

Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)

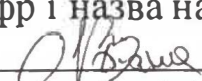
Факультет інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії
Кафедра обчислювальної техніки

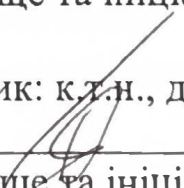
КОМПЛЕКСНА БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

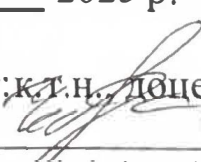
на тему:

**«КІБЕРФІЗИЧНА СИСТЕМА З ІНТЕГРАЦІЄЮ БІОЕЛЕКТРИЧНИХ
СЕНСОРІВ. ЧАСТИНА 1. АПАРАТНА ЧАСТИНА»**

08-54.КБКР.011.00.000 ПЗ

Виконала: студентка 4 курсу, групи KI-23мсз
спеціальності 123 – Комп'ютерна інженерія
(шифр і назва напрямку підготовки спеціальності)
 Язвінська Д.І.
(прізвище та ініціали)

Керівник: к.т.н., доцент
 Дудник О.В.
(прізвище та ініціали)
«__» _____ 2025 р.

Рецензент: к.т.н., доцент
 Чехместрук Р. Ю.
(прізвище та ініціали)
«__» _____ 2025 р.


Допущено до захисту
Завідувач кафедри ОТ
д.т.н., проф. Азаров О.Д.
«9» 06 2025 року

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії
Кафедра обчислювальної техніки
Освітньо-кваліфікаційний рівень бакалавр
Галузь знань – 12 Інформаційні технології
Спеціальність – 123 Комп'ютерна інженерія
Освітня програма – Комп'ютерна інженерія



ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ОТ

д.т.н., проф. Азаров О.Д.

« 21 » березня 2025 року

**ЗАВДАННЯ
НА КОМПЛЕКСНУ БАКАЛАВРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ
СТУДЕНТЦІ**

Язвінській Діані Ігорівні

1 Тема роботи: «Кіберфізична система з інтеграцією біоелектричних сенсорів. Частина 1. Апаратна частина», керівник роботи Дудник О.В. затверджені наказом цього навчального закладу від 20 березня 2025 р. №97.

2 Термін подання студентом роботи 13.05.2025.

3 Вихідні дані до роботи: протокол експериментального тестування апаратної частини з результатами вимірювання біосигналів, документація, що містить опис архітектури апаратної частини, специфікацію елементної бази та інструкцію зі збирання.

4 Зміст розрахунково-пояснювальної роботи: вступ, огляд і аналіз джерел інформації, обґрунтування технічного рішення, аналіз та вибір компонентів для апаратної реалізації, проектування апаратної системи, створення 3D-дизайну кіберфізичної системи, висновок, список використаних джерел, додатки.

5 Перелік графічного матеріалу: зображення основних елементів схеми: ESP32 плата, блок акумуляторів, датчики ЕКГ, серводвигуни, ергономічний корпус для кіберфізичної системи.

6 Консультанти розділів роботи наведені в таблиці 1.

7 Дата видачі завдання 21.03.2025 р.

Таблиця 1 – Консультанти роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1–4	к.т.н., доцент каф. ОТ Дудник О.В.	21.03.2025 	13.06.2025 
Нормоконтроль	ас. каф. ОТ Швець І.С.	13.05.2025 	30.05.2025

8 Календарний план виконання приведений в таблиці 2.

Таблиця 2 – Календарний план

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
		початок	закінчення	
1	Вибір та затвердження теми БКР	21.03.2025	21.03.2025	викон.
2	Збір інформації	22.03.2025	31.03.2025	викон.
3	Огляд предметної області	01.04.2025	10.04.2025	викон.
4	Дослідження можливих схем підключення, мікроконтролерів, фільтрів	11.04.2025	17.05.2025	викон.
5	Постановка задачі та вибір компонентів для реалізації апаратної частини	17.04.2025	23.04.2025	викон.
6	Розробка електричної принципової схеми та вибір CAD-системи	24.04.2025	25.04.2025	викон.
7	Компонування електричних компонентів	26.04.2025	29.05.2025	викон.
8	Виготовлення макета та тестування апаратної частини	30.04.2025	06.04.2025	викон.
9	Оформлення пояснювальної записки	07.05.2025	13.05.2025	викон.
10	Попередній захист БКР	13.05.2025	13.05.2025	викон.

