МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю. М. Потебні

Кафедра електроніки, інформаційних систем
та програмного забезпечення
(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота

другий (магістерський)
(рівень вищої освіти)

на тему *Дослідження та розробка медично-діагностичної системи визначення м'язової активності для оцінювання енерговитрат при використанні біопротеза.*

Виконав: студент (ка) *II* курсу, групи *8.1763*
спеціальності *176 «Мікро- та наносистемна техніка»*
(код і назва освітньої программи)

освітньої програми *Мікроелектронні інформаційні системи*
(код і назва освітньої программи)

Батюк Катерина Василівна
(ініціали та прізвище)

Керівник доцент кафедри ЕІСПЗ, *доцент, к.т.н.*
Ніконова Аліна Олександрівна
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент
інженер-конструктор Конструкторського бюро Колосова
Григор'єва Ірина Костянтинівна
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

м. Запоріжжя – 2024 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю. М. Потебні

Кафедра *електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення*
Рівень вищої освіти _____ *другий (магістерський)*
Спеціальність *176 «Мікро- та наносистемна техніка»*
(код і назва)
Освітня програма *Мікроелектронні інформаційні системи*
(код і назва)
Спеціалізіція_____

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри _____
Критська Т.В.

"_10_" грудня 2024 року

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Батюк Катерині Василівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Дослідження та розробка медично-діагностичної системи визначення м'язової активності для оцінювання енерговитрат при використанні біопротеза.
керівник проекту (роботи) *Ніконова Аліна Олександрівна*
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом вищого навчального закладу від *"30" вересня 2024 року №1483-с*
2. Строк подання студентом проекту (роботи) *10 грудня 2024 року*
3. Вихідні дані до проекту (роботи) *електроди для вимірювання ЕМГ-сигналу, диференційний підсилювач INA118, фільтр Баттерворта, компаратор 74LS85, перетворювач 74185, перетворювач 74184, дешифратор 7445, семи сегментний індикатор*
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):
1 Медично-діагностичні системи визначення м'язової активності. 2. Розробка системи перетворення біоелектричного сигналу; 3. Техніко-економічне обгрунтування. 4. Охорона праці та техногенна безпека.
5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)
Л1 – динаміка росту ринку біонічних протезів; Л2 – структурна схема електроміографа; Л3 – алгоритм перетворення аналогового сигналу БП; Л4 – моделювання біоелектричного сигналу; Л5 - моделювання процесу фільтрації сигналу; Л6 – моделюваннння підсилювача в EWB; Л7 – моделюваннння фільтру в EWB; Л8 – схема електрична принципова

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата завдання прийняв
I	*Ніконова А.О.*	
II	*Ніконова А.О.*	
III	*Ніконова А.О.*	
IV	*Ніконова А.О.*	

7. Дата видачі завдання _____*28.02.2024 року*_____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Приміт-ка
1	*Аналіз методів контролю трансрадіальних протезів на основі залишкової м'язової активності, динаміка використання, ефективність використання бі-опротезів*	*04.03.2024*	
2	*Вивчення методів контролю протеза та вибір універсального підходу, який використовують для ви-мірювання біосигналу сьогодні*	*01.04.2024*	
3	*Аналіз принципів виникнення електроміографічного (ЕМГ) сигналу та його параметрів*	*30.04.2024*	
4	*Моделювання схеми вимірювання біоелектричного сигналу, визначення оптимальної конструкції поверхневих електродів*	*17.05.2024*	
5	*Розробка алгоритму перетворення сигналу біоелектричних потенціалів в цифровий сигнал, моделювання електроміографічного сигналу та процесу фільтрації різними типами фільтрів*	*25.06.2024*	
6	*Реалізація схеми вимірювання біоелектричного сигналу, аналіз вибору електродів для вимірювання ЕМГ-сигналу, розрахунок підсилювача та фільтру сигналу*	*07.08.2024*	
7	*Техніко-економічне обгрунтування*	*13.09.2024*	
8	*Охорона праці та техногенна безпека*	*30.10.2024*	
9	*Оформлення пояснювальної записки*	*14.11.2024*	
10	*Рецензування, нормоконтроль, підписання роботи*	*10.12.2024*	
11	*Оприлюднений захист магістерської роботи*	*11.12.2024*	

Студент _____ _*Батюк К.В.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи) _____ *Ніконова А.О.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено _____ *Верьовкін Л.Л.*
(підпис) (прізвище та ініціал

Реферат

Дипломна робота містить 80 сторінок, 32 рисунків, 8 таблиць, 14 джерел літератури.

Об’єкт дослідження – медично-діагностична система визначення м’язової активності.

Мета роботи –розробка медично-діагностичної системи визначення м’язової активності для оцінювання енерговитрат при використанні біопротеза.

Задачі роботи – дослідження принципу роботи медично-діагностичної системи визначення м’язової активності та процесу зняття електроміографічного сигналу; синтез, розробка функціональних вузлів медично-діагностичної системи, а також їх моделювання у середовищі EWB та MatLab;

Методика дослідження – моделювання пристрою з допомогою програмного забезпечення Electronics WorkBench, 5.12, MatLab, SPlan 7.0.

Короткий виклад результатів досліджень: дослідження були спрямовані на розробку біоелектричних систем для вимірювання м’язової активності при використанні біопротезів. Оцінено та оптимізовано підсилювачі й фільтри для забезпечення стабільного сигналу та точності вимірювань. Розроблені схеми підсилювачів та фільтрів забезпечують оптимальні характеристики для обробки біоелектричних сигналів, що може бути застосовано в медичних пристроях для реабілітації пацієнтів з ампутаціями.

Результати впроваджень рекомендовано для використання у розробці біонічних пристроїв в Україні.

МЕДИЧНО-ДІАГНОСТИЧНА СИСТЕМА, ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЯ, ПІДСИЛЮВАЧ, ПРОТЕЗИ, БІОЕЛЕКТРИЧНИЙ СИГНАЛ

Дипломну роботу виконано на кафедрі електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення, з 30.09.2024 р. по 10.12.2024 р

Зміст

ВСТУП 6
1 МЕДИЧНО-ДІАГНОСТИЧНІ СИСТЕМИ ВИЗНАЧЕННЯ М'ЯЗОВОЇ АКТИВНОСТІ 8
1.1 Методи контролю трансрадіальних протезів на основі залишкової м'язової активності та її зв'язку з пропріоцептивним зворотним зв'язком.. 9
1.1.1 Основні поняття пропріоцепції та контролю протезів 9
1.1.2 Типи протезів 12
1.2 Електроміографія 13
1.3 Електроімпедансна томографія 17
1.4 Спектроскопія ближнього інфрачервоного діапазону 19
1.5 Сономіографія 21
1.6 Силова міографія 22
1.7 Фономіографія 24
2 РОЗРОБКА СИСТЕМИ ПЕРЕТВОРЕННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНОГО СИГНАЛУ 26
2.1 Динаміка використання біонічних протезів 26
2.2 Аналіз ефективності використання біопротезів 30
2.3 Розробка схеми вимірювання біоелектричного сигналу 33
2.4 Визначення оптимальної конструкції поверхневих електродів 34
2.5 Розробка алгоритму перетворення сигналу біоелектричних потенціалів залишкової активності м'язів в цифровий сигнал. 35
2.5.1 Моделювання електроміографічного сигналу 38
2.5.2 Моделювання процесу фільтрації сигналу різними типами фільтрів 42
2.5.3 Підсилювач сигналу 49
2.5.4 Фільтрація 53
3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ 60
3.1 Обгрунтування вибору підсилювача для підсиленняя сигналу ЕМГ 60
4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА 67
ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ 72
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАННОЇ ЛІТЕРАТУРИ 74
ДОДАТОК А 76
ДОДАТОК Б 77

ВСТУП

Здатність людини до руху є однією з найважливіших функцій, що дає можливість взаємодіяти з навколишнім світом, виконувати різні дії, відчувати себе незалежними.

Сьогодні проблема протезування в Україні є надзвичайно актуальною. Сучасні реалії, зокрема військові конфлікти та пов'язані з ними травми, значно підвищили попит на високоякісні протези серед населення. Велика кількість військовослужбовців та цивільних осіб, які постраждали внаслідок бойових дій, потребують ефективних рішень для відновлення рухової активності та повернення до повноцінного життя.

Крім того, високий рівень травматизму внаслідок дорожньо-транспортних пригод, виробничих аварій та побутових нещасних випадків також сприяє зростанню кількості людей, які потребують протезування. За даними Міністерства охорони здоров'я України, щорічно збільшується кількість пацієнтів, які потребують протезування кінцівок.

Актуальною проблемою у сучасному протезуванні є розробка механізмів, які дозволяють особам з втратою кінцівок не лише зовнішньо замінити втрачені частини тіла, але й повністю відновити їх функціональні можливості.

Біопротез — це «зовнішній прикладний пристрій, що використовується для зміни структурних та функціональних показників нервово-м'язової та скелетної системи»

Біопротези традиційно робилися на основі креслень після вимірювання розмірів кінцівок для кращого створення спеціалізованих пристроїв. З появою пластичної хірургії, за основу для виробництва використовували гіпсування форми потрібної частини тіла. Цей метод і зараз широко використовувався у даній галузі.

Біопротези виготовляють з різних матеріалів, у тому числі термопластів, вуглецевих волокон, металів, еластичних шин, тканин чи сукупності по-

дібних матеріалів. Деякі проекти (конструкції) можна легко придбати у магазинах; інші, більш специфічні, потребують рекомендацій (рецепту) від лікаря, які будуть вказувати на той біопротез, який найбільш відповідає вимогам пацієнта. У тих, що відпускаються без рекомендацій, є ортодонтичні скоби кількох розмірів. Вони, як правило охоплюють, щільно стискають або є прив'язаними до певної ділянки. Однією з цілей цих ортодонтичних скоб є захист від ушкоджень.

Сучасні біопротези, зокрема ті, що використовують передові технології, такі як електроміографія, забезпечують значно більшу функціональність і комфорт для користувачів. Вони дозволяють відновити широкий спектр рухів, що сприяє підвищенню якості життя людей з ампутованими кінцівками. Однак відсутність біологічного зворотного зв'язку є одним з основних недоліків і важливим аспектом у досягненні повноцінної взаємодії між протезом та користувачем.

Наявність таких технологій потребує відповідної медично-діагностичної системи для ефективного моніторингу та оцінювання енерговитрат, що є важливим аспектом для оптимального функціонування протезів.

Таким чином, розробка та впровадження сучасних протезів є критично важливою для України. Вона не тільки допомагає постраждалим повернутися до активного життя, але й сприяє загальному покращенню медичної інфраструктури країни. Інвестиції в інноваційні рішення та підтримка наукових досліджень у цій галузі можуть суттєво покращити якість життя багатьох українців, які зіткнулися з втратою кінцівок.

1 МЕДИЧНО-ДІАГНОСТИЧНІ СИСТЕМИ ВИЗНАЧЕННЯ М’ЯЗОВОЇ АКТИВНОСТІ

Сенсорна система – це система в нервовій системі, яка складається з периферійних і центральних структур і відповідає за сприйняття сигналів різних модальностей зовнішнього та внутрішнього середовища. Основним компонентом взаємодії людини з її тілом є соматосенсорна система. Вона забезпечує сприйняття таких сенсорних модальностей, як дотик, температура, пропріоцепція та ноцицепція і необхідна для виконання складних рухів, які контролюються корою головного мозку.

Для створення єдиної системи "зворотнього зв'язку" між протезом і мозком людини необхідно спочатку окремо реалізувати всі аспекти функціонування соматосенсорної системи, а потім поєднати їх в єдиний механізм збору, обробки та передачі інформації.

Відсутність пропріоцептивного зворотного зв'язку разом із відсутністю дотикових відчуттів є однією з найбільш критичних незручностей сучасних протезів. У більшості випадків користувачеві доводиться координувати рухи протеза і регулювати захват, спираючись на екстероцепцію (зазвичай візуальний зворотний зв'язок). Згідно з оцінкою потреб користувача, силовий зворотний зв’язок вважається критичним, оскільки він не може бути оцінений користувачем візуально. Зворотний зв’язок щодо положення протезних пальців також вважається важливим, оскільки це може дозволити зменшити увагу, необхідну для поводження з протезом[1].

1.1 Методи контролю трансрадіальних протезів на основі залишкової м’язової активності та її зв’язку з пропріоцептивним зворотним зв’язком

Сучасна медицина все більше орієнтується на персоналізований підхід до лікування та реабілітації пацієнтів. Одним із видів ефективних рішень для відновлення функціональності є трансрадіальний протез, який відіграє важливу роль у реабілітації пацієнтів з ампутацією передпліччя.

Трансрадіальний протез – це інноваційна розробка в галузі протезування, призначена для заміни передпліччя після ампутації. Він кріпиться до залишкової частини плеча і відновлює значну частину функцій втраченої кінцівки.

Його робота базується на складному взаємодії електроніки, механіки та біології. Завдяки електродам, що зчитують електричні сигнали м'язів культі, протез може виконувати різноманітні рухи, від простих до складних. Однак, для більш точного керування та адаптації протеза до індивідуальних потреб пацієнта, дослідники розглядають нові підходи.

Незважаючи на те, що протезування як галузь медицини виникло багато століть тому, воно все ще є сферою, яка розвивається і значною мірою залежить від досліджень нових технологій. В області протезування за останні десятиліття відбувся значний прогрес завдяки розвитку біомеханіки, неврології, нових матеріалів і підходів. Однак навіть найсучасніші інновації та відкриття в цій області не можуть забезпечити ідеальну заміну втрачених функцій кінцівок[1].

1.1.1 Основні поняття пропріоцепції та контролю протезів

Залежно від рівня ампутації ампутацію верхньої кінцівки можна класифікувати на часткову ампутацію кисті, дезартикуляцію зап’ястка, трансра-

діальну, ліктьову дезартикуляцію, трансгумеральну, дезартикуляцію плеча та ампутацію передньої чверті. Вибір відповідної топології контролю для протеза залежить від рівня ампутації.

Трансрадіальна (також відома як «нижче ліктьова») ампутація відбувається через променеву та ліктьову кістки нижньої частини руки. Після ампутації такого рівня часто доступні згиначі пальців і зап'ястя (також відповідні розгиначі), розташовані на передпліччі, і є можливими місцями, які можна використовувати для отримання контрольних сигналів для протеза руки. У випадках, коли ампутація дуже проксимальна, розташована ближче до центру тіла, м'язи ампутованої області втрачаються, що ускладнює застосування методів біосенсору, заснованих на моніторингу активності в залишкових м'язах.

Окремі хірургічні операції, такі як цільова реіннервація м'язів (ЦРМ, рис. 1.1а) і регенеративний інтерфейс периферичного нерва (РІПН, рис. 1.1б), можуть додатково виконуватися для пересадки та приживлення решти нервів ампутованої кінцівки на нове місце розташування здорових м'язів (або м'язових трансплантатів у разі РІПН), що іноді дає змогу виміряти активність у цих м'язах.

Обидва підходи також виявилися ефективними для лікування болючих невром, які часто з'являються у пацієнтів, які перенесли ампутацію. Хоча зазвичай застосовується після проксимальних ампутацій, метод ЦРМ, а також використовується для пацієнтів із трансрадіальними ампутаціями.

Альтернативою хірургічному втручанню було б вимірювання активності м'язів, відмінних від тих, які спочатку використовувалися для керування кінцівкою, і, якщо сигнали достатньо сильні, використовувати їх для керування протезом. Однак як у випадку хірургічного втручання, так і під час використання інших м'язів для отримання керуючих сигналів, поки що неможливо встановити повністю інтуїтивний контроль над протезом, і пацієнт повинен адаптуватися до нових асоціацій. Процес адаптації потребує часу, тому

пацієнт повинен регулярно виконувати реабілітаційні вправи для запобігання атрофії м’язів[2].

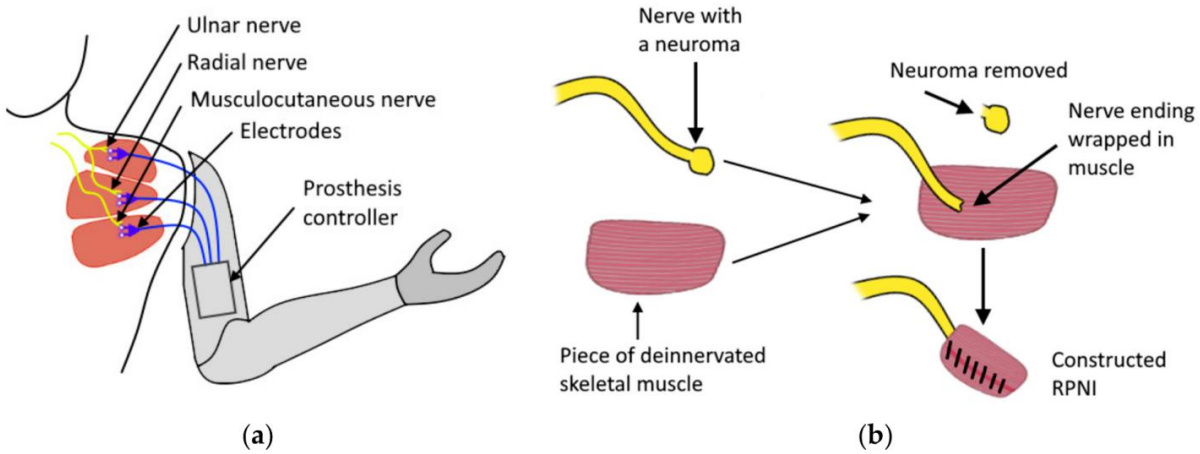


Рисунок 1.1 – Хірургічні процедури для покращення контролю над протезом: (а) ЦРМ — цільові реіннервовані м’язи можуть бути використані для контролю протеза після проксимальної ампутації; (б) ілюстрація конструкції РІПН.

Важливими аспектами, що впливають на зручність використання протезів, є інтуїтивність роботи та система зворотного зв’язку для координації рухів. Відсутність сенсорного зворотного зв'язку від кінцівки впливає на щоденне використання протеза та ускладнює його. Однак для інтуїтивного керування недостатньо лише тактильної інформації. Іншим важливим аспектом для інтуїтивно зрозумілого та швидкого керування протезом є здатність користувача мати пропріоцептивний зворотний зв’язок щодо всіх виконуваних рухів.

Пропріоцепція, кінестезія та нервово-м'язовий контроль – це терміни, які часто використовуються в літературі як синоніми; однак ці терміни мають відмінні визначення. Пропріоцепція – це усвідомлення положення суглоба, тоді як кінестезія – це усвідомлення руху суглоба.

Нервово-м'язовий контроль визначається як несвідома натренована реакція м'яза, задіяного в контролі динамічної стабільності суглоба. Пропріоцептивні сенсорні сигнали мають вирішальне значення для контролю руху і

представляють абсолютно відмінну сенсорну модальність від дотику (відчуття контакту та тиску).

Органи чуття, які сприяють пропріоцепції, важко оцінити, виміряти або порівняти через їхню частково несвідому природу. Через серію тестів встановлено, що пропріоцептивна здатність людських суглобів залежить від конкретного місця, наприклад, правші продемонстрували незмінно кращі пропріоцептивні здібності для суглобів на лівій стороні тіла (порівняно зі здібностями на правій стороні).

Пропріоцептивні сенсорні сигнали генеруються різними механорецепторами (пропріорецепторами), розташованими в м’язах, суглобових капсулах і зв’язках, які разом забезпечують сенсорний вхід до центральної нервової системи[2].

1.1.2 Типи протезів

Залежно від взаємодії між користувачем і пристроєм, протези рук, які зараз доступні на ринку, можна розділити на два типи: пасивні та активні протези.

Пасивні протези призначені лише для естетичних цілей і можуть використовуватися для дуже обмеженого кола завдань. Активні протези можна далі розділити на тілесні та зовнішні. Оскільки протези, що рухаються від тіла, пропонують лише мінімальний контроль над рухом, електронні протези є звичайним варіантом для пацієнтів, які бажають використовувати протез.

Погано сконструйований або неправильно сконфігурований протез може не тільки мати обмежені можливості, але він також може загрожувати життю пацієнта. Ось чому системи керування, які використовуються в протезах для рук із зовнішнім живленням, базуються на перевірених технологіях,

які є бажано простими та надійними у виконанні завдань, для виконання яких вони призначені.

Більшість відомих на даний момент методів контролю протеза ґрунтуються на отриманні вимірювань фізіологічних властивостей залишкових м’язів у куксі та перетворенні цих вимірювань у відповідні контрольні сигнали для протеза. У цьому випадку м’язи діють як біологічні підсилювачі нейронних команд, які потім сприймаються датчиком.

Підходи, які використовують біосигнали від периферичної або центральної нервової системи та забезпечують двонаправлений зв’язок (інтерфейс мозок–машина), все ще знаходяться на ранніх стадіях розробки та наразі мають численні недоліки[2,3].

1.2 Електроміографія

Незважаючи на те, що в останні роки було розроблено кілька методів контролю, стандартні протези рук зазвичай використовують електроміографію (ЕМГ) – підхід, заснований на вимірюванні електричних потенціалів, створених м’язами під час скорочень.

Амплітуда ЕМГ-сигналу знаходиться в діапазоні від 1 до 10 мВ з частотним діапазоном до 500 Гц і найбільшою енергією сигналу в діапазоні від 50 до 150 Гц — якщо електричні м’язові потенціали вимірюються на поверхні шкіри за допомогою сухих або адгезивних електродів, і цей метод називають поверхневою електроміографією (пЕМГ).

Електроміографічні методи найчастіше застосовуються в управлінні протезами. У таких системах використовується міоелектричний сигнал, який отримується із активних м'язових волокон під час скорочення або змін об'єму м’язів.

