steeper Group. URL: <https://www.steepergroup.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/wrists/espire-pro-elbow/>
6. Utah Arm 3+ Fillauer LLC Orthotics and Prosthetics Manufacturer. Fillauer LLC Orthotics and Prosthetics Manufacturer. URL: <https://fillauer.com/products/utah-arm-3-2/>
7. MC Standard Wrist Rotator Fillauer LLC Orthotics and Prosthetics Manufacturer. Fillauer LLC Orthotics and Prosthetics Manufacturer. URL: <https://fillauer.com/products/mc-standard-wrist-rotator/>
8. VINCENTevolution4 Vincent Systems. Vincent Systems. URL: <https://www.vincentssystem.de/en/vincent-evolution4>
9. TASKA Prosthetics TASKA HandGen2. TASKA Prosthetics. URL: <https://www.taskaprosthetics.com/products/taska-gen2>
10. TASKA Prosthetics TASKA CX™. TASKA Prosthetics. URL: <https://www.taskaprosthetics.com/products/taska-cx>
11. Our Range Of Available Grip Patterns And Poses COVVI Ltd. COVVI Ltd. URL: <https://www.covvi.com/covvi-hand/grip-patterns/>

12. Fd Electrode Electrodes Myo Control Elements Myo Hands and Components Upper Limb Prosthetics Prosthetics Ottobock US Shop. Ottobock US Shop Homepage. URL: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Control-Elements/Electrodes/Electrode/p/13E200~560#product-specification-section>
13. Remote electrode Myo Plus TR & Electrodes Myo Plus Upper Limb Prosthetics Prosthetics Ottobock US Shop. Ottobock US Shop Homepage. URL: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Plus/Myo-Plus-TR-&-Electrodes/Remote-electrode/p/13E401~5G90-60>
14. Steeper Group – Electrodes & Cables. Steeper Group. URL: <https://www.steepergroup.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/battery-systems/electrodes-cables/>
15. Steeper Group – TruSignal AC Electrodes. Steeper Group. URL: <https://www.steepergroup.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/espire™-elbow/system-components/trusignal-ac-electrodes/>
16. Accessories Vincent Systems. Vincent Systems. URL: <https://www.vincentystems.de/en/zubehoer>
17. Accessories Vincent Systems. Vincent Systems. URL: <https://www.vincentystems.de/en/zubehoer>
18. IBT Upper Limb Myoelectric Directional Control. URL: <https://www.i-biomed.com/glide>
19. Prosthetic Innovations, LLC. IBT Glide Pattern Recognition | Prosthetic Innovations, 2024. YouTube. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=womrlTRCWC4>
20. Coapt – Myoelectric Pattern Recognition for Upper Limb Prostheses – Coapt Myo Pattern Recognition. Coapt Myo Pattern Recognition. URL: <https://coaptengineering.com/>
21. Carbon Braid. For customized, laminated, and lightweight prosthetic sockets URL: <https://www.curbellplastics.com/materials/specialty-products/orthotic-prosthetic/carbon-braid/>

22. Emerging Value of Osseointegration for Intuitive Prosthetic Control after Transhumeral Amputations: A Systematic Review / V. Tereshenko et al. *Plastic and Reconstructive Surgery – Global Open*. 2024. Vol. 12, no. 5. P. e5850. URL: <https://doi.org/10.1097/gox.0000000000005850>

23. Лучник в корсеті Суспільне Луцьк. На Волині – чемпіонат України з пара стрільби з лука. Хто приїхав на змагання, 2024. YouTube. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=Fj3GtVi8bpk>

24. Купити Нагрудник Avalon TEC ONE RH Black в Україні. Кращі ціни широкий асортимент доставка (098) 466–13–56 (066) 877–22–90. Луки та арбалети Київ, Харків, Львів – інтернет магазин луків та арбалетів Arcusmarket. URL: <https://arcusmarket.com/nagrudnik-avalon-tec-one-rh-black>

25. Сітка 3Д Airtex – дихаючий матеріал з амортизуючими властивостями, який можна купити в магазині Швейний світ «Stabitech» в Україні. Тканини та фурнітуру для сумок та рюкзаків. Stabitech – купити тканину України, великий та дрібний опт. URL: <https://stabitech.com.ua/ua/a424222-setka-airtex-dyshaschij.html>

26. Tissu maille à air 3D tissu filet trois couches espaceur sandwich artisanat matériau à coudre manteau. ebay. URL: https://www.ebay.fr/itm/114610890820?_trkparms

27. Резинка 2 см чорний Купити оптом в Києві Ціна 3.43 грн/м. Тканини для пошиття одягу оптом. URL: <https://teksika.ua/7530/>

28. Регулятор пластиковий 25 мм купити. "Сумочна та взуттєва фурнітура "Demitex""это онлайн-магазин 👉 сумочной и обувной фурнитуры. URL: <https://demitex.com.ua/ua/p552152968-regulyator-plastikovyj.html>

29. Кнопка Alfa Нікель 10 мм 50 шт Фурнітура для одягу Якісна фурнітура для речей Фурнітура швейна (ID#1882309360), ціна: 98 ₴, купити на Prom.ua. URL: <https://prom.ua/ua/p1882309360-knopka-alfa-nikel.html>