Студентка



Діана ЯЗВІНСЬКА

Керівник роботи



Олександр ДУДНИК

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1 ОГЛЯД І АНАЛІЗ ДЖЕРЕЛ ІНФОРМАЦІЇ, ОБГРУНТУВАННЯ ТЕХНІЧНОГО РІШЕННЯ.....	7
1.1 Аналіз сучасних кіберфізичних систем та їх застосування	7
1.2 Особливості біонічних протезів верхніх кінцівок	9
1.3 Біоелектричні сенсори в кіберфізичних системах	11
1.3.1 Типи сенсорів та їх застосування	11
1.3.2 Принципи збору та обробки біосигналів у кіберфізичних системах	12
1.3.3 Принцип дії сенсорів та взаємодія з біологічними сигналами.....	14
1.4 Вплив біоелектричних сенсорів на функціонування кіберфізичних систем у реальному часі	15
1.5 Визначення критеріїв ефективності системи збору біоелектричний сигналів.....	17
1.6 Постановка задачі розробки і формулювання технічних вимог.....	18
2 ОБГРУНТУВАННЯ ТА ВИБІР КОМПОНЕНТІВ ДЛЯ АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ	21
2.1 Визначення функціональних вимог до апаратної частини системи ...	21
2.2 Огляд мікроконтролерів та вибір оптимального варіанту	22
2.3 Вибір та характеристика біоелектричних сенсорів.....	23
2.4 Системи підсилення та фільтрації сигналів.....	23
2.4.1 Операційні підсилювачі для обробки ЕМГ сигналів	27
2.4.2 Аналогові та цифрові фільтри шумів	28
2.5 Модулі живлення та енергоспоживання системи	29
2.6 Інтерфейси передачі даних та комунікаційні модулі	30
2.7 Створення принципової схеми апаратної частини	31
3 ПРОЕКТУВАННЯ АПАРАТНОЇ СИСТЕМИ.....	33
3.1 Розробка загальної архітектури системи.....	33

3.2	Проектування схеми збору біоелектричних сигналів.....	35
3.3	Розробка підсистеми підсилення та фільтрації	37
3.4	Проектування інтерфейсів передачі даних	39
3.5	Розрахунок енергоспоживання системи.....	40
3.6	Вибір і підключення комунікаційних модулів	42
3.7	Розробка друкованої плати апаратної частини	43
4	СТВОРЕННЯ 3D–ДИЗАЙНУ КІБЕРФІЗИЧНОЇ СИСТЕМИ	52
4.1	Вибір програмного забезпечення для 3D–моделювання.....	52
4.2	Розробка 3D–моделі корпусу та елементів системи	53
4.3	Аналіз ергономічності та практичності конструкції	57
4.4	Підготовка 3D–моделі для виготовлення та друку	60
	ВИСНОВКИ	66
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	69
	ДОДАТКИ.....	74
	Додаток А — Технічне завдання	75
	Додаток Б — Протокол перевірки навчальноїкваліфікаційної роботи	79
	Додаток В — Графічна частина.....	80
	Додаток Г — Ілюстративна частина	83
	Додаток Д — Довідка про впровадження результатів.....	86

ВСТУП

Сучасні кіберфізичні системи відіграють ключову роль у медичній, спортивній та науковій сферах, забезпечуючи точний моніторинг фізіологічних параметрів людини. Інтеграція біоелектричних сенсорів дозволяє отримувати важливі дані про стан організму, що сприяє розвитку персоналізованих підходів у діагностиці, реабілітації та спортивній аналітиці.

Актуальність теми дослідження обумовлена зростаючою потребою у компактних, надійних та високоточних кіберфізичних системах, здатних обробляти біоелектричні сигнали в реальному часі. Поєднання сучасних апаратних засобів із програмним забезпеченням відкриває широкі можливості для створення інноваційних технологій контролю та аналізу фізіологічних показників задля покращення якості життя людей, що цього потребують.

Об'єктом дослідження є кіберфізичні системи з біоелектричними сенсорами, які поєднують фізичні пристрої з цифровими технологіями для збору, обробки та аналізу біоелектричних сигналів.

Предметом досліджень є методи апаратного проєктування та інтеграції біоелектричних сенсорів, які охоплюють технічні рішення, що забезпечують правильну роботу та ефективність кіберфізичних систем.

Метою даної роботи є розробка спеціалізованої програмно–апаратної кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів. Перша частина дослідження зосереджена на створенні 3D–дизайну корпусу пристрою та проєктуванні його апаратної частини, що забезпечить ефективність збору та обробки біоелектричних сигналів.

Для досягнення поставленої мети передбачено вирішення таких задач:

- аналіз існуючих підходів та технологій у сфері кіберфізичних систем з біоелектричними сенсорами;
- дослідження сучасних методів 3D–моделювання для розробки корпусу та компонентів пристрою;

- розробка 3D–дизайну корпусу з урахуванням ергономіки, технічних вимог та умов експлуатації;
- вибір та інтеграція електронних компонентів, включаючи мікроконтролери, біоелектричні сенсори та модулі зв'язку;
- визначення можливостей та обмежень апаратної архітектури для подальшої інтеграції з програмним забезпеченням;
- аналіз сумісності розробленої апаратної частини з майбутнім програмним забезпеченням для збору та обробки біоелектричних сигналів.

Наукова та технічна новизна кваліфікаційної роботи полягає у вдосконаленні підходів до розробки кіберфізичних систем з інтеграцією біоелектричних сенсорів шляхом оптимізації апаратної архітектури та 3D–дизайну.

Практичні результати цього дослідження можуть бути корисними для інженерів та розробників, які займаються створенням мобільних пристроїв для моніторингу біоелектричних сигналів у медичній, спортивній та науковій сферах. Зокрема, вони сприятимуть удосконаленню технологій реабілітації, розробці високоточної діагностичної апаратури та впровадженню інноваційних методів контролю фізіологічного стану людини.

Крім того, отримані результати матимуть значення для пацієнтів, які потребують кіберфізичних систем з інтеграцією біоелектричних сенсорів, що дозволить їм покращити якість життя, отримати більш природний контроль над протезами або іншими допоміжними пристроями. Вони також можуть знайти застосування у спортивній індустрії для аналізу рухової активності та оптимізації тренувальних програм, а також у наукових дослідженнях, пов'язаних із нейрофізіологією, біомеханікою та людино–машинною взаємодією.