Керування протезом базується на реєстрації біоелектричного сигналу через електроди, розташовані на куксі. Ці сигнали посилюються й передаються до мікроконтролера для аналізу та формування команд для виконавчих механізмів протезу.

Приклад розміщення поверхневого електрода для моніторингу згиначів і розгиначів зап'ястка показано на рисунку 1.2. Внутрішньом'язова електроміографія (вЕМГ) передбачає розміщення чутливих електродів над м'язом під шкірою або імплантацію електродів безпосередньо у цільовий м'яз.

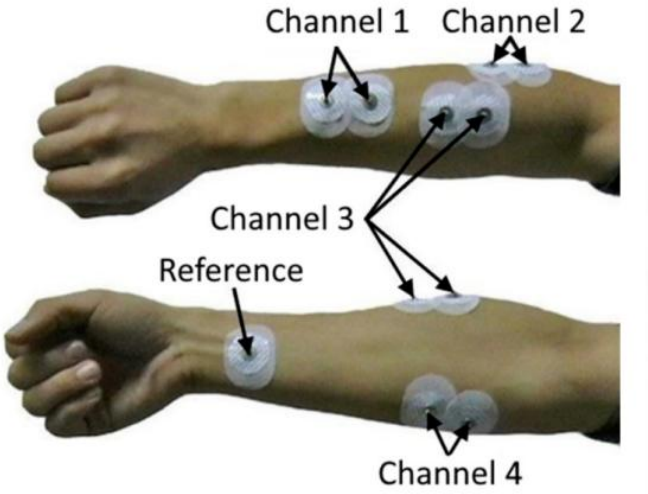


Рисунок 1.2 – Ілюстрація типової установки вимірювання ЕМГ середньої руки для чотирьох незалежних каналів пЕМГ.

Аналіз цього сигналу дозволяє зрозуміти механізми утворення сили в м'язі та принципи його руху. Однак точність отримання такої інформації залежить від обраного методу зчитування сигналу. Спочатку слабка напруга в діапазоні мікровольт посилюється, фільтрується і передається у вигляді керувальних сигналів до мікроконтролера блоку керування. У цьому блоці сигнал аналізується та трансформується в команди для виконавчого механізму протеза (рис. 1.3). На рис. 1.3 наведено приклад міоелектричного протеза[2].

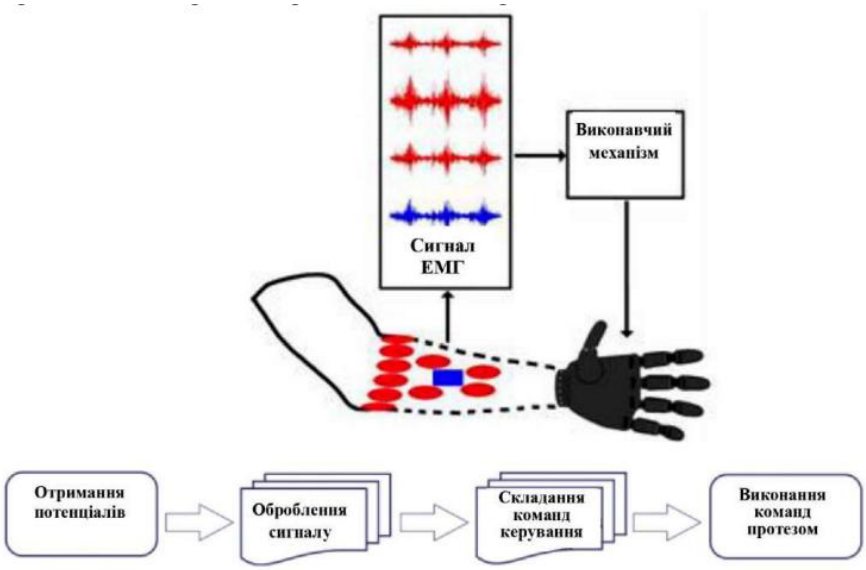


Рисунок 1.3 – Блок-схема роботи системи керування протезом

Основними перевагами електроміографічного методу керування є його неінвазивність і простота організація управління протезом. Проте ефективність роботи таких пристроїв залежить від кількох факторів: кількості інформативних зон, правильного розташування електродів, а також їхньої стабільності під час експлуатації. Використання електроміографічних протезів можливе за умови збереження активності та цілісності м’язових волокон, відповідальних за рух відсутньої кінцівки.

Електроди пЕМГ та вЕМГ зазвичай розміщують на (або всередині) великих м’язових груп, щоб досягти кращого співвідношення сигнал/шум. Електроди ЕМГ зазвичай розміщують між руховою одиницею та сухожильним вставленням м’яза.

Залежно від кількості місць вимірювання можливі конфігурації отримання сигналу ЕМГ включають:

a) Монополярна конфігурація, яка отримує сигнал за допомогою одного електрода відносно електрода порівняння (заземлення), який зазвичай розміщують на електрично нейтральній тканині (поруч із кісткою).
b) Біполярна конфігурація — сигнал отримується за допомогою двох активних електродів (розміщених на відстані 1–2 см один від одного) за

допомогою електрода порівняння. Сигнали з двох вимірювальних точок збираються відносно загальної землі, що забезпечується електродом порівняння, а потім посилюються. Це допомагає зменшити навколишній електромагнітний шум.

c) Мультиполярні конфігурації — подібні до біполярних, але використовують більше двох активних електродів. Ця конфігурація додатково зменшує перехресні перешкоди та шум.

Внутрішньом'язовий підхід у серії експериментів виявився більш точним. Однак обидва підходи мають властиві недоліки, такі як погіршення сигналу через м'язову втому, відносно низьку просторову роздільну здатність, спричинену перехресними перешкодами сусідніх м'язів і сприйнятливість до електромагнітного шуму. Останні два недоліки пом'якшені для імплантованих електродних модулів.

У підході до вимірювання пЕМГ зрушення позиції датчиків між сеансами вимірювання можуть мати негативний вплив на точність. Чинники, які впливають на стабільність реєстрації ЕМГ, включають наявність моторних клітин і сухожиль, активність сусідніх м'язів, відстань між активним м'язовим волокном і точкою реєстрації, а також фільтрувальні властивості електродів та їхнє розташування відносно нервів. Для оптимальної реєстрації рекомендується розміщувати біполярні електроди паралельно до м'язових волокон з мінімальною відстанню між електродами 20 мм. Ця відстань достатня для уникнення перехресних наведень і водночас забезпечує вибірковість моторних клітин [1].

Очевидний підхід до покращення ефективності керування шляхом додавання більшої кількості вузлів датчика ЕМГ не завжди доступний через недостатню площу поверхні для розміщення електродів.

Значним фактором, що впливає на якість сигналу, є опір між електродом і шкірою. Високий опір зменшує амплітуду сигналу та спотворює його. Для покращення провідності та зниження опору рекомендується використовувати провідний гель, забезпечувати постійний тиск електродів на шкіру, а

також підготовлювати поверхню шкіри шляхом обробки спиртом і видалення верхнього шару епідермісу.

Незважаючи на те, що записи пЕМГ високої щільності забезпечують чудові результати, наразі необхідне обладнання є громіздким і не підходить для компактної конструкції, яка зазвичай потрібна для протезів[3].

1.3 Електроімпедансна томографія

Електроімпедансна томографія (EIT) є неінвазивною технікою картування біоімпедансу без радіації. У ньому використовується ряд поверхневих електродів, обгорнутих навколо частини тіла користувача, для вимірювання електричного опору тканин у площині поперечного перерізу, покритої електродами.

Вимірювання виконується шляхом збудження струму синусоїдальної хвилі (з частотами в діапазоні від 10 кГц до 1 МГц) за допомогою пари поверхневих електродів і реєстрації напруги на поверхні контрольованого поперечного перерізу об'єкта за допомогою інших електродів. Зміни амплітуди та фази цих зареєстрованих напруг представляють зміни розподілу внутрішньої провідності в поперечному перерізі. Усі електроди для EIT повинні мати провідний контакт зі шкірою.

Доступно декілька стратегій вимірювання EIT, причому двома найпоширенішими є схеми з двома та чотирма терміналами. Двополюсна схема передбачає використання пари електродів для проведення вимірювань імпедансу. Один з електродів виконує роль випромінювача, а інший – приймача (процес повторюється для кожної пари електродів). Цей підхід часто використовується через його простоту, хоча він більш сприйнятливий до змін у контакті зі шкірою, тому вимагає використання більших електродів.

У схемі з чотирма полюсами сусідня пара електродів збуджується сигналом змінного струму під час вимірювання напруги між іншою парою доступних електродів (принцип, показаний на рисунку 1.4).

Цей процес повторюється для всіх пар електродів. Цей підхід до диференціального вимірювання робить чотириполюсну схему менш чутливою до умов контакту зі шкірою, дозволяючи використовувати більшу кількість маленьких електродів для покращення якості вимірювань.

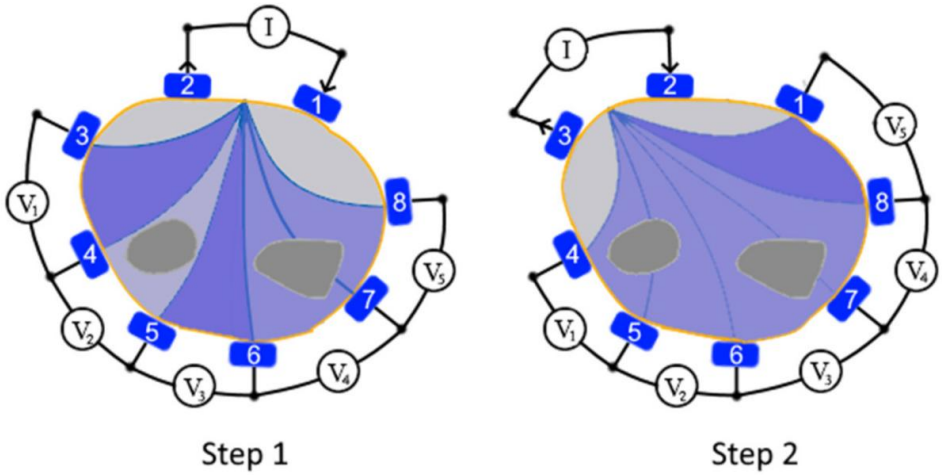


Рисунок 1.4 – Ілюстрація двох етапів збудження під час вимірювання імпедансів поперечного перерізу між парами електродів (чотириполюсні схеми вимірювання з вісьмома електродами). Вимірювання повторюють для всіх електродних пар. Вища різниця напруги показана більш яскравим синім кольором. Об’єкти з високим імпедансом у поперечному перерізі показані сірим кольором.

Завдяки неінвазивній природі методу, він широко використовується в клінічних застосуваннях, таких як визначення змін вентиляції легенів, функції мозку та кровотоку. Для розпізнавання жестів рукою електроди зазвичай обмотують навколо передпліччя біля зап’ястя; однак будь-яке положення вздовж передпліччя є прийнятним для керування протезом руки), якщо зміни імпедансу є достатньо великими, щоб їх реєструвала система та розрізняла як окремі жести[3].

1.4 Спектроскопія ближнього інфрачервоного діапазону

Тканини людини відносно прозорі для світла в ближньому інфрачервоному діапазоні між 700 і 900 нм. Основними поглиначами цього діапазону спектру є хромофори крові оксигенованого та деоксигенованого гемоглобіну (довжини хвилі 760 нм та 850 нм відповідно). Близька інфрачервона спектроскопія (БІЧС) дозволяє контролювати перфузію м'язів і оксигенацію під час скорочень. Зазвичай використовуваний підхід для вимірювання сигналу БІЧС полягає в поєднанні світлодіода ближнього інфрачервоного діапазону з фотодетектором (рис. 1.5).

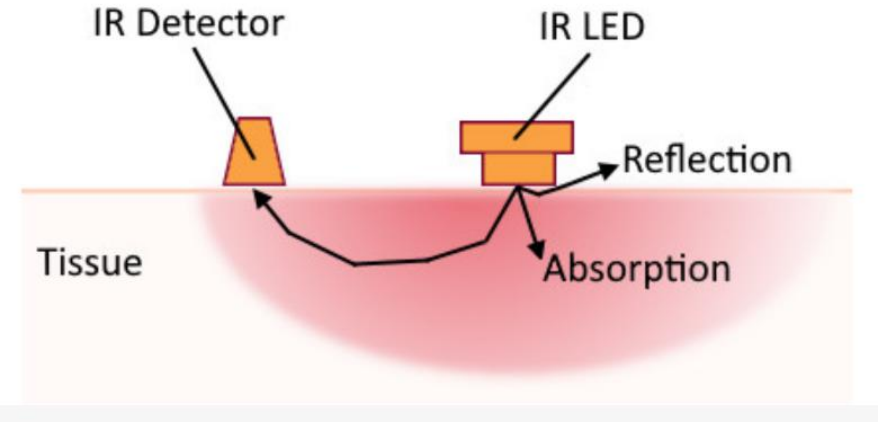


Рисунок 1.5 – Принцип близької інфрачервоної спектроскопії БІЧС. Інфрачервоне (ІЧ) світло безперервно випромінюється в м’язові тканини світлодіодами. Детектор інфрачервоного світла вимірює кількість інфрачервоного світла, розсіяного тканиною. Інша частина світла відбивається і поглинається навколишніми тканинами.

У стандартній схемі вимірювання світлодіод випромінює ближнє інфрачервоне світло в тканину, тоді як фотодетектор вимірює кількість світла, розсіяного в сусідніх тканинах. Скорочення м'язів змінює кількість крові в

тканинах. Це, у свою чергу, змінює кількість ближнього інфрачервоного світла, яке розсіюється назад на поверхню шкіри, яке виявляє датчик.

Експеримент полягав у розпізнаванні трьох жестів за допомогою одного пристрою БІЧС у поєднанні з одноканальним датчиком пЕМГ (розміщеним над м'язами-розгиначами зап'ястя та пальців) і порівняння їх результатів, які показали вищу точність підходу БІЧС (досягнення 92% точності) для зазначеного завдання. Цей підхід також дозволив оцінити силу, прикладену до руху.

Варто зазначити, що підхід БІЧС тісно пов'язаний з фотоплетизмографією (ФПГ), яка зазвичай використовується для визначення частоти серцевих скорочень у носимих пристроях (розумних годинниках). ФПГ відрізняється від БІЧС типом світлодіода, що використовується, а також було доведено як можливий метод розпізнавання жестів рукою, оскільки він дозволяв середню точність 89% при передбаченні дев'яти різних жестів. Носимий пристрій був оснащений двома датчиками ФПГ і одним акселерометром для компенсації артефактів сигналу, викликаних рухом руки.

Одним із побічних ефектів, який слід враховувати, є нагрівання тканини, викликане інфрачервоним світлодіодом. Щоб мінімізувати цей ефект і запобігти травмам, можна використовувати сигнал активації трапецієподібної форми для створення періодичних імпульсів джерелом світла. Відбитий сигнал чутливий до навколишнього світла, тому область виявлення має бути покрита непрозорим матеріалом таким чином, щоб мінімізувати навколишнє світло.

Застосування методу вимагає гарного контакту датчиків зі шкірою, оскільки без контакту світло може відбиватися, не проникаючи в тканини, і викликати неправильні показання. БІЧС, як і поверхнева ЕМГ, найбільш ефективний для запису сигналів від поверхневих м'язів, що обмежує його застосування для контролю протеза. Очевидною перевагою методу порівняно з ЕМГ є його стійкість до електронного виводу[3].

1.5 Сономіографія

Сономіографія (СМГ) — це метод моніторингу морфологічних змін у м’язах за допомогою відбитих ультразвукових хвиль, що генеруються п’єзоелектричними перетворювачами.

Властивості відбитого сигналу пов'язані з акустичним опором тканини. Це дає змогу створити карту розподілу щільності в поперечному перерізі тканини за допомогою кількох датчиків одночасно. Ультразвукове зображення забезпечує неінвазивний інтерфейс, що дозволяє контролювати рухи як поверхневих, так і глибоких м’язів (залежно від глибини зображення), а також сухожиль.

У дослідженнях методу використовували сономіографічний контроль протеза, дозволяючи користувачам пропорційно контролювати декілька попередньо визначених рухів руки. У реалізаціях, ультразвуковий зонд розміщували на вентральній стороні зап’ястя ортогонально до осі передпліччя. Приклад розміщення зонда для людини з ампутованими кінцівками показано на рисунку 1.6.

У роботі McIntosh, було проаналізовано чотири позиції розміщення ультразвукового датчика вздовж вентральної сторони передпліччя, і найкраща ефективність була досягнута для розташування зап’ястя та середини руки. Тим не менш, найбільш ефективне положення зонда є дуже індивідуальним і залежить від ампутації[2].

У більшості робіт, присвячених контролю за допомогою ультразвуку, дослідники використовують лінійні ультразвукові зонди, що складаються з лінійних масивів ультразвукових перетворювачів (зазвичай працюють у діапазоні частот 2–13 МГц із до 512 п’єзоелектричних елементів) для захоплення двовимірних зображень внутрішніх структур тіла[4].

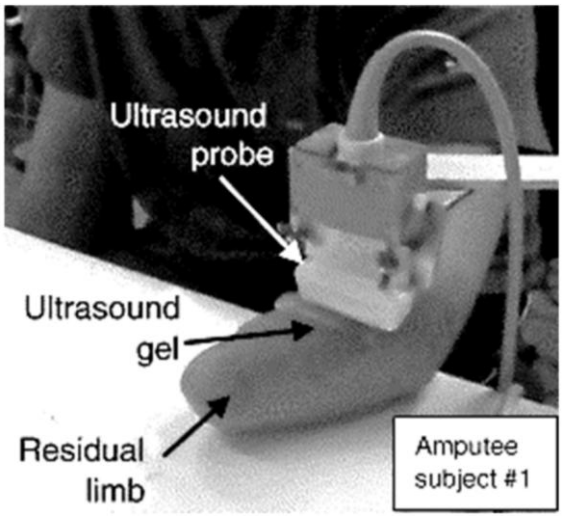


Рисунок 1.6 – Приклад установки для отримання ультразвукових зображень із залишкової кістки передпліччя пацієнта з ампутацією за допомогою лінійного ультразвукового датчика.

Цей тип вимірювання називається скануванням у B-режимі, де яскравість кожного пікселя відображає щільність тканини в цій точці тіла. Цей підхід забезпечує високу просторову роздільну здатність (залежно від кількості ультразвукових перетворювачів у зонді); однак зонди з кількома перетворювачами зазвичай дорогі, громіздкі та складні. Одноелементні перетворювачі, які використовують вимірювання амплітуди в A-режимі, можуть бути простою, легкою та енергоефективною альтернативою для отримання керуючого сигналу[4].

1.6 Силова міографія

Підхід силової міографії (СМГ) полягає в розміщенні датчиків сили на поверхні кінцівки та їх використанні для виявлення об’ємних змін поверхневих груп м’язів. Також можна виявити об’ємні зміни, викликані рухом сухожиль під поверхнею шкіри.

Метод може надати інформацію про запланований рух користувача та силу захоплення. Зазвичай для досягнення кращої точності використовується масив резисторів, що сприймають силу. Однак деякі тісно пов’язані реалізації використовують широкий спектр спеціальних датчиків деформації та розтягування, таких як датчики на основі оптичного волокна, датчики деформації на основі ємності, датчики деформації на основі ефекту Холла, і барометричних датчиків.

Ще один цікавий варіант підходу представили Jiang et al., де сенсорна система використовувала тонкий масив клейких датчиків деформації, що розтягуються на тильній стороні руки, щоб розпізнавати набір із 10 жестів з точністю 94%[4].

Незалежно від типу датчика, масив датчиків має бути ефективно налаштований, щоб досягти високоякісної фіксації деформації м’язів, одночасно враховуючи широкі варіації залишкової геометрії кінцівок, мускулатури, посадки гнізда та стану шкіри. Масив датчиків сили зазвичай розміщується близько до зап’ястка або близько до цільової групи м’язів (згиначів пальців), як показано на рисунку 1.7.

Численні дослідження продемонстрували доцільність цього підходу для контролю протеза руки.

Як і у випадку з ЕМГ, збільшена кількість датчиків може забезпечити кращу точність завдання розпізнавання жестів.

Носимий пристрій, що містить матрицю датчиків високої щільності з 126 чутливих до сили резисторів, розташованих у 14 рядів. Продемонстрували високу точність (порівняно з пристроями з невеликою кількістю датчиків), дозволивши досягти 99% точності для набору з восьми жестів. Дослідники також відзначили, що навіть невелике навантаження, прикладене до пристрою, може різко знизити його точність; це залишається невирішеною проблемою[3].

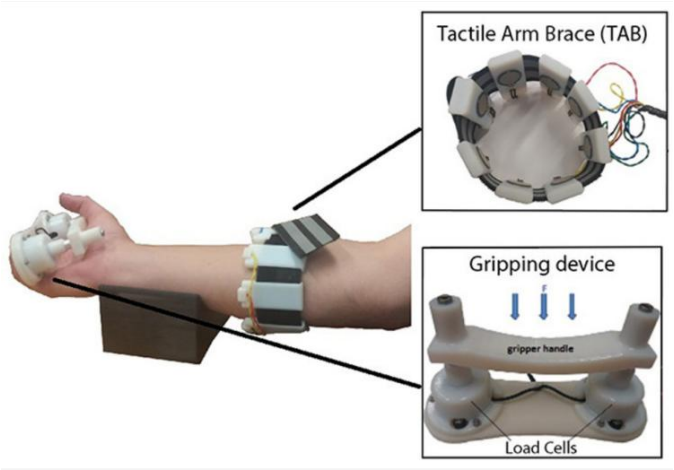


Рисунок 1.7 – Приклад пристрою СМГ із системою з восьми датчиків сили (тактильний бандаж), розміщених на здоровому користувачеві.