30. Застібка текстильна (VELCRO або «Реп'ях») – ТК-Фурнітура. ТК-Фурнітура – швейна фурнітура, швейне обладнання, товари для рукоділля. URL: <https://www.tk-furnitura.com.ua/zastibka-tekstilna-velcro-abo-rep-yah/>

31. Що таке лайнери й які вони бувають?. URL: <https://ossur.com.ua/shho-take-lajneri-j-yaki-voni-buvayut/>

32. Що таке лайнери і навіщо вони потрібні?. URL: <https://health-ukraine.com.ua/uk/cho-takoe-laynery/>

33. Сітка силіконова на Prom.ua. prom.ua. URL: <https://prom.ua/ua/p1629998784-setka-silikonovaya-dlya.html>

34. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А

Ілюстративна частина
**Система керування протезом верхньої кінцівки на основі
електроміографічних сигналів**

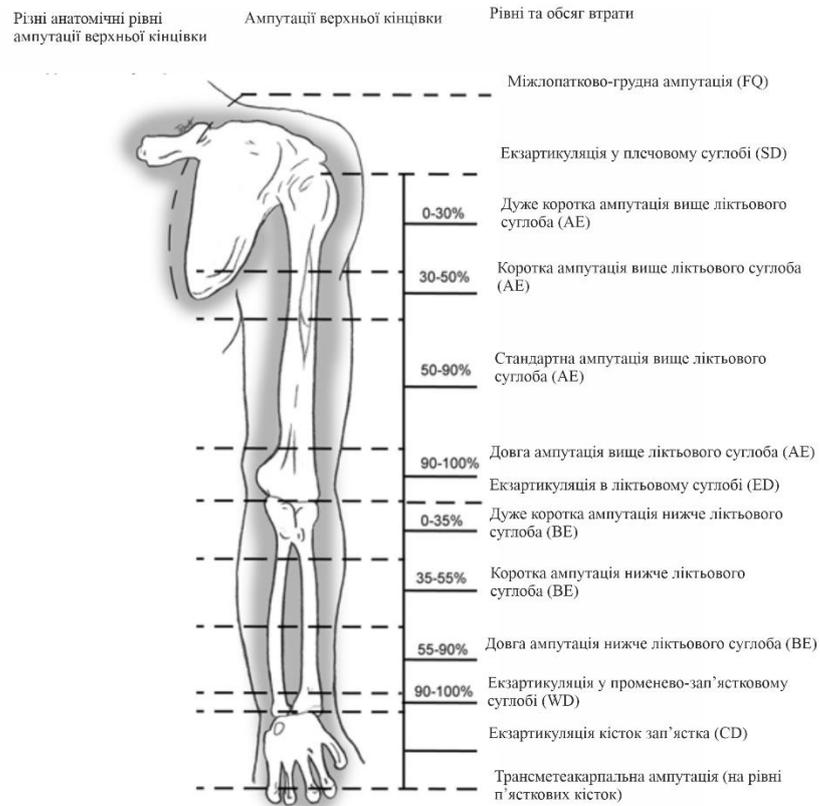


Рисунок А.1 – Рівні ампутації верхньої кінцівки [1]

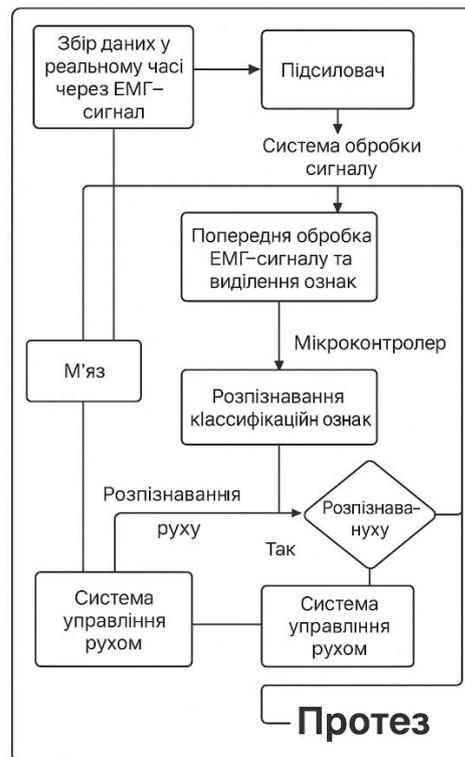


Рисунок А.2 – Блок-схема роботи біонічного протезу



Рисунок А.3 – Твердий корсет з карбону та силікону: вигляд зовні, де: 1 – ремінь; 2 – карбонове ламінування; 3 – застібка “реп’ях”; 4 – кріпильний гвинт.



Рисунок А.4 – Твердий корсет з карбону та силікону: вигляд зсередини, де: 5 – медичний силікон; 6 – отвір під ЕМГ-сенсор; 7 – неопренова підкладка.