За результатами дослідження планується **апробація** розробленої системи шляхом публікації наукових статей за результатами дослідження, а також представлення роботи на конференціях та семінарах:

1. Язвінська Д. І., Дудник В. В., Дудник О. В. Роботизований протез руки з електронним керуванням. Modern Trends in the Development of Economy, Technology

and Industry : конф., м. Торонто, 12–14 лют. 2025 р. Toronto, 2025. С. 22–23.

2. Язвінська Д. І., Дудник В. В., Дудник О. В. Програмно–апаратна реалізація кіберфізичної системи з біоелектричними сенсорами. Всеукраїнська науково–технічна конференція факультету інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії : конф., м. Вінниця, 24.03.2025 – 27.03.2025. Вінниця, 2025. URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fitki/all-fitki-2025/paper/view/24101/19942> (дата звернення: 15.05.2025).

3. Язвінська Д. І., Дудник В. В., Дудник О. В. Кіберфізичні системи з біоелектричними сенсорами: теоретичні засади та технічна реалізація. ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ–2025 : конф., м. Київ, 15 трав. 2025 р. Київ, 2025. С. 215–216. URL: <https://zcit.kubg.edu.ua/index.php/journal/index> (дата звернення: 17.05.2025).

4. Язвінська Д. І., Дудник В. В., Дудник О. В. 3D–модельовання та виробництво компонентів кіберфізичної системи для роботи з біосигналами. Стан, досягнення і перспективи інформаційних систем і технологій : конф., м. Одеса, 17–18 квіт. 2025 р. Одеса, 2025. С. 284 – 285. URL: https://ontu.edu.ua/download/konfi/2025/Conference_abstract-IT-2025.pdf. (дата звернення: 17.05.2025).

Отримані відгуки та рекомендації при обговоренні розробленого проєкту стануть основою для подальшого вдосконалення системи. У перспективі передбачається доопрацювання проєкту з метою його адаптації для масового виробництва та практичного застосування в медичній, спортивній та науковій сферах.

1 ОГЛЯД І АНАЛІЗ ДЖЕРЕЛ ІНФОРМАЦІЇ, ОБГРУНТУВАННЯ ТЕХНІЧНОГО РІШЕННЯ

1.1 Аналіз сучасних кіберфізичних систем та їх застосування

Кіберфізична система — це механізм, що керований або відстежуваний комп'ютерним алгоритмом, який має зв'язок з Інтернетом і його користувачами. У таких системах програмне забезпечення тісно інтегроване з фізичними об'єктами.

Компоненти кіберфізичних систем можуть взаємодіяти на різних рівнях простору й часу, відрізнятися за моделями поведінки та змінювати способи взаємодії залежно від контексту. До прикладів КФС належать розумні енергомережі, безпілотні транспортні засоби, автоматизовані системи керування, робототехнічні комплекси та автономні літальні апарати [1].

До основних характеристик КФС відносять: інтерактивність, автономність, зв'язок, реальний час та інтелектуальність. Опис характеристик кіберфізичних систем зображений в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Характеристики кіберфізичних систем [2]

Характеристики кіберфізичних систем	Опис характеристик Кіберфізичних систем
Інтерактивність	кіберфізичні системи постійно отримують дані з фізичного світу через датчики і взаємодіють з ним через виконавчі механізми
Автономність	КФС здатні працювати з мінімальним втручанням людини, самостійно приймаючи рішення на основі зібраних даних та аналізу
Зв'язок	Об'єднання КФС через мережі, як—от Інтернет речей (IoT), дозволяє їм взаємодіяти одна з одною та з зовнішніми системами.
Реальний час	КФС мають здатність реагувати на зміни в навколишньому середовищі в реальному часі, що особливо важливо для критичних систем
Інтелектуальність	Використання алгоритмів ШІ та машинного навчання для самовдосконалення та оптимізації роботи системи

Кіберфізичні системи мають кілька ключових характеристик, які визначають їхню ефективність. Вони є інтерактивними, оскільки постійно отримують дані з

фізичного світу через датчики та взаємодіють з ним через виконавчі механізми, інтерактивність кіберфізичних систем забезпечує безперервний зв'язок між цифровою і фізичною реальністю. КФС також автономні, здатні працювати з мінімальним втручанням людини, самостійно приймаючи рішення на основі зібраних даних.

Завдяки зв'язку через мережі, такі як Інтернет речей (IoT), КФС можуть взаємодіяти як між собою, так і з зовнішніми системами. Реальність цього процесу підтверджується здатністю реагувати на зміни в навколишньому середовищі в реальному часі, що особливо важливо для критичних систем. Крім того, використання інтелектуальних алгоритмів дозволяє системам самовдосконалюватися та оптимізувати свою роботу.

Структурно кіберфізична система складається з фізичного, обчислювального та мережевого компонентів (рис. 1.1).