Метод СМГ має властиві недоліки, такі як низька просторова роздільна здатність, спричинена перехресними перешкодами від сусідніх м’язів, і сприйнятливість до м’язової втоми. Jiang запропонував спільний підхід для захоплення як ЕМГ, так і СМГ одночасно в одному місці. Поєднання цих двох методів зондування значно підвищило точність класифікації порівняно з будь-яким із методів одного зондування.

1.7 Фономіографія

Фономіографія (ФМГ, механоміографія, акустико-міографія, віброміографія) — неінвазивний метод виявлення м'язової активності, заснований на вимірюванні низькочастотних коливань, викликаних морфологічними змінами м'язових волокон під час їх скорочення.

Під час початку руху м’язів низькочастотні піки спричинені великими змінами у формі м’язів. Подальші вібрації викликані коливаннями м'язових волокон на резонансній частоті м'яза. Ці вібрації в діапазоні від 5 до 100 Гц (з амплітудою зміщення до 500 нм) можуть бути виявлені за допомогою

мікрофонів або акселерометрів малої маси, розміщених на шкірі над черевцем м'яза.

Вібрацію також можна виміряти за допомогою безконтактного підходу, такого як лазерна доплерівська віброметрія. Як контрольний сигнал для протезів із зовнішнім живленням, ФМГ має кілька переваг перед міоелектричним контролем, включаючи стійкість до змін імпедансу шкіри, рівня вологості та не потребує опорного сигналу, який є звичайним для електроміографії. Проте сигнали ФМГ сприйнятливі до навколишнього шуму, перехресних перешкод у сусідніх м’язах і звукових артефактів, викликаних рухом датчика [5].

Метою дипломної роботи є розробка медично-діагностичної системи визначення м’язової активності для оцінювання енерговитрат при використанні біопротеза.

Для досягнення мети необхідно вирішити наступні задачі:

- дослідити динаміку впровадження біонічних протезів та ефективність їх використання;
- визначити умови створення якісних протезів з біоелектричним управлінням;
- розробити алгоритм перетворення сигналу біоелектричних потенціалів залишкової активності м’язів в цифровий сигнал;
- провести моделювання електроміографічного сигналу за допомогою ви-користання пакета MATLAB та дослідити різні види фільтрів для пос-лаблення синфазних перешкод;
- розробити схему вимірювання біоелектричного сигналу;
- провести моделювання схеми в програмному середовищі EWB

2 РОЗРОБКА СИСТЕМИ ПЕРЕТВОРЕННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНОГО СИГНАЛУ

2.1 Динаміка використання біонічних протезів

З точки зору технологій, біонічні конструкції є новим поколінням пристроїв, які здатні взаємодіяти із живими організмами, ефективно відновлюючи втрачений функціонал. До цієї категорії, окрім біонічних протезів кінцівок, належать екзоскелети, штучні серця, системи для відновлення слуху та зору. Світовий ринок біонічних пристроїв демонструє стійку тенденцію до зростання (рис.2.1)[5].

За прогнозами, до кінця 2028 року його обсяг мав скласти близько 9,33 млрд доларів США. Основними факторами, що стимулюють розвиток ринку, є:

- досягнення у сфері робототехнічних технологій;
- розширення можливостей фінансування;
- збільшення кількості ампутацій і вроджених вад.



Рисунок 2.1 – Динаміка світового ринку біонічних пристроїв

За даними компанії DataM Intelligence Analysis, яка спеціалізується на ринкових дослідженнях і бізнес-аналітиці, найбільшу частку ринку біонічних протезів займає Північна Америка завдяки високому технологічному рівню та інвестиціям у дослідження і розробки (рис.2.2)[8].



Рисунок 2.2 – Світовий ринок біонічних протезів за територіальним розподіленням

На платформі Google Patents за пошуковим запитом «біонічний протез» (українською мовою результати відсутні) наразі зареєстровано понад 40 патентів.

Щороку динаміка реєстрацій патентів, пов’язаних із біонічними протезами, зростає. Лідерами серед розробників біонічних протезів у світі є компанії Steeper (Великобританія), Ottobock (Німеччина), Endolite (Великобританія) та Ossur (Ісландія).

Через повномасштабну війну десятки тисяч українців – не лише військових, а й цивільних, зокрема дітей, – втратили кінцівки. Їх точна кількість невідома, проте ще більше року тому видання The Wall Street Journal писало

про 50 тисяч українців з ампутацією рук чи ніг, що можна порівняти з масштабами Першої світової війни.

Розробка біонічних пристроїв в Україні має особливе значення в контексті сучасних викликів, зокрема зростання кількості осіб з інвалідністю внаслідок війни. Важливість досліджень у цій галузі відповідає завданням, визначеним у документі "Цілі сталого розвитку України", затвердженому президентом. Зокрема, це сприяє підвищенню якості життя людей, соціальній інтеграції та інноваційному розвитку економіки[7].

Незважаючи на наявність в Україні розвиненої мережі центрів протезування та співпрацю з провідними світовими виробниками, ринок біонічних протезів стикається з серйозними обмеженнями. Низька купівельна спроможність населення та недостатнє державне фінансування реабілітації змушують більшість людей з інвалідністю обирати більш доступні, але менш функціональні протези. Обмежені державні програми не дозволяють забезпечити всіх потребуючих сучасними біоелектричними протезами.

Український ринок біонічних протезів залежить від державної підтримки, адже більшість розробок інтегруються з іноземними компонентами, що впливає на кінцеву вартість виробів. Незважаючи на це, українські стартапи демонструють значні успіхи. Зокрема, компанія Esper Bionics у 2022 році представила роботизований протез руки на виставці CES 2022 у Лас-Вегасі (рис.2.3)[9].

Ключовою особливістю даного протезу є його інтуїтивна технологія управління. Команда розробників орієнтується на ринок США, але в майбутньому планує вихід на європейський ринок.

Хоча в Україні поки немає масштабного виробництва біонічних протезів, протее відбувається із співпрацюванням закордонних компаній, що підвищує вартість виробу. Розроблені в Україні прототипи протезів мають великий попит на виробництво у Північній Америці, зокрема в Сполучених штатах. Не дивлячись на це, розвиток цієї сфери потребує вирішення низки завдань, таких як підвищення функціональності протезів (управління великою

кількістю ступенів свободи, впровадження автоматизації, розширений зворотний зв’язок).



Рисунок 2.3 – Біонічний протез Esper Bionics

Розробка і вдосконалення біонічних протезів сприяє не лише технічному прогресу, а й формуванню інноваційної екосистеми, що відповідає глобальним викликам та потребам людей.

Для подолання технологічних бар’єрів та забезпечення доступу до інноваційних протезів в Україні необхідно збільшити фінансування наукових досліджень, стимулювати співпрацю із міжнародними компаніями та розвивати власні технології. Використання сучасних нейроінтерфейсів та адаптивних систем управління значно підвищить ефективність біонічних пристроїв, роблячи їх більш доступними для українських громадян.

Аналізуючи переваги та недоліки різних типів протезів, використання косметичного чи механічного є більш доступнішим у нашій країні, але але значно поступаються біонічним у функціональності. Що стосується методів управління, кращими і перспективними є метод із розширеним зворотним зв’язком та адаптивний метод через їх можливість активно реагувати на вплив зовнішнього середовища і об’єкту управління.

Обираючи електроміографію (ЕМГ) як метод збору біосигналів з м’язів, найефективнішим методом керування протезом буде нейроінтерфейс. Цей підхід дозволить інтуїтивно керувати протезом з багатьма ступенями свободи, наближаючи його функціональність до природної кінцівки.

2.2 Аналіз ефективності використання біопротезів

Дослідження користувачів міоелектричних протезів (чоловіки віком 44 та 45 років із вродженою відсутністю кінцівок, які користуються протезами від 1,5 до 35 років) та одного анатомічно здорового суб’єкта (21-річного чоловіка без попереднього досвіду), який використовував симулятор протеза, дозволяє оцінити ефективність використання протезів як для досвідчених користувачів, так і для новачків.

Під час тестів часу реакції записувалися дані з гоніометра до і після подання стимулу (LED). На рисунку 2.4 наведено приклади даних, отриманих під час другого стимулу, де червоне коло вказує момент початку руху руки у відповідь на стимул.

Дослід оцінював час реакції: простий час реакції (ПЧР) і час реакції вибору (ЧРВ) на світлові стимули, враховуючи затримку, яку може вносити протез. Час реакції покращувався після першого знайомства із завданням, що вказує на ефект навчання. Учасники виконували тести в однаковій послідовності (спочатку ПЧР, потім ЧРВ). Результати показали, що один із користувачів протеза мав більше труднощів із вибором активних м’язів, ніж інші учасники рис 2.5.

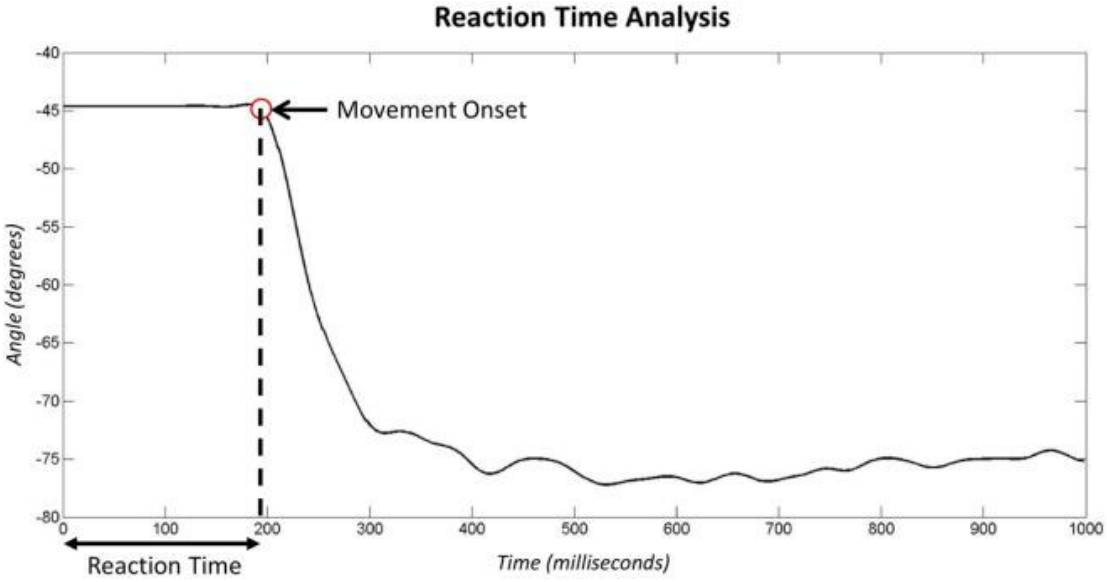


Рисунок 2.4 – Аналіз даних гоніометра, записаних після показу світлодіодного стимулу в експерименті з часом реакції . Червоний маркер позначає точку, визначену як початок руху.

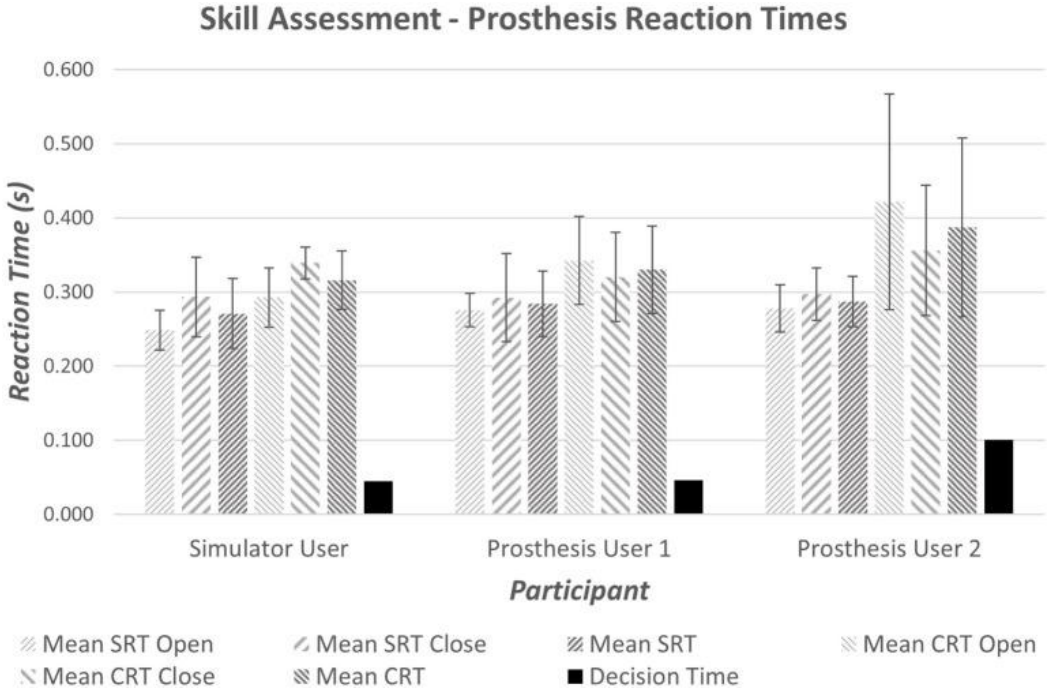


Рисунок 2.5 – Середній час простої та вибіркової реакції для анатомічно непошкоджених учасників і користувачів протезів

Завдання «статичного відстеження» оцінювало здатність учасників підтримувати стабільний рівень ЕМГ-сигналу. Результати продемонстрували

можливість кількісного вимірювання рівнів "навички ЕМГ", при цьому жоден учасник не досяг максимального результату (100%), що свідчить про відсутність граничного ефекту. Користувач симулятора показав кращі результати у порівнянні з користувачами протезів.

Водночас, під час тривалого напруження у користувачів протезів спостерігалися перехресні перешкоди або спільне скорочення окремих груп м’язів. Ці дані свідчать про складнощі з утриманням стабільного рівня сигналу, що є важливим аспектом для вдосконалення протезів і підвищення їх функціональності.

Усі учасники змогли виконати «завдання динамічного відстеження», але два з них показали кращі результати, коли оцінювали лише один м’язовий сигнал. Користувач протеза 2 не дотримувався цієї тенденції, демонструючи покращення в успіху для сигналу закриття, але зниження успіху для сигналу відкриття. Це могло бути пов'язано з труднощами у відстеженні двох сигналів одночасно або вибору м’язів для активації. Результати показали, що завдання «відстеження» дозволяють визначити різні рівні навичок у контролі ЕМГ сигналів, де користувач симулятора продемонстрував вищий рівень навичок, ніж користувачі протезів.

Обидва користувачі протезів зіткнулися з труднощами під час виконання завдань, спрямованих на вимірювання «непередбачуваності» у трансдукції сигналу ЕМГ, зокрема через коротку залишкову кінцівку або додаткове навантаження на м’язи. Анатомічно непошкоджений учасник впорався з тестами часу реакції, але мав кілька небажаних активацій під час переходу між положеннями рук. Дані показали, що користувач протеза 2 мав найбільші проблеми через «непередбачуваність» посадки гнізда, що впливало на точність рухів і спричиняло небажані активації.

Отже, результати демонструють важливість правильної підгонки гнізда та надійного розташування електродів для оптимального управління протезом[6].

2.3 Розробка схеми вимірювання біоелектричного сигналу

Розглянемо прилади та системи для проведення електроміографічних досліджень та їх окремі конструктивні схеми. На рис. 2.6 представлено структурну схему електроміографа, який може застосовуватися для вимірювання поверхневої електроміограми як на верхніх, так і на нижніх кінцівках, що дозволить не лише реєструвати ЕМГ-сигнали, але й забезпечувати їх посилення, фільтрацію, аналого-цифрове перетворення та подальший аналіз.

Вона є ключовим етапом у створенні системи, яка здатна ефективно визначати м’язову активність і формувати необхідні команди для пристроїв управління.

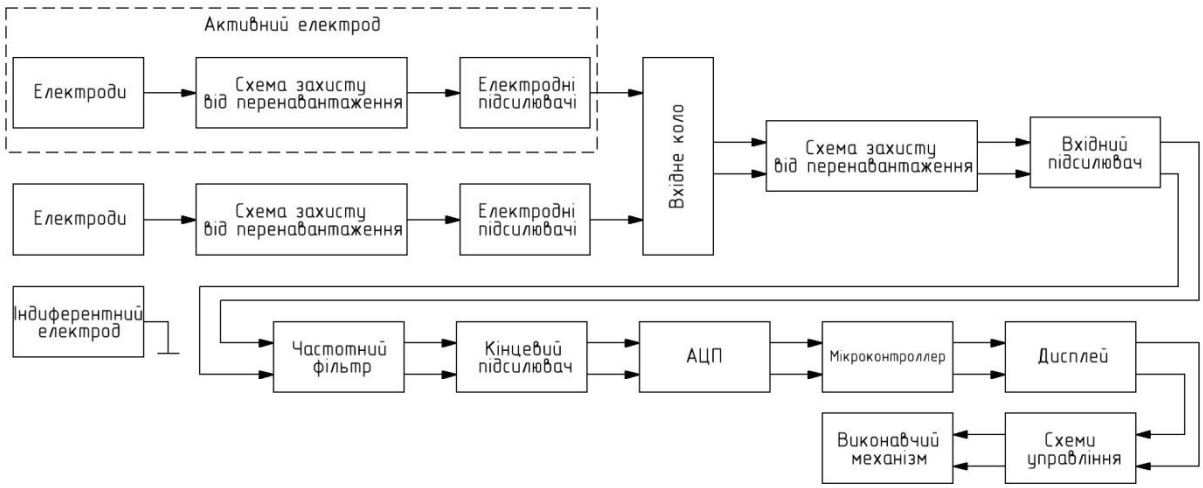


Рисунок 2.6 – Загальна структурна схема вимірювання сигналу

Функціональна схема медично-діагностичної системи визначення м’язової активності складається з електродів, що реєструють біоелектричні сигнали, та схем захисту від перенавантаження для захисту компонентів. Електродні підсилювачі забезпечують початкове підсилення сигналу, який потім нормалізується у вхідному колі. Частотний фільтр виділяє потрібний діапазон сигналів, а кінцевий підсилювач забезпечує їхнє остаточне підсилення для подальшої обробки. Аналого-цифровий перетворювач (АЦП) конвертує сигнал у цифрову форму, яку обробляє мікроконтролер, виконую-

чи аналіз м’язової активності та розрахунок енерговитрат. Система містить схеми управління, виконавчий механізм для керування біопротезом і дисплей для відображення результатів.

Для створення якісних протезів з біоелектричним управлінням необхідний якісний і стабільний сигнал. Отже, першочергове завдання при розробці таких протезів – знаходження оптимальної конструкції електродів, способу їх кріплення, розробка схеми підсилювача біопотенціалів з подальшою фільтрацією та перетворення сигналу біоелектричних потенціалів залишкової активності м’язів в цифровий сигнал.

2.4 Визначення оптимальної конструкції поверхневих електродів

Поверхневий електрод є ключовим компонентом для реєстрації ЕМГ-сигналів і характеризується високою чутливістю до змін електричного потенціалу (у діапазоні 50–500 мкВ) та низьким імпедансом (менше 10 кОм), що знижує викривлення сигналу. Зазвичай має круглу або прямокутну форму з гладкою поверхнею, яка забезпечує ефективний контакт зі шкірою.

Для забезпечення стабільності роботи електроди зазвичай виготовляються зі срібла/хлориду срібла (Ag/AgCl) і використовують провідний гель для покращення контакту зі шкірою.

В якості конструкції електрода зазвичай використовуються електроди з голчастою поверхнею самого електрода, які покриті хлоридом срібла. Цей матеріал є струмопровідним але важкорозчинним для електролітів та солей, які можуть бути присутні на поверхні шкіри пацієнта. Вигляд конструкції електрода наведено на рис. 2.7

Така конструкція електродів забезпечить надійне прилягання самих електродів до поверхні шкіри пацієнта через волосяний покрив і буде більш стійкою до появи артефактів рухів[11].

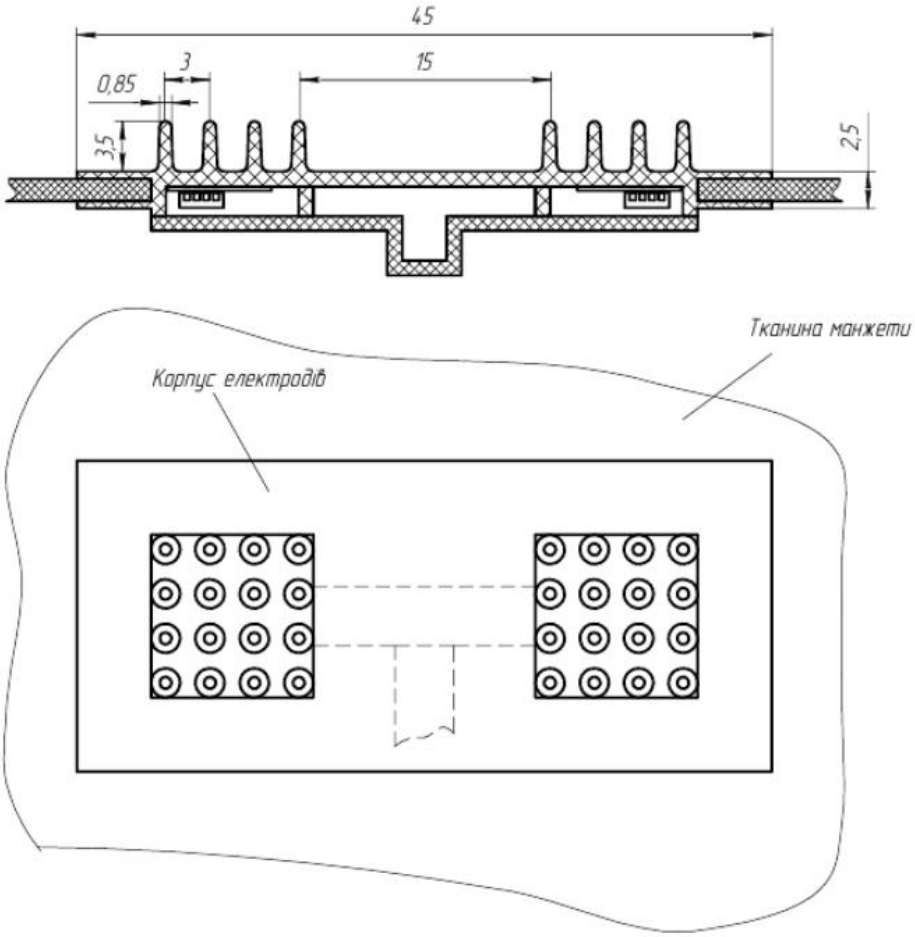


Рисунок 2.7 – Вигляд конструкції електродів, які розміщені в середині менжети

2.5 Розробка алгоритму перетворення сигналу біоелектричних потенціалів залишкової активності м’язів в цифровий сигнал.