Рисунок А.5 – Гнучкий корсет, вигляд зовні, де:

1 – неопрен; 2 – кнопкова фурнітура; 3 – застібка текстильна «реп'ях»; 4 – одношарова чорна сітка; 5 – кабелі від ЕМГ-сенсорів; 6 – додаткова вставка з резинки; 7 – трьохшарова зелена 3D-сітка; 8 – еластична резинка.

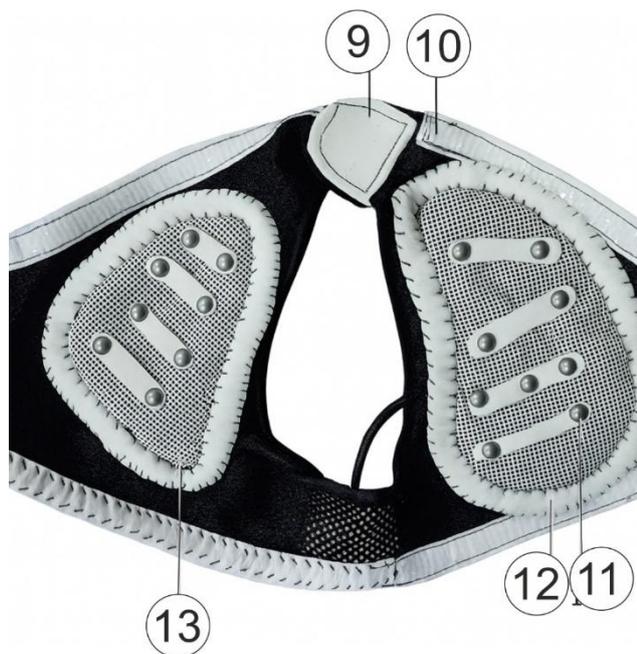


Рисунок А.6 – Гнучкий корсет, вигляд зсередини, де:

9 – вставка з лайнера; 10 – силіконова стрічка;
11 – ЕМГ-сенсор системи Соарт; 12 – стрічка з лайнера; 13 – силіконова сітка.



Рисунок А.7 – Пацієнт 1, вид спереду



Рисунок А.8 – Пацієнт 1, у двох гнучких корсетах, вид ззаду

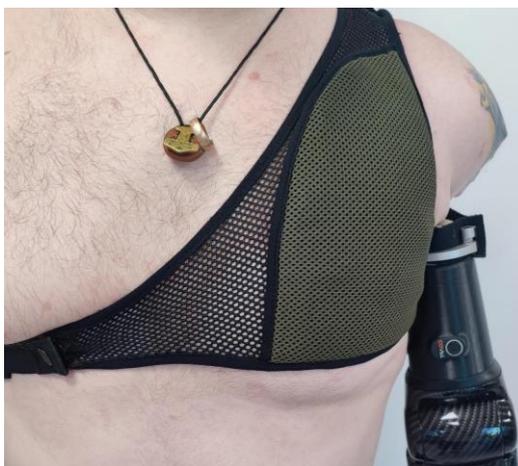


Рисунок А.9 – Пацієнт 2, у корсеті з сенсорами системи СОАРТ, вид спереду



Рисунок А.10 – Пацієнт 2, у корсеті з сенсорами системи СОАРТ, вид ззаду



Рисунок А.11 – Пацієнт 3, у гнучкому корсеті з ЕМГ сенсорами компанії Steeper, вид спереду



Рисунок А.12 – Пацієнт 3, у гнучкому корсеті з ЕМГ сенсорами компанії Steeper, вид ззаду

Загальна ефективність твердого корсету



Рисунок А.13 – Кругова діаграма ефективності твердого корсету

Загальна ефективність гнучкого корсету

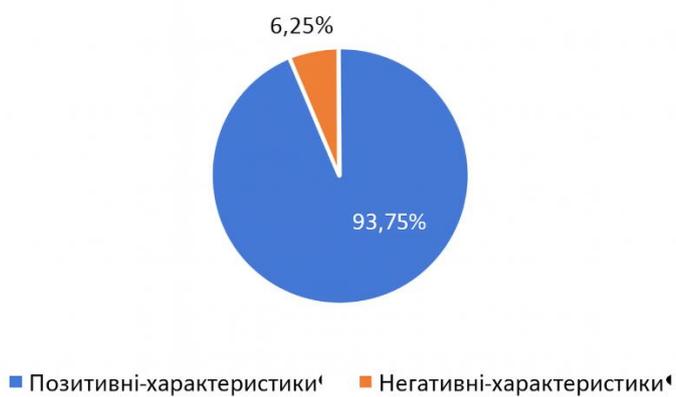


Рисунок А.14 – Кругова діаграма ефективності гнучкого корсету

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Система керування протезом верхньої кінцівки на основі електроміографічних сигналів

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КП1) 7,24 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП

(прізвище, ініціали, посада)

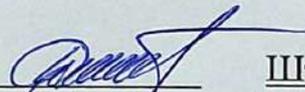

(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

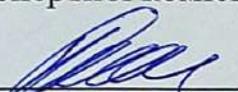
Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

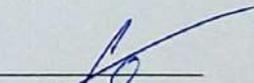
Керівник


(підпис)

Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач


(підпис)

Гуменюк К. М.

(прізвище, ініціали)