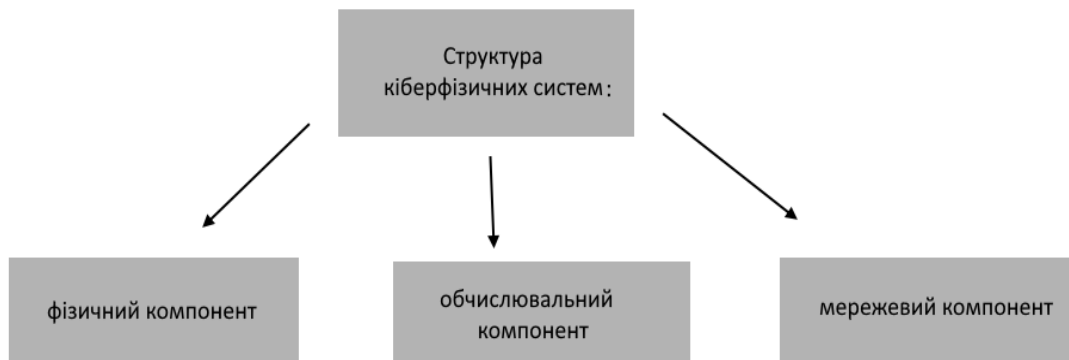


Рисунок 1.1 – Структура кіберфізичних систем

Фізичний компонент включає в себе датчики, виконавчі механізми та інші пристрої, що безпосередньо взаємодіють із фізичним світом; обчислювальний компонент включає: мікроконтролери, процесори та програмне забезпечення, які виконують обробку даних, аналіз та управління фізичними компонентами. Далі мережевий компонент, що включає: канали зв'язку між різними елементами системи, включно з бездротовими і дротовими мережами, через які передаються дані та команди [2].

Основні елементи кіберфізичних систем це: сенсори та датчики, актуатори, обчислювальні блоки, комунікаційні модулі, інтерфейси взаємодії з користувачем. Ці компоненти працюють разом для забезпечення ефективного функціонування. Для початку сенсори та датчики виконують реєстрування даних про навколишнє середовище, актуатори впливають на фізичні процеси відповідно до отриманих команд, а обчислювальні блоки займаються аналізом інформації та ухвалюють певні рішення. Забезпечення передачі даних між компонентами системи через мережі займаються комунікаційні модулі. Інтерфейс взаємодії з користувачем надає можливість операторам контролювати та отримувати інформацію про систему.

Завдяки цим переліченим елементам КФС забезпечують адаптивність, автоматизацію і автономність у найрізноманітніших сферах життя [3].

1.2 Особливості біонічних протезів верхніх кінцівок

До недавнього часу протези кріпилися до тіла людини механічно й не мали зв'язку з нервовою системою. Вони могли згинатися в шарнірах–суглобах, але для виконання кожного руху власник мав самотійно регулювати їхню поведінку, вручну забезпечуючи зворотний зв'язок. Наприклад, щоб взяти предмет або затиснути інструмент, потрібно було спеціально налаштовувати рухи протеза. Опанування такого методу управління вимагало значного часу, а набір доступних команд був обмеженим, що суттєво ускладнювало виконання дрібної моторики.

Сучасні наукові досягнення дозволили інтегрувати механічні протези з нервовою системою людини. Коли людина без кінцівки намагається поворухнути пальцем, її мозок генерує відповідний сигнал, який проходить через нерви до м'язів. У разі відсутності кінцівки цей сигнал не досягає своєї мети, проте його можна «перехопити» спеціальними сенсорами. Аналізуючи та обробляючи ці імпульси, можливо сформувати команди управління роботизованою кінцівкою. Саме цей принцип використовують сучасні дослідники, розробляючи біонічні протези, здатні зчитувати нервові сигнали та перетворювати їх у природні рухи.

Після ампутації кінцівки в організмі залишаються нерви, які раніше контролювали її рухи. Ці нерви можна хірургічним шляхом підключити до певної ділянки великого м'яза, що називається реіннервацією. Наприклад, для ампутованої руки можна приєднати нерв до великого грудного м'яза (рис. 1.2).