Процедура аналого-цифрового перетворення неперервних сигналів, яку реалізовують за допомогою АЦП, це перетворення неперервної функції часу U(t), яка описує вхідний сигнал, у послідовність чисел, j= 0,1,2,…, що

віднесені до деяких фіксованих моментів часу. Цю процедуру можна розділити на 4 самостійні операції: дискретизацію і квантування, кодування та фільтрацію. (рис.2.8).

Дискретизація полягає в перетворенні неперервної функції часу $U(t)$ на неперервну послідовність значень $U(t_i)$.

Квантування - полягає в перетворенні неперервної послідовності значень $U(t_i)$ в дискретну. При квантуванні аналогового сигналу, діапазон значень вхідного сигналу розділяється на дискретні рівні інтервали - кванти, кожен з яких містить діапазон значень вхідного сигналу. Всі значення, що потрапляють у цей діапазон, призначаються одному і тому ж значенню вихідного сигналу. Процес квантування впливає на точність відтворення сигналу, тому необхідно визначити розмір кванту таким чином, щоб він забезпечував потрібний рівень точності відтворення, при цьому не збільшуючи зайво навантаження на зберігання і передачу даних.

Кодування - процес перетворення дискретної послідовності аналогових значень, яка була отримана на попередньому етапі квантування, перетворюється в цифровий код, який може бути збережений або переданий за допомогою цифрових пристроїв. Кількість бітів у двійковому кодування визначається розрядністю АЦП. У двійково-десятковому кодуванні кожне десяткове значення кодується двійковою послідовністю, що дозволяє зберігати значення в десятковій формі[11].

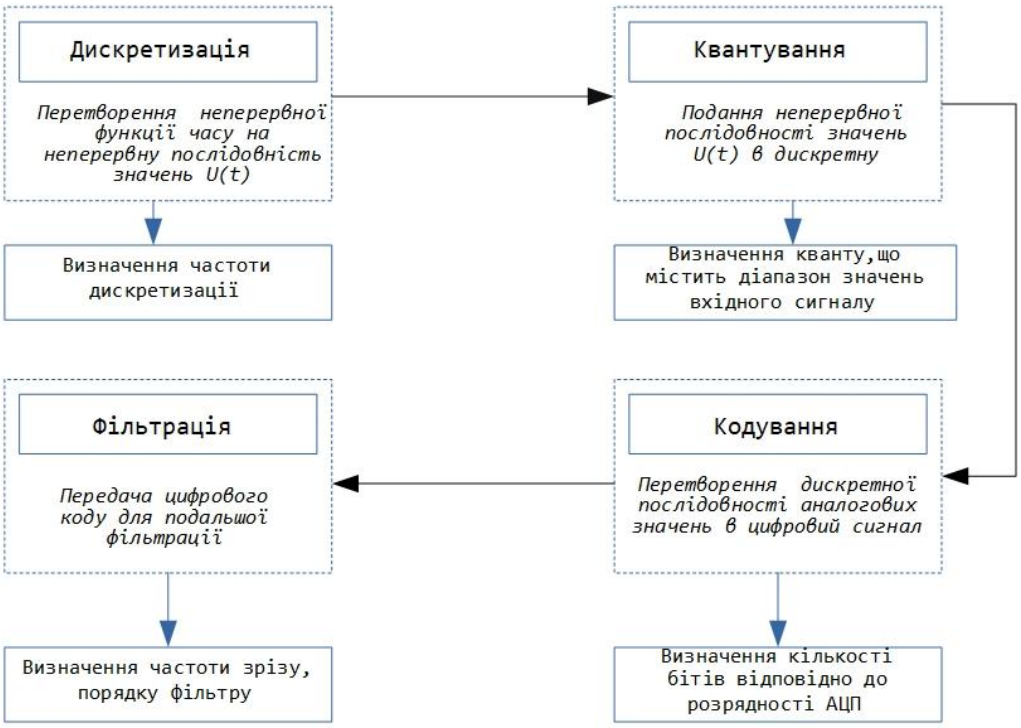


Рисунок 2.8 - Алгоритм перетворення аналогового сигналу біоелектричних потенціалів залишкової активності м’язів в цифровий сигнал

Біомедичні сигнали часто спотворені різного виду шумами та перешкодами, які можуть бути викликані рухом людини, кашлем або навіть важким диханням та іншими факторами під час дослідження. Тому вкрай необхідне визначення корисної інформації при аналізі сигналів. Щоб правильно проаналізувати сигнал необхідно враховувати те, що він є динамічним, тобто може змінюватися в часі, тому такі параметри як середнє значення, дисперсія і спектральна щільність потужності, будуть відрізнятися в різні моменти часу. Аналіз треба проводити протягом достатньо довгого періоду часу для охоплення різних станів системи. Особливості біоелектричних сигналів задають необхідність обрати тип фільтру, що відповідає необхідним вимогам. Крім того, частота мережевої наводки (50 Гц) на корисний сигнал знаходиться в діапазоні його частот, рівному 20-500 Гц. При великій відстані між електродами велика ймовірність появи в корисному сигналі шумів, зв'язаних з наведенням на з'єднувальні дроти. Ще одна проблема полягає в тому, що при

відведенні сигналу від будь-якої групи м'язів можуть виникати суттєві перехресні перешкоди від сусідніх груп м'язів.

2.5.1 Моделювання електроміографічного сигналу

Для моделювання процесів генерації електроміографічного сигналу необхідно провести глибокий аналіз існуючих моделей, і виконати пошук ефективних математичних рішень, які б правильно описували природу даного біосигналу, і відповідали вимогам достовірності та адекватності моделі. Одним з основних завдань виступає знаходження можливих взаємозв'язків між математичними моделями і фізіологічними, патологічними процесами і системами, які породжують електричні сигнали. Також необхідно дослідити параметри моделі в аналізі біосигналів, розпізнаванні образів і прийнятті діагностичних рішень. Стисла запис закономірностей досліджуваного об'єкта у вигляді формул, систем рівнянь і логічних зв'язків називається математичною моделлю. Математичні моделі характеризуються високим ступенем абстрактності, оскільки математичні символи можуть позначати параметри систем будь-якої природи. Перевагою таких моделей є і те, що вони допускають кількісну інтерпретацію. До недоліків математичних моделей відноситься те, що вони не завжди можуть бути проаналізовані в аналітичному вигляді. У таких випадках на допомогу приходять чисельні методи і комп'ютерне моделювання.

Для моделювання біоелектричного цифрового сигналу знятого з м’язів верхньої тканини було застосовано програмне забезпечення MatLab. Блок-схема вказана на рис. 1.3.

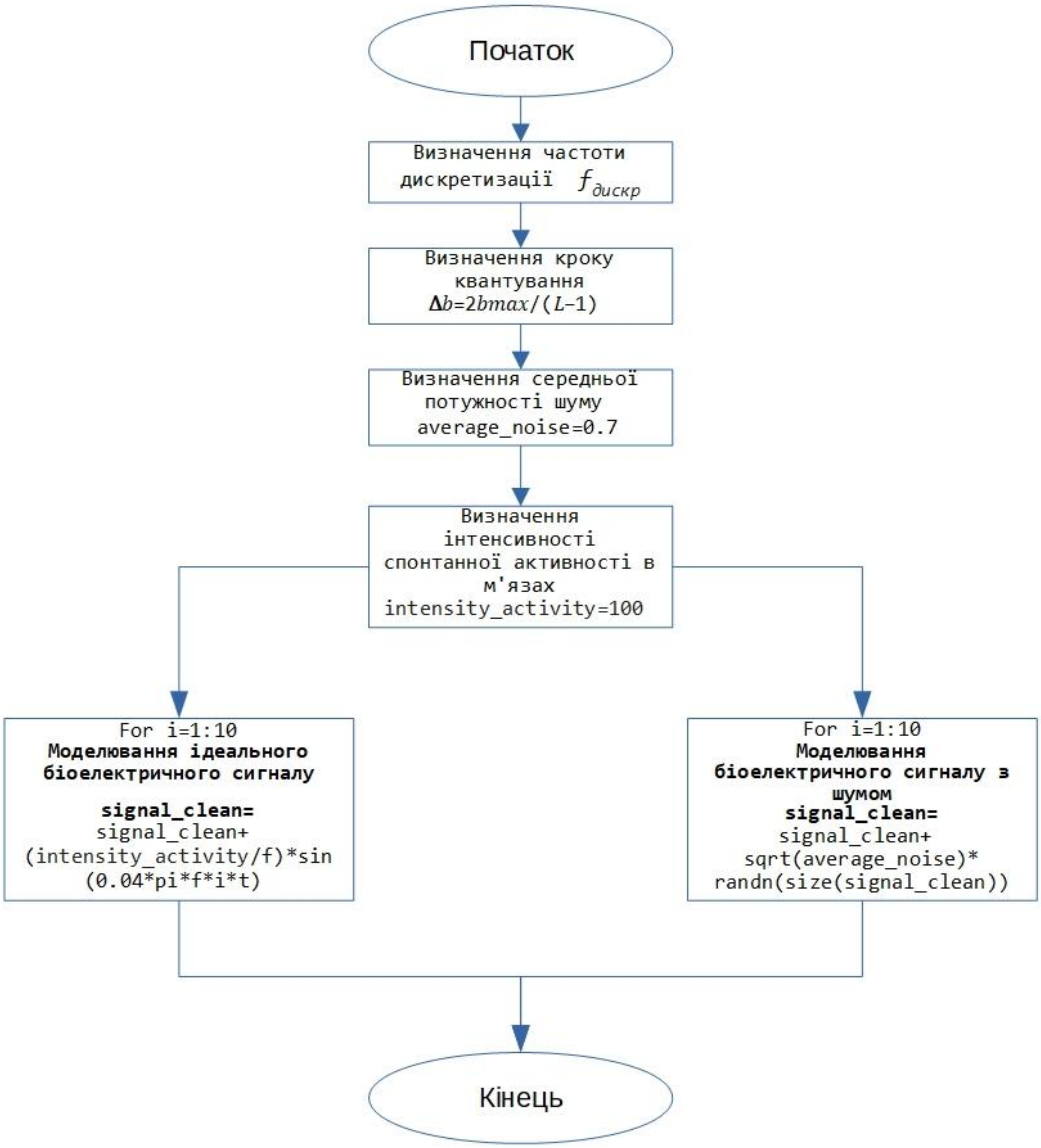


Рисунок 2.9 – Алгоритм моделювання біоелектричного сигналу

Кількість бітів в цифровому вихідному сигналі, яке представляє аналогове вхідне значення називається розрядністю - це показник, який визначає роздільну здатність АЦП і відображає кількість рівнів квантування, на які розділяється аналогове вхідне значення.

Різниця між 8-бітним і 16-бітним АЦП полягає у їхній роздільній здатності та точності. 16-бітний АЦП може виявляти менші зміни в аналоговому сигналі, ніж 8-бітний, що дає більшу точність вимірювання, але вимагає більшої пам'яті та обчислювальних ресурсів для обробки даних.

Для моделювання біоелектричного сигналу було обрано 10-бітний АЦП, який забезпечить достатню точність вимірювання при менших витратах, ніж 16-бітний і буде більш енергоефективним, ніж 8-бітний. Частота дискретизації АЦП визначає кількість вимірів за секунду та за теоремою відліків, згідно з якою, якщо неперервний сигнал $x(t)$ має спектр, обмежений частотою F_{max}, то його можна однозначно і без втрат відновити за його дискретними відліками, узятими з частотою $f_{дискр}$, яка повинна мати мінімальне значення:

$$f_{дискр} = 2F_{max}$$

Для обробки біомедичних сигналів значення максимальної частоти спектру первинного сигналу обираємо 1 кГц. Згідно умови, обираємо частоту дискретизації $10Fmax$. Знаючи розрядність АЦП необхідно розрахувати число рівнів квантування, яке визначається за формулою:

$$L = 2^n$$

де n – значення розрядності АЦП.

Враховуючи визначену розрядність, обрахуємо число рівнів квантування

$$L = 2^{10} = 1024$$

Приблизне максимальне значення біоелектричного сигналу $bmax$ = 1,5[В]. Крок квантування розраховується за формулою:

$$\Delta b = 2bmax/(L - 1) = 3000/1023 = 2{,}93$$

За розрахованим значенням Δb визначається середня потужність шуму квантування за формулою:

$$e_{кв} = (\Delta b)^2/12 = 8{,}5/12 = 0{,}7 \text{ мВ}$$

Де 12 – це коефіцієнт, що походить від розподілу вхідного сигналу рівномірно в межах кожного кванту, що відповідає середньому квадратичному значенню різниці між вхідним сигналом та середнім значенням кожного кванту.

```
fs = 10000; % частота дискретизації
t = 0:(1/fs):1-(1/fs); % задання часу
f = 100; % частота сигналу
```

```
average_noise = 0.7; % потужність шуму
intensity_activity  = 100; % інтенсивність спонтанної активності в м'язах
signal_clean = zeros(1,length(t));
for i=1:10
 signal_clean = signal_clean + (intensity_activity /f)*sin(0.04*pi*f*i*t);
end
signal_noisy   =   signal_clean   +sqrt(average_noise)*randn(size(signal_clean));   %
Відображення графіків
subplot(2,1,1);
plot(t,signal_clean,'b');
title('Моделювання ідеального біоелектричного сигналу');
xlabel('Час (с)');
ylabel('Амплітуда');
subplot(2 ,1,2);
plot(t,signal_noisy);
title('Моделювання біоелектричного сигналу з шумом');
xlabel('Час (с)');
ylabel('Амплітуда');
```

З частотою дискретизації fs = 10000 Гц формується часова шкала ‘t=0:(1/fs):1-(1/fs))’ - для сигналу довжиною 1 секунда з кроком дискретизації 1/fs. Задається частота сигналу 100 Гц, потужність шуму ‘average_noise = 0.7’ та інтенсивність спонтанної активності в м'язах ‘intensity_activity = 100’.

Створюється вектор ‘signal_clean = zeros(1,length(t))’, який містить нулі і має довжину, рівну кількості елементів у часовій шкалі. ‘for i=1:10 signal_clean = signal_clean + (intensity_activity /f)*sin(0.04*pi*f*i*t)’.

З генератора сигналів додаються декілька гармонік з частотою, яка дорівнює кількості гармонік, що додаються і амплітудою, пропорційною спонтанній активності та взаємній частоті, яка обчислюється як спонтанна активність поділена на частоту. ‘signal_noisy = signal_clean +sqrt(average_noise)*randn(size(signal_clean))’ - до чистого біоелектричного сигналу додається шум, що генерується за допомогою вбудованої функції “randn()”, яка створює випадкову послідовність нормально розподілених чисел з середнім значенням 0 і стандартним відхиленням 1.

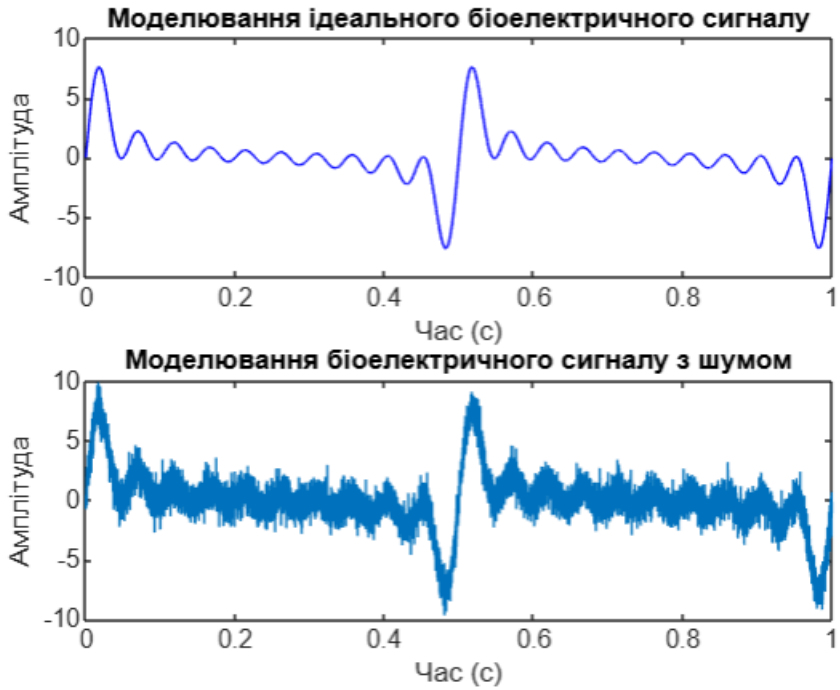


Рисунок 2.10 – Результат моделювання біоелектричного ідеального сигналу (1й рисунок), та сигналу з шумом (2й рисунок)

Наступним етапом є фільтрація сигналу для того, щоб з усіх, поданих на його вхід, сигналів пропускати на вихід сигнали певних, наперед заданих частот.

2.5.2 Моделювання процесу фільтрації сигналу різними типами фільтрів

Фільтри класифікуються по тому, яка частина пропускається на вихід частотного спектра досліджуваного сигналу. Фільтри нижніх частот пропускають на вихід всі частоти, починаючи з нульової і до деякої заданої частоти, званої частотою зрізу fcp. Для частот вище частот зрізу фільтри нижніх частот послаблюють сигнал. Діапазон частот від нуля до fcp називають смугою пропускання.

Частота зрізу - це частота, при якій напруга на виході фільтра падає до рівня 0,707 від напруги в смузі пропускання Uпр (тобто падає на 3 дБ).

Діапазон частот, що перевищує частоту fв, називають смугою загасання (або загородження). Це частота, при якій вихідна напруга на 3 дБ вище, ніж вихідна напруга в смузі загасання. Інтервал частот від fср до fв називають перехідною ділянкою.

Фільтр верхніх частот послаблює всі частоти, починаючи від нуля і до fср, і пропускає всі частоти вище fср до верхньої частотної межі.

Смуговий фільтр пропускає всі частоти в смузі між нижньою і верхньою частотою зрізу fср1 і fср2. Всі частоти нижче fср1 і fср2 загашаються. Діапазони від f1` до fср1 і fср2 до f2` є перехідними ділянками. Геометричне середнє частот fср1 і fср2 називають середньою центральною частотою. Режекторний смуговий фільтр (загородження) послаблює всі частоти між fср1 і fср2 і пропускає всі інші частоти. Ці фільтри використовують найчастіше для загасання сигналу перешкоди, наприклад мережної перешкоди 50 Гц.

Існує три найбільш популярних схеми фільтрів, а саме фільтр Баттерворта (максимально плоска характеристика в смузі пропускання), фільтр Чебишева (найбільш крутий перехід від смуги пропускання до смуги придушення) і фільтр Бесселя (максимально плоска характеристика часу запізнювання). Будь-який з цих типів фільтрів можна реалізувати за допомогою різних варіантів схем для побудови фільтрів верхніх і нижніх частот, а також смугових фільтрів[11].