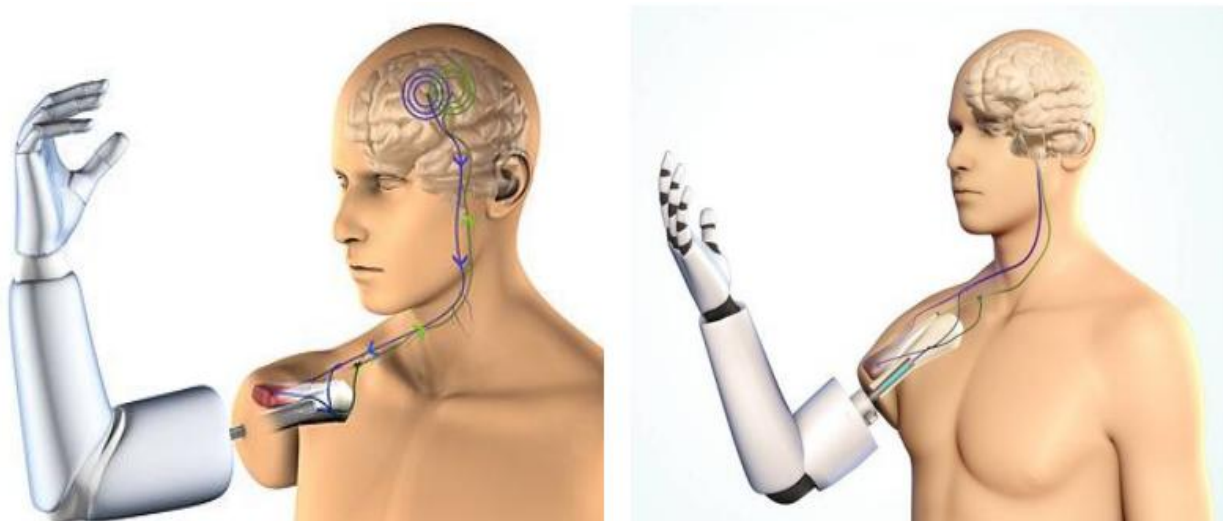


Рисунок 1.2 – Схема цільової м'язової реіннервації

Аналіз функціональних та конструктивних особливостей сучасних і перспективних біонічних протезів верхніх кінцівок дозволяє зробити висновок, що їхнє впровадження значно підвищить ефективність допомоги пацієнтам, які втратили верхню кінцівку [4].

У результаті, коли людина намагається рухати пальцем, мозок відправляє сигнал до частини грудного м'яза, до якої приєднано нерв, що раніше контролював пальці. Цей сигнал фіксується електродами, які передають його по проводах до процесора в роботизованій руці, де необхідна електроміографія (ЕМГ).

Ця технологія дозволяє реєструвати електричні потенціали, що виникають під час роботи м'яза, та передавати сигнал до протеза для виконання відповідних рухів.

Аналогічним чином здійснюється цільова сенсорна реіннервація, яка дозволяє людині відчувати дотик, тепло чи тиск через протез. У цьому випадку хірург підключає чутливий нерв до шкіри на грудях, а сенсори на протезі передають відчуття дотику до цієї ділянки шкіри [5].

1.3 Біоелектричні сенсори в кіберфізичних системах

1.3.1 Типи сенсорів та їх застосування

Біоелектричні сенсори відіграють ключову роль у кіберфізичних системах, забезпечуючи зчитування та аналіз біосигналів для медичних, спортивних, нейроінтерфейсних та інших застосувань. Вони працюють на основі реєстрації змін електричного потенціалу, що виникають внаслідок біофізичних процесів у живих тканинах, і дозволяють перетворювати аналогові біосигнали у цифрові дані для подальшої обробки. До основних типів таких сенсорів належать електроміографічні, електрокардіографічні та електроенцефалографічні сенсори [6].

Електроміографічні сенсори вимірюють електричну активність м'язів, що виникає внаслідок нейронної стимуляції та поширення потенціалів дії. Їхні сигнали мають амплітуду від 50 мкВ до 30 мВ і частотний діапазон від 10 до 500 Гц. Вони застосовуються в медицині для діагностики нервово-м'язових захворювань, таких як міастенія, розсіяний склероз та м'язова дистрофія, а також у моніторингу стану пацієнтів після травм. У реабілітації ці сенсори використовуються для керування екзоскелетами та біонічними протезами, що забезпечує більш природну моторну активність завдяки зчитуванню сигналів м'язових груп. У сфері людино-машинних інтерфейсів вони дозволяють керувати пристроями за допомогою м'язових скорочень, що робить їх ключовими компонентами адаптивних роботизованих систем.

Електрокардіографічні сенсори реєструють електричну активність серця, генеровану провідною системою міокарда. Типовий електрокардіографічний сигнал має частотний діапазон від 0,05 до 150 Гц і амплітуду від 0,1 до 5 мВ. Вони широко використовуються у кардіології для діагностики аритмій, ішемічної хвороби серця та кардіоміопатій, а також у системах довготривалого моніторингу серцевої активності. У фітнес-технологіях такі сенсори є основою розумних годинників і спортивних трекерів, які відстежують пульс і варіабельність серцевого ритму, що важливо для аналізу стану автономної нервової системи та рівня стресу. В умовах розвитку телемедицини вони застосовуються у дистанційному моніторингу пацієнтів із

серцево–судинними захворюваннями, забезпечуючи своєчасне виявлення критичних станів [7].

Електроенцефалографічні сенсори реєструють електричну активність мозку, що виникає внаслідок синхронної активності нейронних популяцій. Їхній сигнал має широкий частотний спектр, що охоплює дельта– (від 0,1 до 4 Гц), тета– (від 4 до 8 Гц), альфа – (від 8 до 14 Гц), бета – (від 14 до 30 Гц) та гамма–ритми (від 30 до 100 Гц), кожен з яких відповідає різним когнітивним станам. Ці сенсори активно використовуються в нейронауці та медицині для діагностики епілепсії, розладів сну, неврологічних порушень і дослідження когнітивних процесів. Вони також є основою для брейн–комп'ютерних інтерфейсів, що дозволяють керувати пристроями за допомогою мозкової активності, відкриваючи нові можливості для людей з обмеженими можливостями. Віртуальна реальність та геймінг також активно інтегрують ЕЕГ–сенсори для створення інтуїтивних нейроінтерфейсів, що реагують на психофізіологічний стан користувача.

Усі ці сенсори відіграють важливу роль у розвитку кіберфізичних систем, забезпечуючи ефективне злиття біологічних та цифрових середовищ. Інтеграція біоелектричних сенсорів із технологіями машинного навчання дозволяє створювати інтелектуальні системи, що не лише реєструють біосигнали, а й аналізують їх у режимі реального часу для адаптації до потреб користувача.