Для фільтрації біоелектричного сигналу було обрано смуговий фільтр, так як він надає можливість відсікати спотворений сигнал одночасно на високих та низьких частотах. Алгоритм проведення моделювання приведено на рисунку 2.11

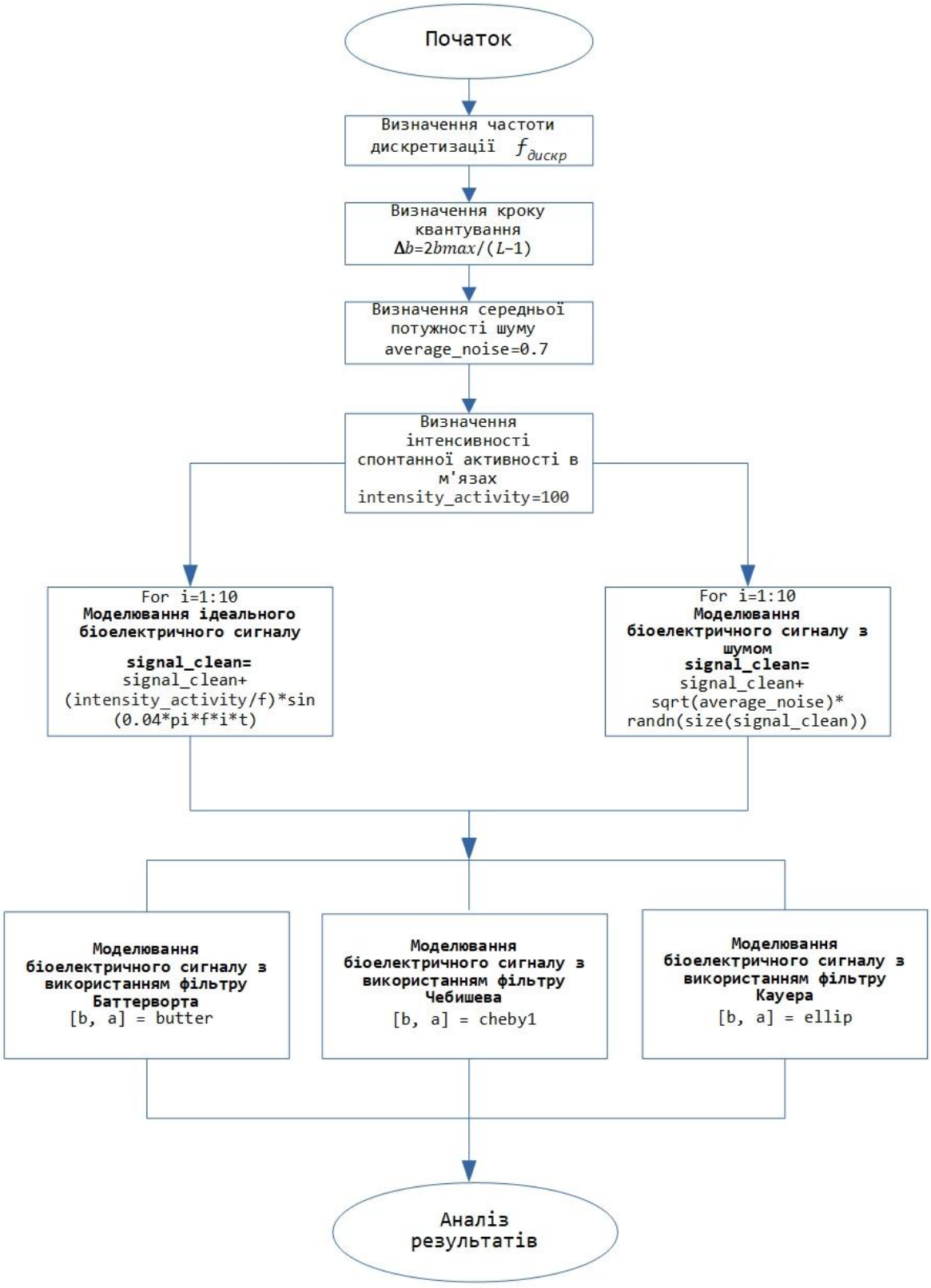


Рисунок 2.11 – Блок –схема проведення аналізу різних типів фільтрів

Фільтр Баттерворта забезпечує найбільш плоску характеристику в смузі пропускання, що досягається ціною плавності характеристики в перехі-

дній області, тобто між смугами пропускання і затримування. Його амплітудно-частотна характеристика (АЧХ) задається наступною формулою:

$$\text{Uвих/Uв x}= \frac{1}{\sqrt{1+\left(f/f_c\right)^{2n}}} ;$$

де n - визначає порядок фільтра.

АЧХ в межах смуги пропускання близька до рівномірної. Тому цей фільтр використовують тоді, коли бажано мати постійний коефіцієнт підсилення для всіх частот смуги пропускання. Фільтр Баттерворта дає нелінійну фазочастотну характеристику. Збільшення числа полюсів сприяє підвищенню крутизни спаду від смуги пропускання до смуги придушення [11]. Однак вибір фільтра Баттерворта з метою забезпечення плоскої характеристики, як правило, призводить до того, що доводиться поступатися всім іншим.

Для моделювання фільтра Баттерворта в середовищі Matlab використаємо операцію `butter` яка описує функцію фільтрації сигналу. `[b,a] = butter(n,Wn,ftype)`. Порядок фільтру визначається рівним 2n.

Частоту зрізу оберемо: `f_low = 20; f_high =800`. Порядок фільтру визначає число його полюсів, або ступень поліномів передатних функцій фільтрів та дорівнює 4

```
% Смуговий фільтр Баттерворта
f_low = 20; % частота відсічення нижньої границі смуги
f_high =800; % частота відсічення верхньої границі смуги
[b, a] = butter(2, [f_low, f_high]/(3*fs), 'ctf');
Signal_filter = filtfilt(b, a, signal_noisy); % сигнал з фільтром
```

У більшості застосувань найістотнішою обставиною є те, що нерівномірність характеристики в смузі пропускання не повинна перевищувати певної величини, скажімо 1 дБ. Фільтр Чебишева відповідає цій вимозі, маючи деяку нерівномірність характеристики по всій смузі пропускання, але при цьому забезпечує крутий спад АЧХ на кордоні смуги пропускання.

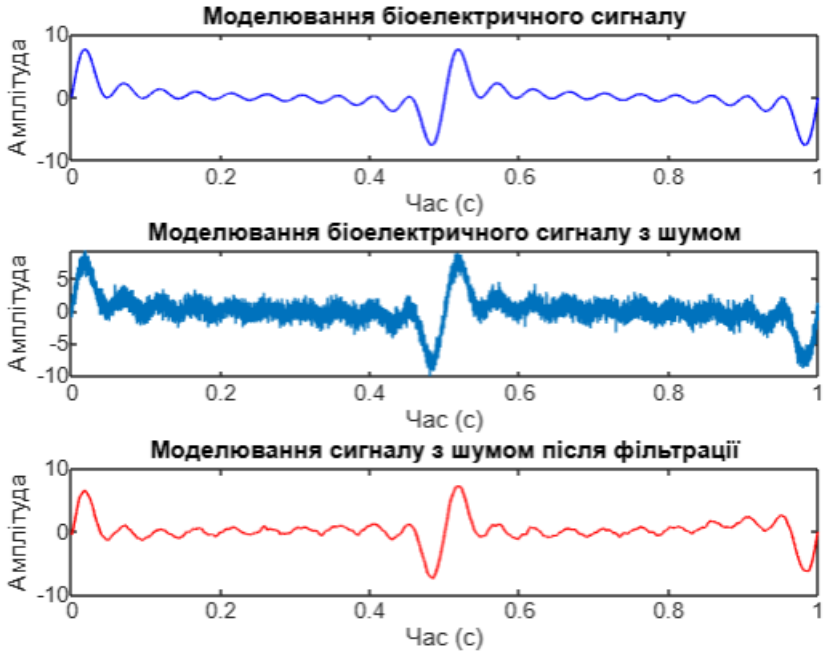


Рисунок 2.12 – Результат моделювання біоелектричного сигналу з використанням фільтра Баттерворта

Для фільтру Чебишева задають число полюсів і нерівномірність в смузі пропускання. АЧХ цього фільтру описується рівнянням:

$$U_{вих}/U_{в}\ x = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2 c_n{}^2\left(f/f_c\right)}} \quad ;$$

де c_n - поліном Чебишева першого роду ступеня n, а ε - константа, що визначає нерівномірність характеристики в смузі її пропускання.

Характеристика фільтра Чебишева має хвилеподібні зубці в смузі пропускання і рівномірна в смузі загасання. Кількість зубців в таких фільтрах тим більше, чим більше його порядок. Амплітуда цих зубців може бути задана в процесі проектування. Фільтр Чебишева забезпечує на перехідній ділянці кру-ті характеристики. Фазочастотна характеристика фільтра Чебишева ще більш нелінійна, ніж у фільтра Баттерворта. Нахил характеристики у фільтра Чебишева може перевищувати 6 дБ на октаву на один полюс[11].

Для реалізації фільтра Чебишева в програмі Matlab використаємо оператор `cheby1`

```
% Смуговий фільтр Чебишева
f_low = 20; % частота відсічення нижньої границі смуги
f_high =700; % частота відсічення верхньої границі смуги
[b, a] = cheby1(4,0.1, [f_low, f_high]/(3*fs), 'ctf');
filtered_signal = filtfilt(b, a, signal_noisy); % використання фільтру
```

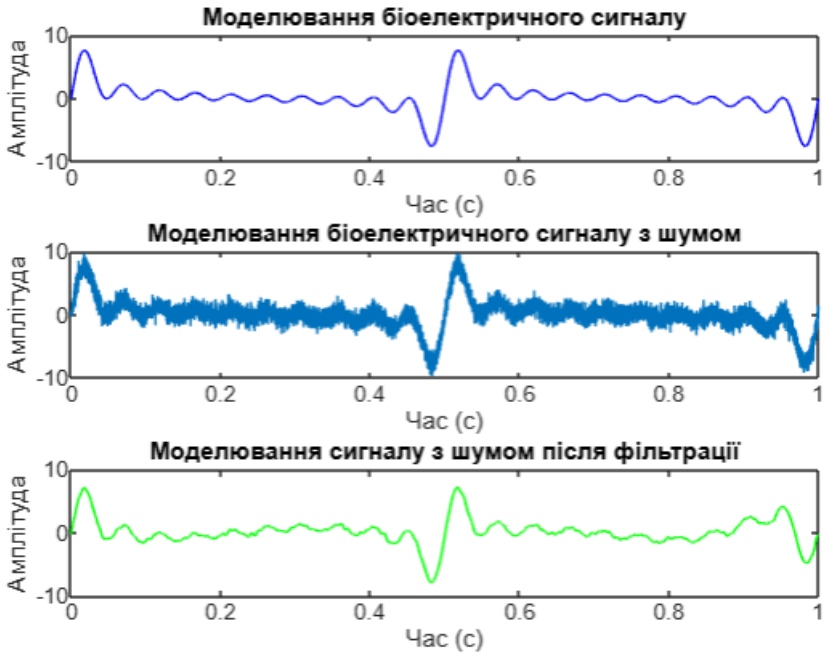


Рисунок 2.13 – Результат моделювання біоелектричного сигналу з використанням фільтра Чебишева

Фільтр Кауера (еліптичний фільтр) - електронний фільтр, характерною особливістю якого є пульсації амплітудно-частотної характеристики як смуги пропускання, так і смузі загородження. Величина пульсацій у кожній із смуг незалежна одна від одної. Другою відмінною особливістю такого фільтра є сильна спадна амплітудна характеристика, тому за допомогою цього фільтра можна досягти більш ефективного розподілу частоти, ніж за допомогою інших лінійних фільтрів[11].

Для реалізації фільтра Кауера в програмі Matlab використаємо оператор `ellip`

```
% Смуговий фільтр Кауера
f_low = 30; % частота відсічення нижньої границі смуги
f_high =700; % частота відсічення верхньої границі смуги
[b, a] = ellip(4, 0.1, 40, [f_low, f_high]/(4*fs), 'ctf');
filtered_signal = filtfilt(b, a, signal_noisy); % використання фільтру
```

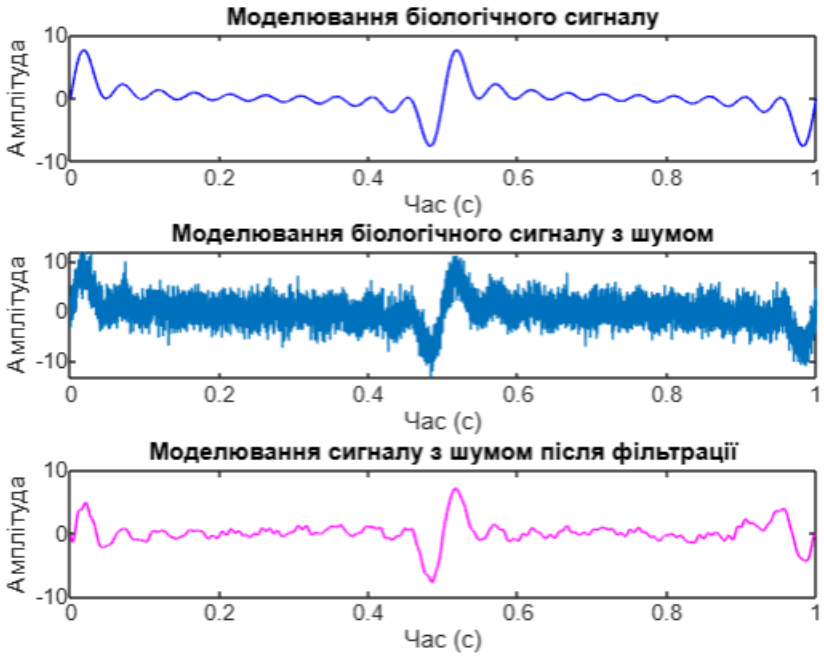


Рисунок 2.14 – Результат моделювання біоелектричного сигналу з використанням фільтра Кауера

Проведено аналіз трьох типів фільтрів: Чебишева 1-го порядку, Баттерворта та Кауера. Перевірка результатів дає змогу визначити найбільш оптимальний фільтр для обробки біомедичного сигналу та покращення якості отриманої інформації. На основі спостережень можна зробити висновок, що фільтр Баттерворта демонструє найкращі результати фільтрації ЕМГ сигналу. Він забезпечує оптимальне затухання небажаних частот та збереження значень корисного сигналу. Ця інформація може буде використана для розробки системи перетворення біоелектричного сигналу.

2.5.3 Підсилювач сигналу

Підсилення – це функція збільшення сигналу напруги або струму у K_U разів у необмеженій смузі частот без нелінійних спотворень сигналу. Функцію підсилення реалізує ідеалізований підсилювач.

Сигнал від EMG сенсора надходить до підсилювача сигналів. Необхідні сигнали реєструються за рахунок наявності різниці потенціалів між двома електродами на тілі людини. Диференціальний сигнал від двох електродів показує поширення біосигналу, який може бути використаний для діагностики патологічних функцій пацієнта. Амплітуда таких сигналів дуже мала в порівнянні з джерелами шумів, що виникають від довкілля.

Електроміографія вимагає реєстрації сигналів з чутливістю амплітуди від 1 до 10 мВ. Таким чином, необхідний такий підсилювач, який пригнічував би шуми і підсилював диференціальний сигнал.

Для отримання вихідного ЕМГ-сигналу використовується інструментальний підсилювач. Так як окрім корисного в сигналі присутні ще і завади, використовується включення з активною землею на інструментальному підсилювачі ІУ.

Одним із варіантів може бути операційний підсилювач. Наприклад, для цієї задачі підходить INA118.

INA118 — це малопотужний інструментальний підсилювач загального призначення, що забезпечує чудову точність. Універсальна конструкція з трьома операційними підсилювачами та малий розмір роблять цей пристрій чудовим вибором для широкого спектру застосувань. Типова схема інструментального підсилювача зображена на рисунку 2.15.

Сигнал, який необхідно підсилити, подається на входи U_1 і U_2 схеми, зображеної на рисунку. Перші два операційні підсилювачі (DA_1 та DA_2) працюють як буферні підсилювачі для вхідних сигналів, забезпечуючи високий вхідний опір. Резистори R_1 та R_3 формують вхідні кола цих підсилювачів, забезпечуючи стабільність роботи.

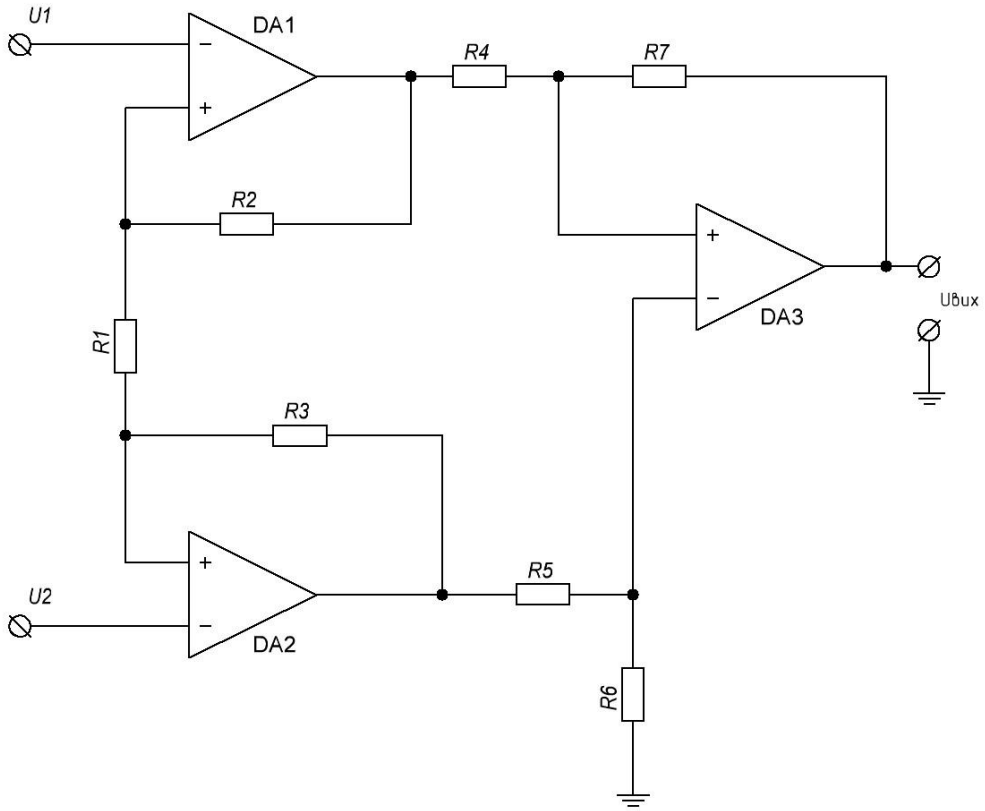


Рисунок 2.15 – Типова схема інструментального підсилювача

Виходи DA_1 та DA_2 під'єднані до резисторів R_2 та R_3, які подають сигнали на третій операційний підсилювач (DA_3). Він реалізує різницеве підсилення, тобто на його виході формується напруга, що пропорційна різниці сигналів U_1 та U_2, помноженій на коефіцієнт підсилення. Резистори R_2, R_3, R_4 та R5 задають коефіцієнт підсилення цього каскаду. Через амплітуду близько 1–10 мВ, схема дозволяє підсилити сигнал до рівня, необхідного для подальшої обробки (наприклад, 5В).

Така схема має вищий вхідний імпеданс і забезпечує більше підсилення та кращий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу (КОСС) порівняно зі схемами на одному операційному підсилювачі. Крім того, величина КОСС менш чутлива до точності підбору резисторів.

Коефіцієнт підсилення для цієї схеми рівний:

$$К_U = \frac{U_{вих}}{U_{вих.д}},$$

де $U_{вих}$ – вихідна напруга сигналу; $U_{вих.д}$ – напруга на виході датчика

$U_{вих}$= 5В

$U_{вих.д}$= 5мВ

$$К_U = \frac{5}{5 * 10^{-3}} = 1000,$$

Повний коефіцієнт посилення знаходиться добутком коефіцієнтів першого та другого каскадів:

$$К_U = К_{U1} \cdot К_{U2}$$

Обираємо коефіцієнт посилення першого каскаду $К_{U1}$=25, відповідно для другого каскаду $К_{U2}$=40.

Для такої схеми інструментального підсилювача коефіцієнт підсилення задається резистором зворотного зв'язку, на схемі R_1.

$$К = 1 + \frac{50кОм}{R_1},$$

К — коефіцієнт підсилення;

R_1 — резистор, що задає коефіцієнт підсилення;

50кОм — постійний множник, визначений внутрішньою схемою підсилювача.

Підставив значення коефіцієнту підсилення в формулу розрахуємо R_1:

$$1000 = 1 + \frac{50 * 10^3}{R_1},$$

$$R_1 = \frac{50 * 10^3}{(1000 - 1)} = 50 * 10^3 \text{ Ом},$$

Округлимо до найближчого стандартного значення: 50 кОм**.**

Виходячи з того, що коефіцієнт передачі неінвертуючого підсилювача визначається наступним виразом:

$$К = 1 + \frac{R_{\text{зворотний зв'язок}}}{R_{\text{вхідний}}},$$

Коефіцієнт підсилення для першого каскаду задано як $К_{U1}$ = 25.

Підставляємо значення в формулу:

$$К = 1 + \frac{R_2}{R_4},$$

$$25 = 1 + \frac{R_2}{R_4},$$

$$24 = \frac{R_2}{R_4},$$

Обираємо R_4=1 кОм, тоді:

$$R_2 = 24 * 1кОм = 24\ кОм,$$

Коефіцієнт підсилення другого каскаду задано як $К_{U2}$ = 40. Підставляємо значення в формулу:

$$40 = 1 + \frac{R_3}{R_5},$$

$$39 = \frac{R_3}{R_5},$$

Обираємо R_5=1 кОм, тоді:

$$R_3 = 39 * 1кОм = 39\ кОм,$$

Проведено моделювання підсилювача у середовищі Electronic Workbench (рис 2.16).