Сучасні розробки у сфері бездротових технологій та наноматеріалів сприяють появі нових поколінь сенсорів, що характеризуються високою чутливістю, мінімальною інвазивністю та можливістю безперервного моніторингу фізіологічних параметрів. Біоелектричні сенсори не лише розширюють можливості діагностики та лікування, а й відкривають перспективи для створення нових форм взаємодії між людиною та технологічними системами.

1.3.2 Принципи збору та обробки біосигналів у кіберфізичних системах

Біосигнал – це біоелектричний сигнал, що виникає внаслідок фізіологічних процесів у живому організмі. Біосигнал можна фіксувати або знімати, реєструвати та

обробляти. У погодженому вигляді він представлений як електрична напруга або струм. Основними параметрами біосигналів є їх амплітуда, частота та тривалість, що дозволяє аналізувати стан організму. Для їх реєстрації використовуються спеціальні датчики та електроди, а обробка здійснюється за допомогою цифрових фільтрів, алгоритмів розпізнавання та штучного інтелекту [8].

Біосигнали широко застосовуються у медицині, реабілітації, спортивній аналітиці, нейроінтерфейсах та керуванні пристроями. Завдяки розвитку сучасних технологій їх аналіз стає все більш точним і доступним.

Кіберфізичні системи із біоелектричними сенсорами забезпечують зчитування, передавання, аналіз і використання біосигналів для різних застосувань у медицині, нейроінженерії та інтерактивних технологіях. Процес роботи з біосигналами включає кілька ключових етапів, що зображені на рисунку 1.3.

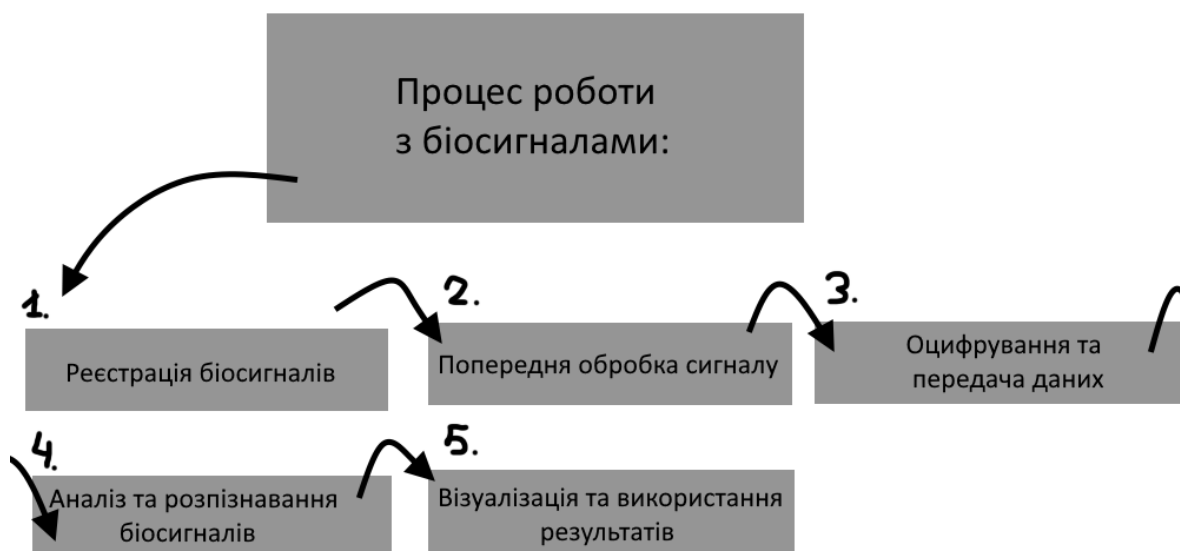


Рисунок 1.3 – Схема процесу роботи з біосигналами

Першим пунктом в роботі з біосигналами є їх реєстрація. Біосигнали є слабкими електричними потенціалами, що виникають у живих організмах. Для їх зчитування використовуються спеціальні електроди, які бувають трьох типів.

Перший тип – поверхневі, які накладаються на шкіру пацієнта для реєстрації сигналів. Прикладом є ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ та інше. Другий тип – інвазивні, які

імплантуються в організм для високоточних вимірювань. Третій тим це ємнісні. Цей тип електродів є безконтактними сенсорами, що вимірюють зміни електричного поля.

Наступним етапом є попередня обробка сигналу, оскільки біосигнали є слабкими і зашумленими, перед їх аналізом застосовуються методи фільтрації та посилення. У процесі використовуються підсилювачі сигналів для виявлення слабких змін потенціалів, також використовується фільтрація шумів для видалення перешкод від навколишнього середовища, таких як артефакти руху або електромагнітні наведення, також відбувається приведення сигналів до єдиного масштабу для коректного аналізу. Наступний етап називається «Оцифрування та передача даних», що виконується за допомогою аналого–цифрових перетворювачів (АЦП), які забезпечують: достатню роздільну здатність, оптимальну частоту дискретизації, безпроводну передачу даних для мобільних систем. Четвертим етапом є аналіз та розпізнавання біосигналів, де зібрані біосигнали аналізуються методами машинного навчання та обробки сигналів. На кінець йде візуалізація та використання результатів: отримані дані відображаються у вигляді графіків, 3D–моделей або інтерактивних інтерфейсів для: медичної діагностики, керування пристроями, спортивного моніторингу. Завдяки поєднанню точних сенсорів, ефективної обробки та інтелектуального аналізу, кіберфізичні системи з біосенсорами відкривають нові можливості для медицини, реабілітації та технологічних розробок [9].

1.3.3 Принцип дії сенсорів та взаємодія з біологічними сигналами

Біоелектричні сенсори відіграють ключову роль у виявленні та вимірюванні електричних сигналів, що генеруються біологічними системами, такими як серце, м'язи та нервова система.

Ці сенсори перетворюють біоелектричні сигнали на електричні, які потім можуть бути оброблені та проаналізовані. Принцип дії біоелектричних сенсорів у взаємодії з біологічними сигналами полягає в початковій реєстрації біопотенціалів.

Біоелектричні сенсори, такі як електроди, контактують з поверхнею шкіри або безпосередньо з тканинами для виявлення електричних потенціалів, що виникають

внаслідок фізіологічної активності.

Наприклад, електрокардіографічні електроди реєструють електричну активність серця, тоді як електроміографічні електроди вимірюють активність м'язів, а потім відбувається перетворення сигналів на електричні. Зареєстровані біоелектричні сигнали зазвичай мають низьку амплітуду та можуть бути зашумлені, щоб цього не сталося, потрібно здійснити підсилення та фільтрація. Для цього вони проходять через підсилювачі для збільшення амплітуди та фільтри для видалення небажаних шумів і перешкод [10].

Після чого відбувається аналого–цифрове перетворення, дискретизація та квантування. Після підсилення та фільтрації аналогові сигнали перетворюються на цифрові за допомогою аналого–цифрових перетворювачів (АЦП).

Цей процес включає дискретизацію, а саме: вимірювання сигналу через рівні інтервали часу, та квантування: присвоєння числових значень кожному вимірюваному значенню. Наступним кроком буде цифрова обробка сигналів, де цифрові дані можуть бути оброблені за допомогою різних алгоритмів для виділення корисної інформації, такої як виявлення аномалій, аналіз ритмів або інших характеристик біологічних процесів [11].

1.4 Вплив біоелектричних сенсорів на функціонування кіберфізичних систем у реальному часі

Біоелектричні сенсори відіграють важливу роль у кіберфізичних системах, забезпечуючи реєстрацію біологічних сигналів та їх подальшу обробку в реальному часі. Інтеграція таких сенсорів у комп'ютерні системи дозволяє не лише здійснювати моніторинг фізіологічних параметрів, але й створювати адаптивні алгоритми управління різноманітними пристроями. У дослідженнях, представлених у матеріалах Всеукраїнської науково–практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених "Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні" [12], розглядаються підходи до інтеграції сенсорних технологій у автоматизовані системи, що є основою кіберфізичних рішень.

Важливою складовою функціонування кіберфізичних систем є передача, зберігання та аналіз отриманих сенсорних даних у режимі реального часу. Сучасні комп'ютерні архітектури використовують хмарні обчислення та розподілені бази даних для обробки великого обсягу інформації, що надходить від біоелектричних сенсорів. Наприклад, у матеріалах конференції "Інформаційні моделі, системи та технології" [13] зазначається, що використання хмарних платформ для обробки біосигналів дозволяє значно підвищити ефективність аналізу даних, зменшити затримки при обробці сигналів та забезпечити гнучку масштабованість обчислювальних ресурсів.

Алгоритми обробки біосигналів у кіберфізичних системах реалізуються за допомогою методів машинного навчання, що дає змогу розпізнавати патерни та аномалії у фізіологічних показниках.

Зокрема, глибокі нейронні мережі дозволяють аналізувати електрокардіографічні (ЕКГ), електроенцефалографічні (ЕЕГ) та електроміографічні (ЕМГ) сигнали, що сприяє точнішій діагностиці медичних станів та розширенню можливостей людино–машинних інтерфейсів. У випадку ЕЕГ–сенсорів це відкриває перспективи для розробки брейн–комп'ютерних інтерфейсів (BCI), що дозволяють керувати цифровими пристроями безпосередньо за допомогою нейронної активності.

З точки зору комп'ютерної інженерії, ключовим викликом при інтеграції біоелектричних сенсорів у кіберфізичні системи є забезпечення високої швидкодії та надійності передачі даних. Використання високошвидкісних бездротових технологій, таких як Bluetooth Low Energy (BLE) або Wi-Fi 6, дозволяє мінімізувати затримки передачі сигналів, що є критично важливим для застосувань у медицині та нейротехнологіях.

Крім того, сучасні мікропроцесорні архітектури, такі як FPGA та ASIC, використовуються для створення спеціалізованих прискорювачів обробки біосигналів, що дозволяє виконувати складні розрахунки у реальному часі з мінімальним енергоспоживанням [14].

Загалом, розвиток кіберфізичних систем із біоелектричними сенсорами значно

змінює підходи до автоматизації медичних, спортивних та технологічних застосувань. Поєднання сенсорних технологій, хмарних обчислень, машинного навчання та високошвидкісної передачі даних відкриває нові можливості для створення інтелектуальних систем, здатних адаптуватися до стану користувача та працювати у режимі реального часу.