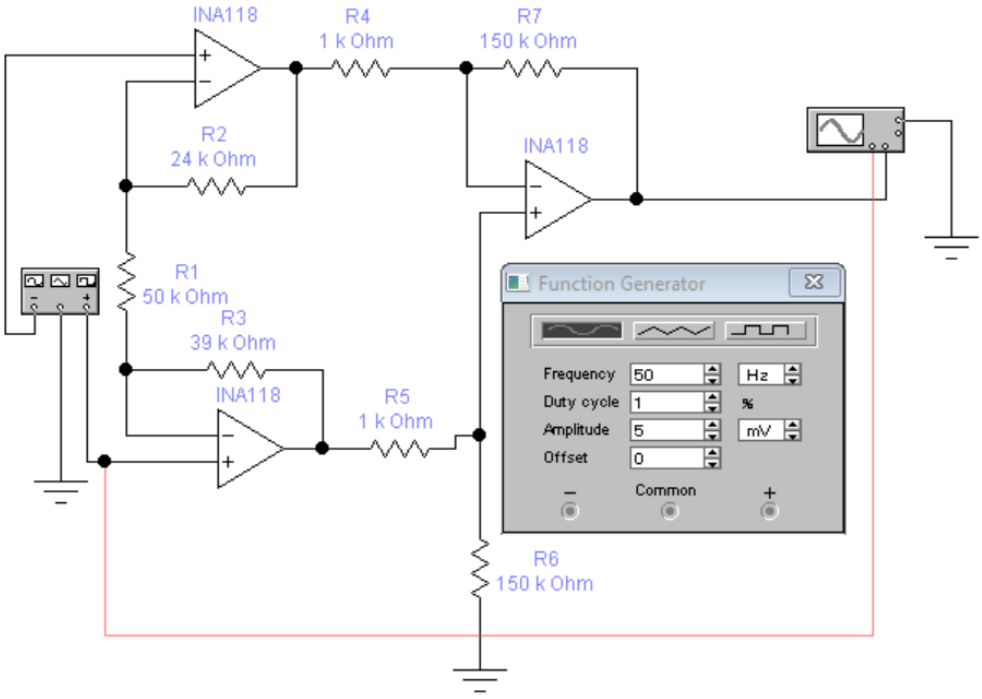


Рисунок 2.16 – Схема електрична принципова моделі підсилювача

Результати моделювання показано на рисунку 2.17

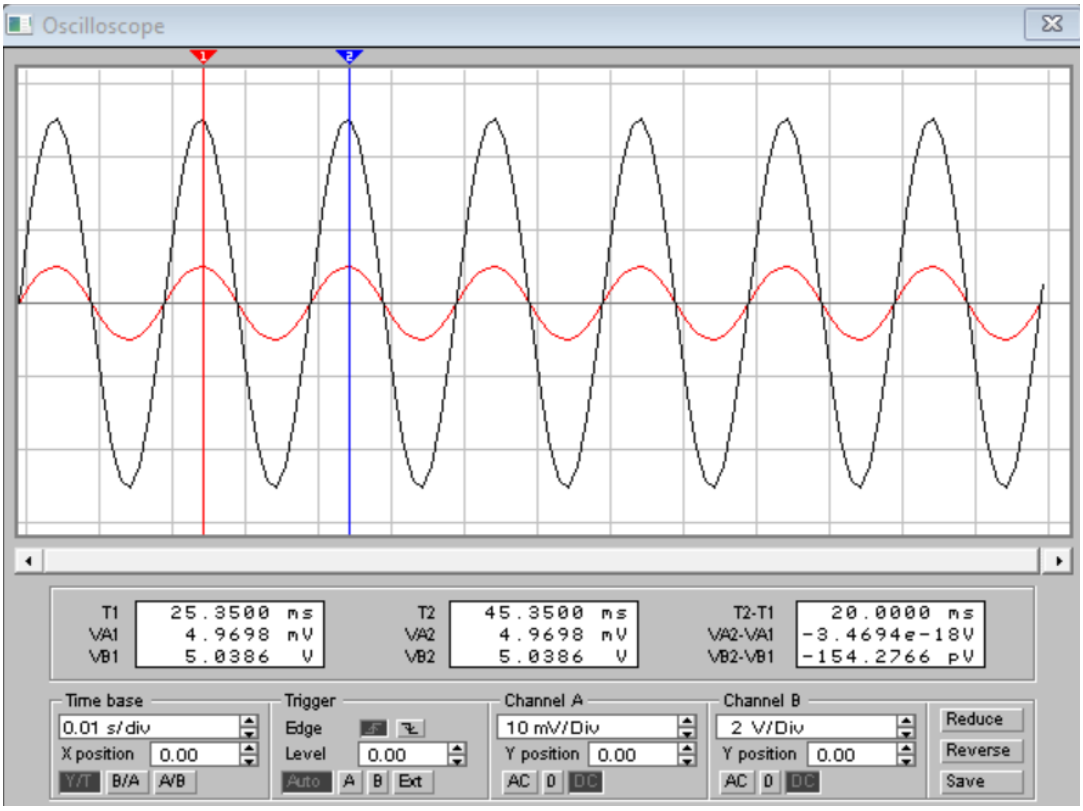


Рисунок 2.17 – Діаграми вихідного сигналу

З осцилограми сигналу (рис.2.17) можна спостерігати вхідний сигнал який становить 5мВ, а посилений 5В, що задовольняє умовам.

Після підсилення диференційного сигналу потрібно провести його фільтрацію. Це здійснюється за допомогою мікроконтролера, який приймаєна вхід АЦП аналоговий сигнал та оцифровує його.

2.5.4 Фільтрація

Активна реалізація фільтра Баттерворта на операційних підсилювачах дозволяє не лише виконувати фільтрацію, а й підсилювати сигнал, що є особливо корисним у медичних діагностичних системах. Використання активних елементів, таких як операційні підсилювачі, усуває потребу в індуктив-

ностях, що значно спрощує конструкцію та знижує вартість пристрою. Завдяки високому вхідному і низькому вихідному опорам операційних підсилювачів, такі фільтри легко інтегруються в каскадні схеми, забезпечуючи стабільність коефіцієнта передачі.

Порядок фільтра визначає крутизну спаду характеристик за межами смуги пропускання: що вищий порядок, то швидше відбувається згасання небажаних частот. У практичному застосуванні для фільтрації ЕМГ-сигналів зазвичай вибирають смугові фільтри Баттерворта другого чи третього порядків, що забезпечують потрібну вибірковість у діапазоні частот 20–500Гц.

Для розрахунку параметрів такого фільтра використовуються номінали резисторів і конденсаторів, які обираються відповідно до бажаних частот зрізу, що задаються формулами залежно від порядку фільтра. При реалізації багатокаскадних схем фільтрації між каскадами можуть бути включені повторювачі напруги (ОУ з коефіцієнтом передачі 1), щоб уникнути впливу навантаження одного каскаду на інший.

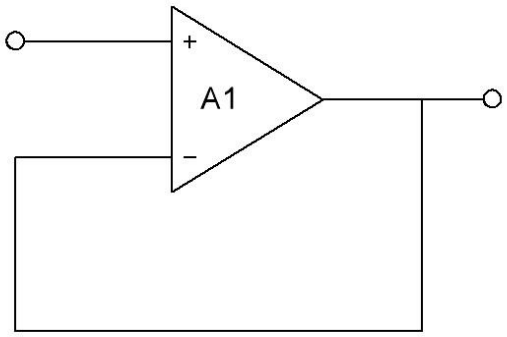


Рисунок 2.18 – Повторювач напруги на ОУ

На рис. 2.19 показаний принцип реалізації багатокаскадного фільтра.

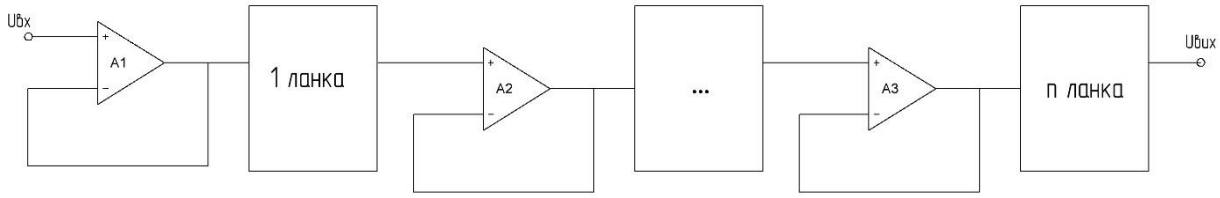


Рисунок 2.19 – Принцип реалізації багатокаскадного фільтра

Коефіцієнт передачі такої схеми визначається як добуток коефіцієнтів передачі окремих каскадів: $К=К_1К_2К_3….К_n$

Зі збільшенням порядку фільтра n спостерігається зменшення смуги пропускання та збільшення крутизни АЧХ, тим більша ця затримка.

На рис. 2.20 представлено схему смугового фільтра, призначеного для підтримки частот сигналу у діапазоні від 50 до 150 Гц та усунення частот за межами цього діапазону. Фільтр Баттерворта у даній схемі забезпечує плавну АЧХ без коливань у смузі пропускання, що робить його оптимальним вибором для обробки ЕМГ-сигналу. Висока крутизна спаду за межами смуги пропускання дозволяє ефективно пригнічувати шумові сигнали, зберігаючи важливу діагностичну інформацію.

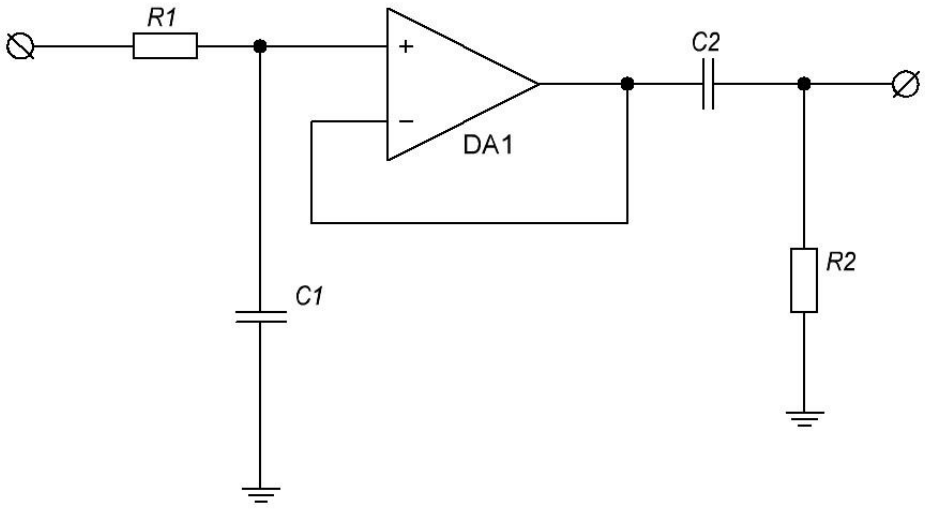


Рисунок 2.20 – Схема смугового фільтра

Проведемо розрахунок смугового фільтра Баттерворта

На заданій смузі частот визначаємо центральну частоту $f_{зр}$:

$$f_{зр} = \frac{f_н + f_в}{2} = \frac{50 + 150}{2} = 100 \text{ Гц},$$

де fн – нижня гранична частота смуги пропускання фільтра;

fв – верхня гранична частота смуги пропускання фільтра.

Обираємо ємність С=С1=С2=0,1 мкФ.

Обмеження низьких частот цього смугового фільтра становить ~ 50Гц. Частота зрізу для ФНЧ знаходиться за рівнянням 2.4:

$$f_{зр} = \frac{1}{2\pi RC}.$$

Тому, за рівнянням (2.7):

$$R1 = \frac{1}{2\pi C f_{зр}} = \frac{1}{2 \cdot 3{,}14 \cdot 0{,}1 \cdot 10^{-6} \cdot 50} = 31{,}8 \text{ кОм}. \qquad (2.7)$$

За номінальним рядом обираємо значення опору R1 = 33кОм.

Високочастотний відсік цього фільтра становить ~ 150 Гц.

$$R2 = \frac{1}{2\pi C f_{зр}} = \frac{1}{2 \cdot 3{,}14 \cdot 1 \cdot 10^{-6} \cdot 150} = 10{,}6 \text{ кОм}.$$

Згідно номінального ряду обираємо значення опору R2 =12кОм.

На рисунку 2.21 приведена схема електрична принципова моделі розрахованого смугового фільтра.

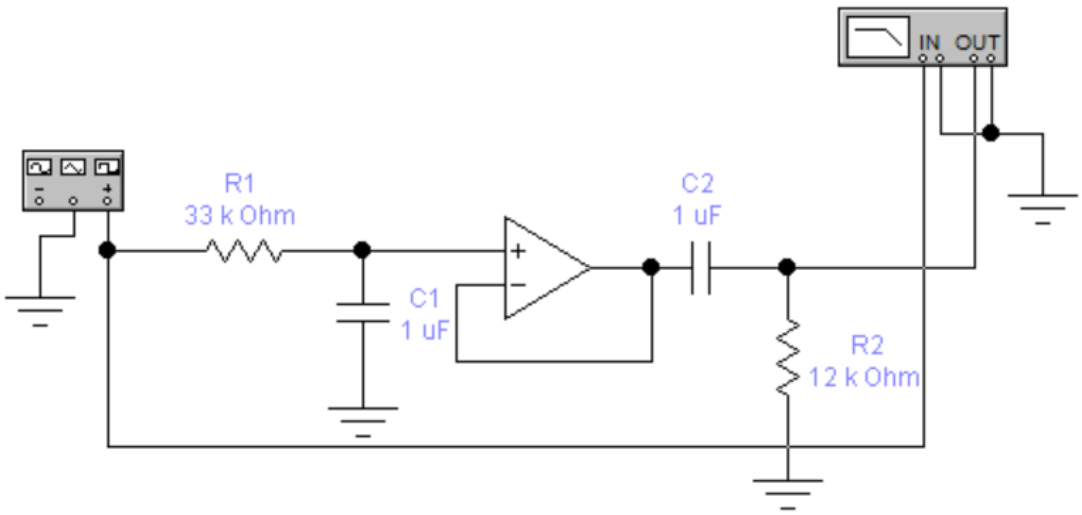


Рисунок 2.21 – Схема смугового фільтру в середовищі Electronic Workbench

За допомогою програми Electronic Workbench змоделювали роботу смугового фільтра. Отримана амплітудно-частотна характеристика зображена на рисунку 2.22.

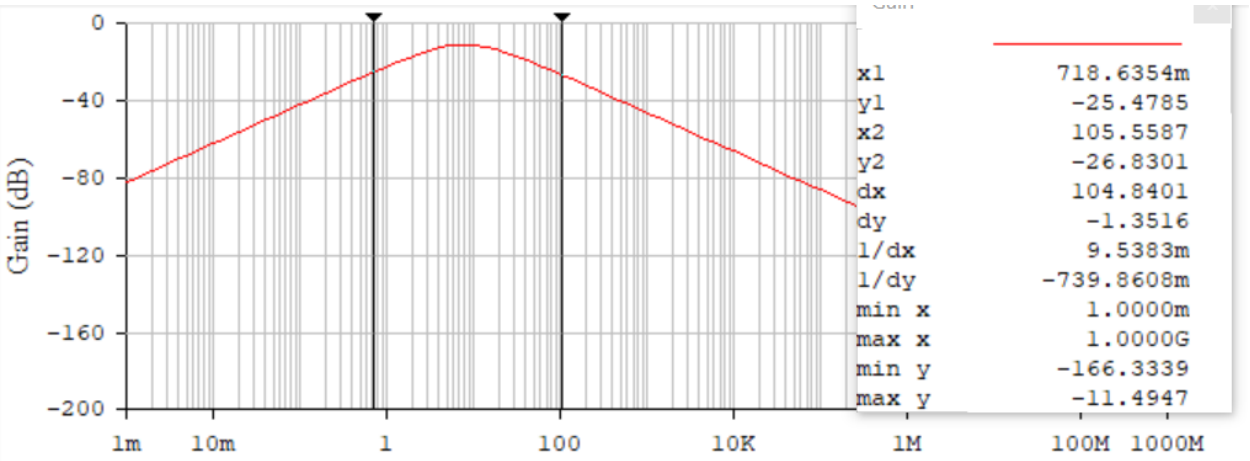


Рисунок 2.22 – Амплітудо-частотна характеристика смугового фільтра

Як видно з рис.2.22, смуговий фільтр виконує свої завдання, видаляючи надмірний шум, присутні у сигналі, а також усуваючи велике зміщення постійного струму. Це робиться завдяки каскаду фільтра низьких частот (частота зрізу якого становить 5 Гц) та фільтра високих частот (частота зрізу становить 0,5 Гц).

На рисунку 2.23 приведена АЧХ розрахованого смугового фільтра.

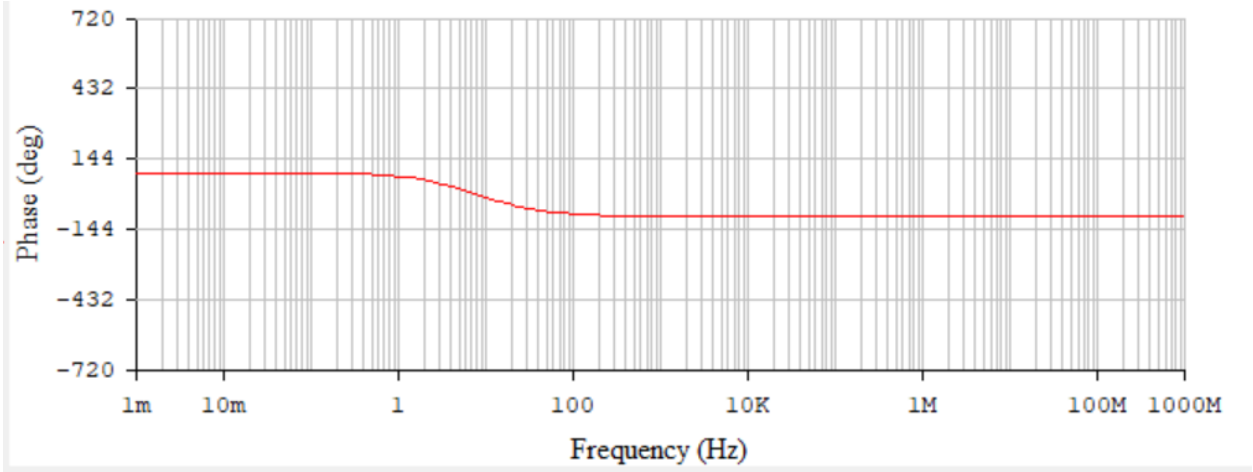


Рисунок 2.23 – Фазо-частотна характеристика смугового фільтра

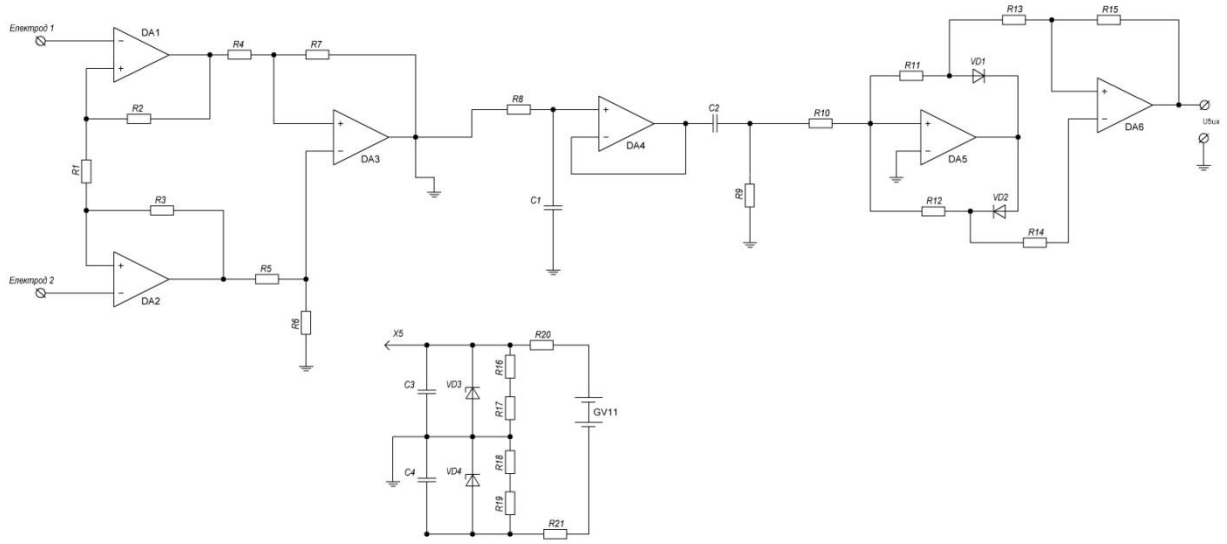


Рисунок 2.24 – Схема електрична принципова медично-діагностичної системи на основі ЕМГ-сигналів

Схема медично-діагностичної системи на основі ЕМГ-сигналів працює як послідовність пов’язаних етапів. Спочатку ЕМГ-електроди реєструють електричну активність м’язів, яка залежить від їх скорочення. Ці сигнали передаються до модуля аналогової обробки, де вони підсилюються і фільтруються для зменшення шумів та усунення перешкод.

Потім оброблений аналоговий сигнал надходить до аналого-цифрового перетворювача, який переводить його у цифрову форму для подальшої роботи. У цифровому модулі сигнал обробляється за допомогою алгоритмів, які виділяють інформативні параметри, такі як амплітуда, частота чи спектральні особливості.

Отримані характеристики аналізуються у діагностичному блоці, який порівнює їх із нормативними значеннями або використовує спеціальні моделі для виявлення патологій. Фінальні результати передаються через інтерфейс користувача у вигляді графіків, звітів або рекомендацій, дозволяючи лікарю чи пацієнту оцінити стан м’язів або нервово-м’язової системи.

Цифрові компаратори (рис 2.25) можуть використовуватись в діагностичному блоці, для контролю рівня сигналів та обробки ЕМГ-сигналу.

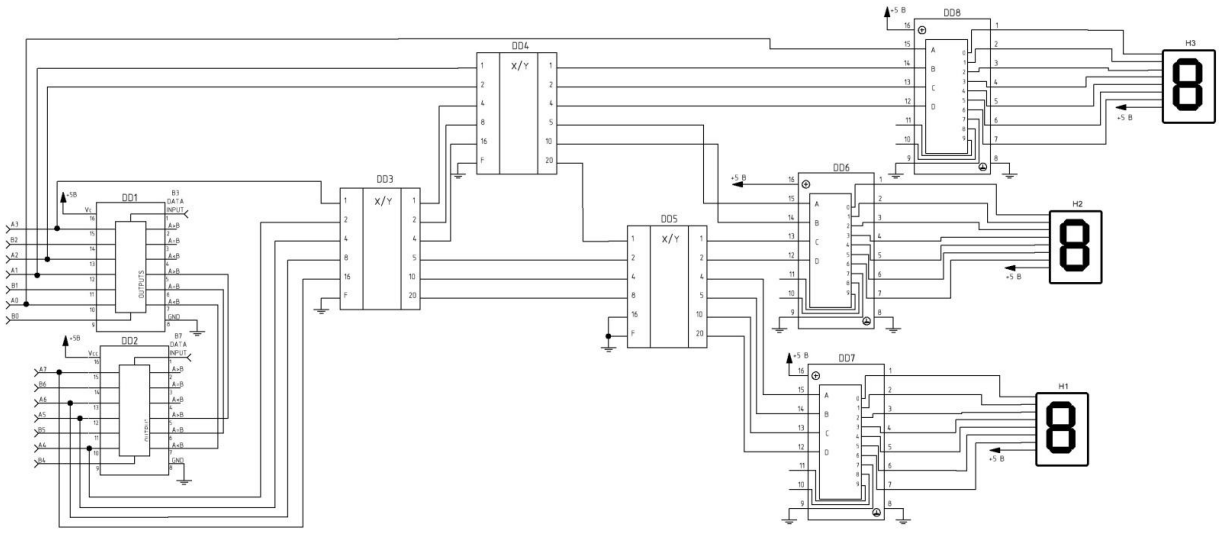


Рисунок 2.25 – схема електрична принципова багаторозрядного компаратора з виведенням інформації на семи сегментні індикатор

З’єднуючи компаратори каскадом та реалізовуючи схему за допомогою лише дворівневої затримки для 8-розрядного кода вони дозволяють виявляти відхилення від нормальних значень та порівнювати сигналі для забезпечення зворотнього зв’язку.

3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ

3.1 Обгрунтування вибору підсилювача для підсиленняя сигналу ЕМГ

Розробка системи для перетворення біоелектричних сигналів, таких як електроміографічні (ЕМГ), потребує вибору оптимального підсилювача для системи перетворення біоелектричного сигналу залежить від задач, які він має виконувати. Порівняємо ці умови за наступними критеріями:

- Коефіцієнт підсилення.
- Енергоспоживання.
- Рівень шуму.
- Ціна

До розроблюваного приладу висуваються такі вимоги, які дозволяють ефективно працювати з біоелектричними сигналами:

- Високий коефіцієнт підсилення для забезпечення потрібного рівня сигналу.
- Низький рівень шуму для збереження точності сигналу.
- Енергоефективність через можливе використання у портативних пристроях.
- Прийнятна вартість для економічної ефективності.

При виборі підсилювача доводиться дотримуватись компромісу між точністю та вартістю, а також між рівнем шуму та коефіцієнтом підсилення.

Для аналізу обрано чотири популярні моделі підсилювачів: INA118, AD620, LT1167, MAX4208. Їхні параметри наведено у таблиці (табл. 3.1), а оцінка за шкалою відносної важливості представлена у табл. 3.2.

Таблиця 3.1 — Порівняння параметрів підсилювачів

Параметр	INA118	AD620	LT1167	TL084
Коефіцієнт підсилення	до 10,000	до 10,000	до 10,000	до 10,000
Енергоспоживання	350 мкА	130 мкА	500 мкА	1.1 мА
Рівень шуму	50 нВ/√Гц	60 нВ/√Гц	30 нВ/√Гц	40 нВ/√Гц
Робоча напруга	±2.25 В до ±18 В	±2.5 В до ±18 В	±2.5 В до ±18 В	±5 В до ±15 В
Ціна	Вища	Середня	Середня	Вища

Таблиця 3.2 – Шкала відносної важливості

Інтенсивність відносної важливості	Визначення
1	рівна важливість
3	помірна перевага
5	сильна перевага
7	значна перевага
9	дуже сильна перевага
2,4,6,8	проміжні судження

Для прийняття рішення враховуємо декілька факторів (критеріїв), перелічених у таблиці 3.3. Щоб визначити, який фактор важливіший, порівнюємо їх між собою попарно. Результати цих порівнянь записуємо у вигляді чисел у таблицю 3.3. На основі цих чисел розраховуємо відносну вагу кожного фактора. Вона показує, наскільки сильно кожен фактор впливає на кінцевий результат.

У матриці використовуються такі позначення:

i — номер критерію;

Для порівняння 5 критеріїв (таблиця 3), i може приймати значення 1, 2, 3, 4, 5, 6;

Xi — локальний пріоритет, тобто відносна вага і-го критерію в глобальному критерії:

$X_i = \frac{\sqrt[5]{\prod_{i=1}^{5} \omega_i}}{\sum_{i=1}^{5} \sqrt[5]{\prod_{i=1}^{5} \omega_i}}$, $\sum$ – сума по стовпці $\sqrt[5]{\prod_{i=1}^{5} \omega_i}$;

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	$\sqrt[5]{\prod_{i=1}^{5} \omega_i}$	X_i
1. Коефіцієнт підсилення	1	3	5	7	9	3,9	0,49
2. Енергоспоживання	1/3	1	3	5	7	2,03	0,25
3. Рівень шуму	1/5	1/3	1	3	5	1	0,13
4. Робоча напруга	1/7	1/5	1/3	1	3	0,49	0,06
5. Ціна	1/9	1/7	1/5	1/3	1	0,55	0,07
∑						7,97	1

Порівняння проводимо так: коефіцієнт підсилення має сильну перевагу над енергоспоживанням (оцінка — 3), значну перевагу над рівнем шуму (5), дуже сильну перевагу над робочою напругою (7) та абсолютну перевагу над ціною (9).

Енергоспоживання слабша за коефіцієнт підсилення (1/3), але має слабку перевагу над рівнем шуму (3), помірну перевагу над робочою напругою (5) і значну перевагу над ціною (7).

Так само порівнюючи кожний критерій з іншими, заповнюємо таблицю 3.3.

Далі в кожній строчці перемножуємо усі 5 значення і беремо з цього добутку корінь 5-го ступеню – так заповнюємо стовпчик $\sqrt[5]{\prod_{i=1}^{5}\omega_i}$; знаходимо суму по цьому стовпчику $\sum$, знаходимо $X_i=\frac{\sqrt[5]{\prod_{i=1}^{5}\omega_i}}{\sum_{i=1}^{5}\sqrt[5]{\prod_{i=1}^{5}\omega_i}}$ для кожної строки і заповнюємо стовпчик X_i.

Далі аналогічно складаємо 5 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (таблиці 3.4, 3.5, 3.6, 3.7, 3.8). Оскільки тепер порівнюються 4 технології по одному критерію, то i = 1, 2, 3, 4;

$X_i=\frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}}{\sum_{i=1}^{4}\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}}$; $\sum$ - сума по стовпці $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$.

Таблиця 3.4 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «коефіцієнт підсилення»

Підсилювач	INA118	AD620	LT1167	TL084	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
INA118	1	3	5	7	3,2	0,56
AD620	1/3	1	3	5	1,5	0,26
LT1167	1/5	1/3	1	3	0,67	0,12
TL084	1/7	1/5	1/3	1	0,31	0,05
$\sum$					5,68	1,00

Найвищий локальний пріоритет за критерієм "коефіцієнт підсилення" має INA118 (0,56), а найнижчий пріоритет у TL084 (0,05).

Таблиця 3.5 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «енергоспоживання»

Підсилювач	INA118	AD620	LT1167	TL084	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
INA118	1	1/5	7	1/9	0,63	0,14
AD620	5	1	7	1/7	1,5	0,34
LT1167	1/7	1/7	1	9	0,65	0,15
TL084	9	7	1/9	1	1,63	0,37
∑					4,41	1,00

Підсилювач "TL084" має найбільший локальний пріоритет (0,37) за енергоспоживанням, а найменший має (0,14) " INA118".

Таблиця 3.6 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «Рівень шуму»

Підсилювач	INA118	AD620	LT1167	TL084	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
INA118	1	5	1/5	1/7	6,67	0,35
AD620	1/5	1	5	7	2,57	0,14
LT1167	5	1/5	1	5	0,65	0,15
TL084	7	1/7	1/5	1	1,63	0,37
∑					8,26	1,00

Підсилювач INA118 має найбільший локальний пріоритет (0,35) за рівнем шуму, а підсилювач TL084 має найменший пріоритет (0,03), що свідчить про його найкращі характеристики за цим критерієм.

Таблиця 3.7 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «робоча напруга»

Підсилювач	INA118	AD620	LT1167	TL084	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
INA118	1	5	5	7	5,48	0,43

AD620	1/5	1	5	7	2,02	0,16
LT1167	1/5	1/5	1	1/3	0,86	0,07
TL084	1/7	1/7	3	1	0,44	0,03
∑					8,8	1,00

Найвищий локальний пріоритет за критерієм "робоча напруга " має INA118 (0,43), а найнижчий пріоритет у TL084 (0,03).

Таблиця 3.8 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «діапазон вимірювання»

Підсилювач	INA118	AD620	LT1167	TL084	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
INA118	1	1/3	1/7	1/9	0,29	0,03
AD620	3	1	5	7	0,96	0,09
LT1167	7	1/5	1	1/3	2,91	0,26
TL084	9	1/7	3	1	2,21	0,62
∑					6,37	1,00

Критерій "Ціна" враховує вартість підсилювачів. Найдорожчий підсилювач (INA118) має найнижчий пріоритет, а найдешевший (TL084) отримує найвищий рейтинг.

Глобальний пріоритет кожної альтернативи розраховується як зважена сума локальних пріоритетів. Коефіцієнтами зважування виступають локальні пріоритети критеріїв, визначені раніше. Іншими словами, ми обчислюємо скалярний добуток вектора локальних пріоритетів критеріїв на вектор значень критеріїв для кожної альтернативи.

Глобальний пріоритет для кожного мікроконтролеру розраховуємо так:

для INA118: 0,49*0,56 + 0,25*0,14 + 0,13*0,35 + 0,06*0,43 + 0,07*0,03 = 0,383

для AD620: 0,49*0,26 + 0,25*0,34 + 0,13*0,14 + 0,06*0,16 + 0,07*0,09 = 0,247

для LT1167: 0,49*0,12 + 0,25*0,15 + 0,13*0,15 + 0,06*0,07 + 0,07*0,26 = 0,138

для TL084: 0,49*0,05 + 0,25*0,37 + 0,13*0,37 + 0,06*0,03 + 0,07*0,62 = 0,21

Таблиця 3.8 – Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	Глобальний
Вага	0,49	0,25	0,13	0,06	0,07	
INA118	0,56	0,14	0,35	0,43	0,03	0,383
AD620	0,26	0,34	0,14	0,16	0,09	0,247
LT1167	0,12	0,15	0,15	0,07	0,26	0,138
TL084	0,05	0,37	0,37	0,03	0,62	0,21

З порівняння глобальних пріоритетів різних мікроконтролерів (табл.3.8) видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта INA118.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

Охорона праці, як галузь технічної діяльності – це система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних лікувально-профілактичних заходів та засобів спрямованих на збереження життя здоров'я у процесі її трудової діяльності.

Основною метою охорони праці є створення безпечних умов трудової діяльності людини, забезпечення її високої та ефективної працездатності;

Вона як соціально-технічна дисципліна вивчає теоретичні та технічні питання безпеки праці, запобігання травматизму, професійним захворюванням та отруєнням, аваріям та катастрофам, пожежам та вибухам на виробництвах, в свою чергу вона вивчається з метою формування у майбутніх фахівців інженерії необхідного рівня знань та умінь з правових та організаційних питань гігієни праці, техногенної безпеки регіону, виробничої санітарії, а також активної позиції, щодо практичної реалізації головного принципу Конституції України;

Предмет охорони праці як технічної економічної праці – є основи праці, а об'єктом їх дослідження виступають виробнича система, яка включає до свого складу: людину (працівників) – машину (виробниче успадкування) – навколишнє середовище (виробниче приміщення в якому здійснюється відповідний технологічний процес)

З кожним роком зростає виробництво та споживання електроенергії, а відтак і кількість людей, які в процесі своєї життєдіяльності використовують (експлуатують) електричні пристрої та установки. Тому питання електробезпеки набувають особливої ваги.

Електробезпека – це система організаційних та технічних заходів і засобів, що забезпечують захист людей від шкідливого та небезпечного впливу

електричного струму, електричної дуги, електромагнітного поля і статичної електрики.[10]

Аналіз виробничого травматизму показує, що кількість травм, спричинених дією електричного струму, є незначною і становить близько 1%. Однак із загальної кількості смертельних нещасних випадків частка електротравм становить 20-40% і посідає одне з перших місць.

Щороку в Україні від електричного струму гине приблизно 1500 осіб. Найбільша кількість випадків електротравматизму, в тому числі зі смертельними наслідками, стається при експлуатації електроустановок напругою до 1000 В, що пов'язано з їх поширенням і відносною доступністю практично для кожного, хто працює на виробництві.

Випадки електротравматизму під час експлуатації електроустановок напругою понад 1000 В нечасті, що зумовлено незначним поширенням таких електроустановок і обслуговуванням їх висококваліфікованим персоналом.

Основними причинами електротравматизму на виробництві є:

- випадкове доторкання до неізольованих струмопровідних частин електроустаткування;
- використання несправних ручних електроінструментів;
- застосування нестандартних або несправних переносних світильників напругою 220 чи 127 В;
- робота без надійних захисних засобів та запобіжних пристосувань;
- доторкання до незаземлених корпусів електроустановок, що опинилися під напругою внаслідок пошкодження чи пробою ізоляції;
- недотримання правил будови, улаштування, безпечної експлуатації електроустановок та правил експлуатації електрозахисних засобів тощо.[12]

ЕОМ з ВДТ і ПП, інше устаткування (апарати управління, контрольно-вимірювальні прилади, світильники), електропроводи та кабелі за виконанням і ступенем захисту мають відповідати класу зони за НПАОП 40.1-1.01-

97, мати апаратуру захисту від струму короткого замикання та інших аварійних режимів.

Під час монтажу та експлуатації ліній електромережі необхідно повністю унеможливити виникнення електричного джерела загоряння внаслідок короткого замикання та перевантаження проводів, обмежувати застосування проводів з легкозаймистою ізоляцією і, за можливості, застосовувати негорючу ізоляцію.

Під час ремонту ліній електромережі шляхом зварювання, паяння та з використанням відкритого вогню необхідно дотримуватися НАПБ А.01.001-2004. Лінія електромережі для живлення ЕОМ з ВДТ і ПП виконується як окрема групова трипровідна мережа шляхом прокладання фазового, нульового робочого та нульового захисного провідників.

Нульовий захисний провідник використовується для заземлення (занулення) електроприймачів. Не допускається використовувати нульовий робочий провідник як нульовий захисний провідник. Нульовий захисний провідник прокладається від стійки групового розподільного щита, розподільного пункту до розеток електроживлення.

Не допускається підключати на щиті до одного контактного затискача нульовий робочий та нульовий захисний провідники. Площа перерізу нульового робочого та нульового захисного провідника в груповій трипровідній мережі має бути не менше площі перерізу фазового провідника.

Усі провідники мають відповідати номінальним параметрам мережі та навантаження, умовам навколишнього середовища, умовам розподілу провідників, температурному режиму та типам апаратури захисту, вимогам НПАОП 40.1-1.01-97.).

ЕОМ з ВДТ і ПП повинні підключатися до електромережі тільки за допомогою справних штепсельних з'єднань і електророзеток заводського виготовлення. У штепсельних з'єднаннях та електророзетках, крім контактів фазового та нульового робочого провідників, мають бути спеціальні контакти для підключення нульового захисного провідника. Їхня конструкція має бути

такою, щоб приєднання нульового захисного провідника відбувалося раніше, ніж приєднання фазового та нульового робочого провідників [13].

4.1 Пожежна безпека

Приміщення, в яких розташовані комп'ютери,повинні бути не нижче II ступеня вогнестійкості. Поруч з приміщенням не повинен бути приміщень пожежо- та вибухонебезпечних. У приміщеннях повинні зберігатися ті носії інформації, які необхідні для роботи, решта – в окремих приміщеннях на негорючих стелажах у залізних коробках.

Підлоги повинні бути знімні і повинні бути виготовленні бути виготовленні з негорючих або важко горючих матеріалів. Підпільний простір має бути оснащений системою автоматичної пожежної сигналізацією, автоматичною установкою пожежогасіння. Приміщення повинно бути оснащене сигналізацією з димосповіщеннями і пожежогасіння. У приміщенні повинні знаходитися переносні вуглекислотні вогнегасники 2 шт. на 20 м

4.2 Техногенна безпека

Ефективність евакуації вимірюється за допомогою часу, необхідного для того, щоб люди могли вийти з окремих приміщень, будівлі або споруди в разі потреби. Безпека евакуації досягається, коли час евакуації не перевищує часу, необхідного для досягнення критичної фази розвитку пожежі. Цей час від початку пожежі до досягнення граничних значень факторів пожежі, таких як критичні температури, концентрації кисню і т.д.

Евакуаційні виходи вважаються такими, якщо вони ведуть:

- з приміщень першого поверху безпосередньо на зовнішню територію або через коридор, вестибюль, сходову клітку.

- з приміщень будь-якого поверху, крім першого, в коридори, що ведуть до сходової клітки (включаючи хол). При цьому сходові клітки повинні мати вихід на зовнішню територію безпосередньо або через вестибюль, що відокремлений від прилеглих коридорів дверима.

- з приміщень в сусіднє приміщення на тому ж поверсі, яке має вихід, зазначений вище. [14]

Евакуаційні виходи повинні бути розташовані розсіяно, а їх мінімальна кількість повинна бути не менше двох. Двері на шляхах евакуації повинні відчинятися в напрямку виходу з будівлі або приміщення. За винятком випадків, коли в приміщенні перебуває не більше 15 осіб, двері можуть відкриватися всередину приміщення.

При наявності людей у приміщенні двері евакуаційних виходів можуть бути зачиненими тільки на внутрішні засуви, які легко відмикаються. Мінімальна ширина шляхів евакуації повинна бути не менше 1 м, а дверей – не менше 0,8 м. Відстань від найвіддаленішої точки будівлі або приміщення до евакуаційного виходу визначається згідно зі СНіП 2.09.02-85, залежно від ступеня вогнестійкості будівлі та кількості людей, які евакуюються.

З метою організації евакуації людей у випадку пожежі розроблений спеціальний план евакуації працівників будівлі, рисунок 3.1. Усі двері на шляху евакуації відкриваються лише у напрямку виходу. Загальна ширина сходів, дверей і проходів на шляху евакуації повинна бути не менше 1 м, що відповідає вимогам СНіП 2.01.02-85.[10]

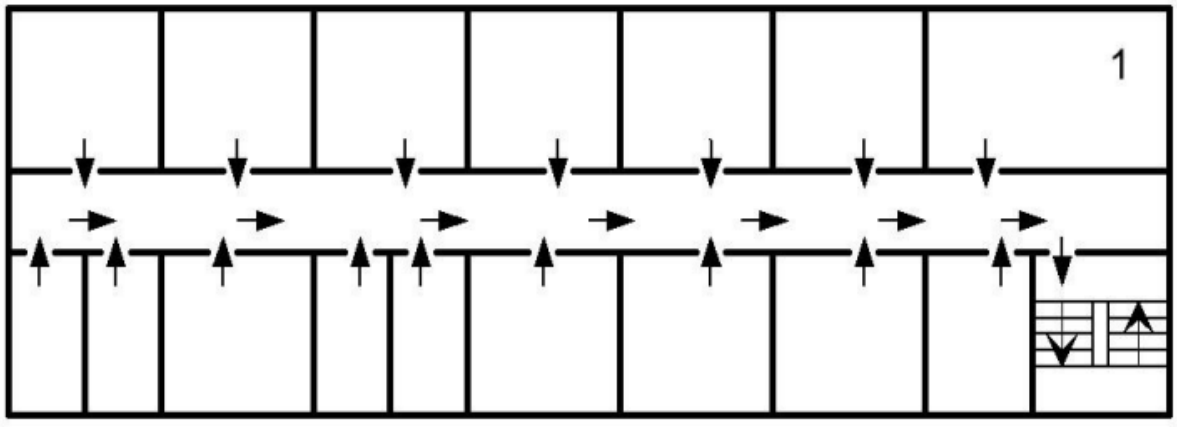


Рисунок 4.1 – План евакуації у випадку виникнення пожежі; 1 – приміщення в якому проводиться аналіз

ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Розробка біонічних пристроїв в Україні має особливе значення в контексті сучасних викликів, зокрема зростання кількості осіб з інвалідністю внаслідок війни. Важливість досліджень у цій галузі відповідає завданням, визначеним у "Цілях сталого розвитку України". Зокрема, це сприяє підвищенню якості життя людей, соціальній інтеграції та інноваційному розвитку економіки.

2. Для створення якісних протезів з біоелектричним управлінням необхідний якісний і стабільний сигнал. Електродні підсилювачі забезпечують початкове підсилення сигналу, який потім нормалізується у вхідному колі. Частотний фільтр виділяє потрібний діапазон сигналів, а кінцевий підсилювач забезпечує їхнє остаточне підсилення для подальшої обробки. Аналого-цифровий перетворювач конвертує сигнал у цифрову форму, яку обробляє мікроконтролер, виконуючи аналіз м’язової активності та розрахунок енерговитрат.

3. Для моделювання біоелектричного сигналу в програмному забезпеченні MatLab було обрано 10-бітний АЦП, який забезпечить достатню точність вимірювання при менших витратах, ніж 16-бітний і буде більш енергоефективним, ніж 8-бітний. Для обробки біомедичних сигналів значення максимальної частоти спектру первинного сигналу обираємо 1 кГц. З частотою дискретизації 10кГц. Розрахована середня потужність шуму квантування дорівнює 0,7 мВ

4. Перевірка результатів аналізу фільтрів Чебишева 1-го порядку, Баттерворта та Кауера, дає змогу визначити найбільш оптимальний фільтр для обробки біомедичного сигналу та покращення якості отриманої інформації. На основі спостережень можна зробити висновок, що фільтр Баттерворта демонструє найкращі результати фільтрації ЕМГ сигналу. Застосування цифрової фільтрації забезпечує оптимальне затухання небажаних частот та збереження значень корисного сигналу.

5. Для реєстрації сигналів з амплітудою в межах 0,1-10 мВ доцільно використовувати диференціальний підсилювач має високий вхідний імпеданс і забезпечує більше підсилення та кращий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу порівняно зі схемами на одному операційному підсилювачі. Крім того, величина КОСС менш чутлива до точності підбору резисторів.

6. Моделювання Фільтра Баттерворта в EWB забезпечує плавну АЧХ без коливань у смузі пропускання, що робить його оптимальним вибором для обробки ЕМГ-сигналу. Висока крутизна спаду за межами смуги пропускання дозволяє ефективно пригнічувати шумові сигнали, зберігаючи важливу діагностичну інформацію.

7. Цифрові компаратори можуть використовуватись для контролю рівня сигналів та обробки ЕМГ-сигналу. З’єднуючи компаратори каскадом та реалізовуючи схему за допомогою лише дворівневої затримки для 8-розрядного кода вони дозволяють виявляти відхилення від нормальних значень та порівнювати сигналі для забезпечення зворотнього зв’язку.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАННОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. P. Liu, D. R. Brown, F. Martel, D. Rancourt and E. A. Clancy, "EMG–to–force Modeling for Multiple Fingers," in Proc. of Bioengineering Conference(NEBEC) – New York, Troy, 2011 IEEE 37th Annual Northeast.
2. Медична діагностика, URL: http://surl.li/gmgmtd (дата звернення: 01.04.2024)
3. McIntosh, J.; Marzo, A.; Fraser, M.; Phillips, C. EchoFlex: Hand Gesture Recognition using Ultrasound Imaging. In Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, Denver, CO, USA, 6–11 May 2017; Association for Computing Machinery (ACM): New York, NY, USA, 2017; pp. 1923–1934.
4. Sikdar, S.; Rangwala, H.; Eastlake, E.B.; Hunt, I.A.; Nelson, A.J.; Devanathan, J.; Shin, A.; Pancrazio, J.J. Novel Method for Predicting Dexterous Individual Finger Movements by Imaging Muscle Activity Using a Wearable Ultrasonic System. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2013**, *22*, 69–76.
5. Jiang, S.; Li, L.; Xu, H.; Xu, J.; Gu, G. Stretchable E-Skin Patch for Gesture Recognition on the Back of the Hand. *IEEE Trans. Ind. Electron.* **2019**, *67*, 647–657.
6. Control Methods for Transradial Prostheses Based on Remnant Muscle Activity and Its Relationship with Proprioceptive Feedback: URL: https://www.mdpi.com/1424-8220/20/17/4883 (дата звернення: 30.06.2024)
7. Про Цілі сталого розвитку України на період до 2030 року/ URL: https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/722/2019#Text (дата звернення: 17.07.2024)
8. Про компанію DataM Intelligence Analysis / URL: https://www.datamintelligence.com/about# (дата звернення: 17.05.2024)

9. Esper Hand presented at CES-2022/ URL: https://startupsmagazine.co.uk/article-esper-hand-presented-ces-2022 (дата звернення: 18.07.2024)
10. В. Г. Грибан, О. В. Негодченко Охорона праці: Навчальний посібник. Київ: Центр учбової літератури, 2011. – 280 с.
11. Верьовкін Л.Л., Світанько М.В., Кісельов Є.М., Хрипко С.Л. Цифрова схемотехніка: Підручник. Запоріжжя: ЗДІА, 2016. 214 с. 77 (дата звернення: 18.02.2023)
12.. Дисципліна: Основи охорони праці / URL: https://rb.gy/h1ct8 (дата звернення: 1.12.2024)
13. Про затвердження правил охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин / URL: https://dnaop.com/html/31562_2.html (дата звернення: 1.12.2024)
14. Евакуація людей з будівель та приміщень https://pidru4niki.com/1833101338343/bzhd/evakuatsiya_lyudey_budivel_primischen / URL: (дата звернення: 1.12.2024)

ДОДАТОК А

Познач.	Найменування	Кільк.	Примітки
	Резистори		
R4, R5	1 кОм	2	
R6, R7	150 кОм	2	
R1	50 кОм	1	
R2	24 кОм	1	
R3	39 кОм	1	
R8	33 кОм	1	
R9	12 кОм	1	
	Конденсатори		
C1, C2	1 мкФ	2	
	Підсилювачі		
DA1- DA6	INA118	6	

Зм	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	ЕІСПЗ 8.1763			
Розроб.		Батюк К.В			Перелік елементів до схеми електричної принципової	Літ	Маса	Масштаб
Керівник.		Ніконова А.О.						
Консульт.		Ніконова А.О.				Лист	Листів	
Н. контр.		Верьовкин Л.Л.				ІННІ ЗНУ		
Затвердив		Критська Т.В						

– резонансний послідовний інвертор (РІПс), що включає: вхідний конденсатор С1, автономний інвертор АІ, систему управління інвертора СУІ, послідовний резонансний контур Cr-Lr, і трансформатор Т1;

– автономний інвертор струму (АІС), що включає: вхідний дросель L1, автономний інвертор АІ, систему управління інвертора СУІ, комутуючий конденсатор і трансформатор Т1;

– резонансний паралельний інвертор (РІПр), що включає: вхідний дросель L1, автономний інвертор АІ, систему управління інвертора СУІ, паралельний резонансний контур Cr-Lr, і трансформатор Т1.

Система керування інвертора (СУІ) призначена для формування імпульсів керування силовими ключами АІ (сигнали Sc) відповідно до сигналів зворотного зв'язку (сигнали Sb). Сигналами зворотного зв'язку є вихідна напруга АІ, струм навантаження АІ і температура матеріалу, що нагрівається.

Список використаних джерел

1. Струмкін Г. М. Застосування пристроїв силової електроніки. Дніпро : Середняк Т. К., 2024. 408 с. ICBN 978-6178139-59-9.

УДК 621.3

Батюк Катерина Василівна
здобувач вищої освіти ІІ освітнього рівня «магістр»,
кафедра електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення,
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні
Запорізького національного університету

Ніконова Аліна Олександрівна
к. т. н., доцент, доцент кафедри електроніки,
інформаційних систем та програмного забезпечення,
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні
Запорізького національного університету

ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЕНЕРГОВИТРАТ ПРИ ВИКОРИСТАННІ БІОПРОТЕЗА

Актуальність дослідження. Актуальною проблемою у сучасному протезуванні є розробка механізмів, які дозволяють особам з втратою кінцівок не лише зовнішньо замінити втрачені частини тіла, але й повністю відновити їх функціональні можливості. На сьогоднішній день, використання біонічних

Міністерство освіти і науки України
Запорізький національний університет
Інженерний навчально-науковий
інститут ім. Ю. М. Потебні

ІНЖЕНЕРНІ ІННОВАЦІЇ ТА РОЗБУДОВА НАЦІОНАЛЬНОЇ ЕКОНОМІКИ

Матеріали
І Міжнародної науково-практичної конференції
Інженерного навчально-наукового інституту
ім. Ю. М. Потебні

09–10 травня 2024 року

Видавничий дім
«Гельветика»
2024

кінцівок, що базуються на методі електроміографії, дозволило наблизитися до створення повністю натуральної системи керування протезом. Однак відсутність біологічного зворотного зв'язку є одним з основних недоліків і важливим аспектом у досягненні повноцінної взаємодії між протезом та користувачем. Основним компонентом взаємодії людини з її тілом є соматосенсорна система. Вона забезпечує сприйняття таких сенсорних модальностей, як дотик, температура, пропріоцепція та ноцицепція і необхідна для виконання складних рухів, які контролюються корою головного мозку. Для створення єдиної системи «зворотного зв'язку» між протезом і мозком людини необхідно спочатку окремо реалізувати всі аспекти функціонування соматосенсорної системи, а потім поєднати їх в єдиний механізм збору, обробки та передачі інформації. Актуальним питанням є визначення схемотехнічних, технологічних та топологічних особливостей для проєктування систем порівняння сигналів в системах зворотного зв'язку, визначення стану вхідних сигналів в системах керуваннях [1].

Аналіз останніх досліджень. Цифрові компаратори є важливими елементами в для порівняння цифрових сигналів та прийняття рішень на основі результату порівняння. Вони дозволяють реалізувати логічні операції порівняння в електронних пристроях та системах, що забезпечує ефективність, швидкість та точність обробки цифрової інформації. Вхідний сигнал перетворюється вимірювальним перетворювачем в пропорційний йому сигнал X1. Слід зазначити, що перетворювач може бути відсутній, тоді вхідний сигнал подаватиметься безпосередньо на один із входів пристрою порівняння. Однак у більшості випадків він входить до складу вимірювальної схеми. Узагальнену структурну схему порівняння сигналів показано на рис. 1.

Сигнал з виходу вимірювального перетворювача надходить на перший вхід пристрою порівняння, другий вхід якого подається відомий сигнал з виходу багатозначної міри [2].

Результати дослідження. На практиці використовуються схеми для порівняння багаторозрядних слів які з'єднують компаратори каскадом. Виходи A > B, A < B і A = B етапу обробки менш значущих бітів з'єднані з відповідними входами наступного етапу обробки більш значущих бітів.

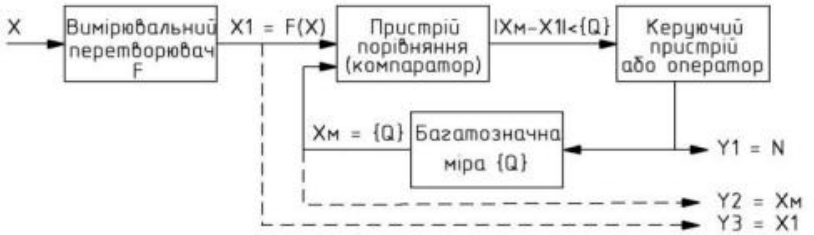


Рис. 1. Загальна структурна схема вимірювання компаратора

Ступінь, що обробляє найменші значущі біти, повинна мати напругу високого рівня, прикладену до входу A = B. Каскадний шлях реалізований за допомогою лише дворівневої затримки для скорочення загального часу порівняння для довгих слів.

Розрядність компараторів можна збільшувати за допомогою цього методу, коли необхідно використати розрядність числа більше за 8, то виникає необхідність створювати пристрої для збільшення розрядності. Схема на рис. 2, дозволяє реалізувати високошвидкісний метод порівняння двох 24-бітних слів лише з двома рівнями затримки пристрою.

Висновки та рекомендації. При проєктування біонічних протезів, що базуються на методі електроміографії застосування цифрових компараторів можливо для порівняння сигналів в системах зворотного зв'язку та визначення стану вхідних сигналів в системах керування. Однак слід враховувати властиві недоліки організації зворотного зв'язку, такі як низька просторова роздільна здатність, спричинена перехресними перешкодами від сусідніх м'язів, і сприйнятливість до м'язової втоми. Спільний підхід для запису та поєднання двох методів зондування одночасно в одному місці значно підвищило точність вимірювання порівняно з будь-яким із методів одного зондування.

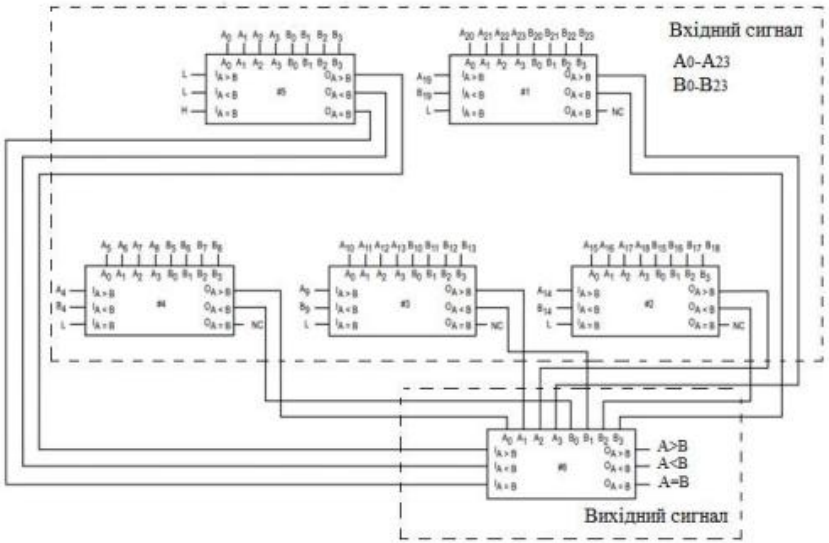


Рис. 2. Схема порівняння двох 24-бітних слів

Список використаних джерел

1. Апостолов В. Р. Аналіз методів реалізації зворотного зв'язку біонічними протезами верхніх кінцівок. *Ефективність інженерних рішень*

При досягненні інтенсивності шуму 90-100 дБ спостерігається підвищена стомлюваність людини, зниження розумової активності, зниження продуктивності праці (до 40-70%), схильність до фізичних і нервових захворювань (виразкова хвороба, гіпертонія та ін.). Дуже сильний шум (понад 110 дБ) веде до так званого шумового "сп'яніння". При інтенсивності шуму 140-145 дБ виникають вібрації в м'яких тканинах носа і горла, в кістках черепа і зубах. При рівні шуму понад 160 дБ може відбутися розрив барабанних перетинок. Найбільш небезпечно тривала дія шуму, при якому можливий розвиток шумовий хвороби – загального захворювання організму з переважним ураженням органів слуху, центральної нервової і серцево-судинної систем [3].

Шум – є невід'ємною частиною людського життя, тому актуальним є розрахунок і побудова приладу для вимірювання параметрів шуму. Контролюючи шумове забруднення навколишнього середовища можна позбавитися від одного з чинників зниження людської працездатності.

Авторами запропоновано шумомір на базі мікроконтролеру PIC18F14K50, що здатний вимірювати звуковий тиск у діапазоні частот від 5 Гц до 20 кГц. Похибка вимірювання становить 0,8%. Застосування мікроконтролеру дозволяє приладу запам'ятовувати виміряні значення та вести прямий обмін інформацією з комп'ютером через порт USB 2.0 Type B. Цифровий індикатор виводить строку із 16 числово – буквених символів та має підсвітку, що дозволить використовувати прилад у приміщеннях з недостатньою кількістю світла. Усі елементи схеми малопотужні і здатні живитися від чотирьох літієвих батарейок типу AA що мають малі геометричні розміри і велику ємність.

Література

1. Вільсон О.Г. Шум: вплив, профілактика, захист: конспект лекції. Київ: КНУБА, 2019. 52 с.
2. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці. Львів: Афіша, 2015. 349 с.
3. Ron Chepesiuk: Decibel Hell: The Effects of Living in a Noisy World. URL: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1253729/ (дата звернення 05.03.2024)

Батюк Катерина
магістрантка 1 курсу ІННІ ім. Ю.М. Потебні
Наук. кер.: канд. тех. наук, доц. Ніконова А.О.

МЕТОДИ КЕРУВАННЯ РУХОВИМИ ФУНКЦІЯМИ ЛЮДИНИ

Здатність людини до руху є однією з найважливіших функцій, що дає можливість взаємодіяти з навколишнім світом, виконувати різні дії, відчувати себе незалежними.

Актуальною проблемою у сучасному протезуванні є розробка механізмів, які дозволяють особам з втратою кінцівок не лише зовнішньо замінити втрачені

«ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Науково-дослідна частина
Наукове товариство
студентів, аспірантів і докторантів
Рада молодих вчених

ЗБІРНИК
наукових праць студентів,
здобувачів PhD, докторантів і молодих вчених

«МОЛОДА НАУКА-2024»

Том V

«Секції Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні Запорізького національного університету»

Запоріжжя
2024

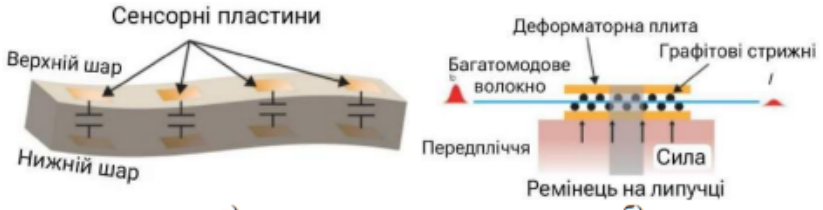


Рисунок 1 – Типи датчиків СМГ: а) – сенсори на основі ємності б) – п'єзоелектричні сенсори

Метод СМГ має властиві недоліки, такі як низька просторова роздільна здатність, спричинена перехресними перешкодами від сусідніх м'язів, і сприйнятливість до м'язової втоми. Спільний підхід для запису та поєднання двох методів зондування ЕМГ та СМГ одночасно в одному місці значно підвищило точність вимірювання порівняно з будь-яким із методів одного зондування.

Література

1. В.Р. Апостолов. Аналіз методів реалізації зворотного зв'язку біонічними протезами верхніх кінцівок : Всеукраїнська студентська наукова конференція «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, 10-11 грудня 2019р. С260-263.

2. Control Methods for Transradial Prostheses Based on Remnant Muscle Activity and Its Relationship with Proprioceptive Feedback. *Sensors 2020*, *20(17)* URL: https://www.mdpi.com/1424-8220/20/17/4883

Білецький Дмитро
студент 3 курсу ІННІ ім. Ю.М. Потебні
викладач Туришев К.О.
Наук. кер.: д-р техн. наук, доц. Алексієвський Д.Г.

СТРУКТУРНА МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ІМПУЛЬСНОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА ПОСТІЙНОЇ НАПРУГИ ТИПУ SEPIC

Побудова моделі складних електротехнічних комплексів вимагає наявності математичних моделей окремих її компонентів. Одним з найбільш складних моделей компонентів є моделі напівпровідникових перетворювачів. Для синтезу систем керування моделі, що побудовані на схемотехнічному рівні (на рівні електричної схеми) не є зручними. З цього приводу можна виділити дві причини її незручності: по-перше суттєва не лінійність процесів в напівпровідниковому перетворювачі ускладнює застосування аналітичних методів. З іншого боку при застосуванні схемотехнічних моделей виникає

частини тіла, але й повністю відновити їх функціональні можливості. На сьогоднішній день, використання біонічних кінцівок, що базуються на методі електроміографії, дозволило наблизитися до створення повністю натуральної системи керування протезом. Однак відсутність біологічного зворотного зв'язку є одним з основних недоліків і важливим аспектом у досягненні повноцінної взаємодії між протезом та користувачем.

Сенсорна система – це система в нервовій системі, яка складається з периферійних і центральних структур і відповідає за сприйняття сигналів різних модальностей зовнішнього та внутрішнього середовища. Основним компонентом взаємодії людини з її тілом є соматосенсорна система. Вона забезпечує сприйняття таких сенсорних модальностей, як дотик, температура, пропріоцепція та ноцицепція і необхідна для виконання складних рухів, які контролюються корою головного мозку.

Для створення єдиної системи "зворотного зв'язку" між протезом і мозком людини необхідно спочатку окремо реалізувати всі аспекти функціонування соматосенсорної системи, а потім поєднати їх в єдиний механізм збору, обробки та передачі інформації.

Відсутність пропріоцептивного зворотного зв'язку разом із відсутністю дотикових відчуттів є однією з найбільш критичних незручностей сучасних протезів. У більшості випадків користувачеві доводиться координувати рухи протеза і регулювати захват, спираючись на екстероцепцію (зазвичай візуальний зворотний зв'язок). Згідно з оцінкою потреб користувача, силовий зворотний зв'язок вважається критичним, оскільки він не може бути оцінений користувачем візуально. Зворотний зв'язок щодо положення протезних пальців також вважається важливим, оскільки це може дозволити зменшити увагу, необхідну для поводження з протезом.

Підхід силової міографії (СМГ) полягає в розміщенні датчиків сили на поверхні кінцівки та їх використанні для виявлення об'ємних змін поверхневих груп м'язів. Також можна виявити об'ємні зміни, викликані рухом сухожиль під поверхнею шкіри. Метод може надати інформацію про запланований рух користувача та силу захоплення. Зазвичай для досягнення кращої точності використовується масив резисторів, що сприймають силу. Однак деякі тісно пов'язані реалізації використовують широкий спектр спеціальних датчиків деформації та розтягування, таких як датчики на основі оптичного волокна, датчики деформації на основі ємності, датчики деформації на основі ефекту Хола, і барометричних датчиків (рис.1). Цікавий варіант підходу представили Jiang et al. [2], де сенсорна система використовувала тонкий масив клейких датчиків деформації, що розтягуються (e-skin) на тильній стороні руки, щоб розпізнавати набір із 10 жестів з точністю 94%.

Отримання сигналу СМГ може бути здійснено за допомогою різного дизайну сенсорів. Деякі приклади наведено на рисунку 1. Крім представлених, використовують сенсори на основі RPTF (плівковий перенесений шорсткий візерунок), сенсори на основі оптичних волокон, сенсори широкого діапазону розтягування/провідної гуми.