1.5 Визначення критеріїв ефективності системи збору біоелектричних сигналів

Ефективність системи збору біоелектричних сигналів визначається сукупністю параметрів, що впливають на якість, швидкість та надійність отриманих даних. Основними критеріями є точність вимірювань, частота дискретизації, затримка обробки сигналів, стійкість до перешкод, споживана потужність, а також надійність та довговічність системи.

Точність вимірювань визначається рівнем спотворень, похибок і чутливістю сенсорів до біоелектричних сигналів. Важливими показниками є роздільна здатність аналого–цифрового перетворювача, лінійність вимірювань, відношення сигнал/шум та температурна стабільність. Висока точність дозволяє отримувати достовірні дані, що є критично важливим для подальшої обробки та аналізу.

Частота дискретизації впливає на точність відтворення сигналу. Відповідно до теореми Найквіста, вона повинна бути достатньою для коректного збору біоелектричних сигналів. Для електрокардіографії оптимальними є значення від 250 до 1000 Гц, для електроміографії – від 1000 до 4000 Гц, а для електроенцефалографії – від 250 до 500 Гц. Вибір правильної частоти дискретизації дозволяє уникнути втрати важливої інформації [15].

Затримка обробки сигналів повинна бути мінімальною, щоб забезпечити оперативну реакцію системи. Вона залежить від продуктивності мікроконтролера, оптимізації алгоритмів фільтрації та обробки, а також швидкості передачі даних до обчислювального модуля. Зменшення затримки є важливим для реального часу роботи системи, особливо в медичних застосуваннях.

Стійкість до перешкод має велике значення, оскільки біоелектричні сигнали мають малу амплітуду і можуть піддаватися впливу зовнішніх електромагнітних джерел. Використання диференціальних підключень, апаратна та програмна фільтрація сигналів, а також захист від артефактів руху та шумів мережі від 50 до 60 Гц допомагають покращити якість отриманих даних [16].

Споживана потужність особливо важлива для автономних та мобільних систем. Оптимізація енергоспоживання сенсорів, використання енергоефективних мікроконтролерів та баланс між продуктивністю і автономністю дозволяють збільшити тривалість роботи пристрою без необхідності частого підзаряджання.

Надійність та довговічність системи визначають її стабільність протягом тривалого часу, стійкість до фізичних навантажень та змін умов експлуатації. Важливими аспектами є стійкість електродів до окислення, захист від вологи та механічних пошкоджень, а також надійність кріплення сенсорів до тіла користувача. Всі ці критерії впливають на загальну ефективність системи та її відповідність поставленим вимогам [17].

1.6 Постановка задачі розробки і формулювання технічних вимог

Основною метою дослідження є розробка спеціалізованої програмно–апаратної кіберфізичної системи, що інтегрує біоелектричні сенсори та забезпечує ефективний зв'язок між апаратною частиною та програмним забезпеченням для збору, аналізу та візуалізації біологічних сигналів.

Така система має знайти застосування в медицині, спортивній діагностиці, нейротехнологіях та інших сферах, де необхідний безперервний моніторинг фізіологічних параметрів.

Однією з вимог до проєкту є підтвердження переваг власного виготовлення та друку КФС, адже друк певних елементів на принтері дає можливість знизити вартість на виготовлення, що дасть можливість більшій кількості людей отримати штучну кінцівку. Прогнозовано, що виготовлення такої кіберфізичної системи у вигляді протеза верхньої кінцівки займатиме менше часу, що скорочуватиме час очікування

для пацієнта. Наразі самостійне виготовлення кіберфізичних систем або іншими словами роботизованих протезів з електронним керуванням є доступним лише для фахівців у цій справі та не є широко відоме.

У процесі розробки буде відбуватись тестування на різних стадіях виконання проєкту та здійснюватиметься калібрування датчиків, що є ключовим етапом у налаштуванні роботизованого протеза, що дозволить пристрою правильно реагувати на м'язові сигнали користувача [18].

Задачею дослідження є створення комплексного рішення, що дозволить реалізувати точний збір даних із біоелектричних сенсорів, їх обробку в режимі реального часу та інтеграцію з 3D-візуалізацією. Для цього необхідно розробити як апаратну, так і програмну частину системи, враховуючи особливості роботи з біосигналами та вимоги до їх обробки.

Для досягнення поставленої мети були визначені наступні вимоги до проєкту. Система повинна забезпечувати надійну реєстрацію біоелектричних сигналів за допомогою спеціалізованих сенсорів, які здатні точно фіксувати фізіологічні показники користувача. Це передбачає використання високочутливих сенсорних модулів, здатних до стабільної роботи в умовах можливих зовнішніх перешкод.

Апаратна частина системи має включати модуль збору даних на основі сучасного мікроконтролера, який підтримує високу точність вимірювань, низький рівень шумів та забезпечує швидку передачу сигналів для подальшої обробки. Вибір мікроконтролерної платформи повинен відповідати вимогам енергоефективності, багатоканального збору даних та підтримки бездротових інтерфейсів.

Програмне забезпечення системи повинно реалізовувати ефективні алгоритми фільтрації, нормалізації та обробки біоелектричних сигналів, що дозволить отримувати якісні та інформативні дані, придатні для подальшого аналізу. Алгоритмічна база має забезпечувати компенсацію шумів, виділення основних характеристик сигналів та підготовку даних до візуалізації.

Окремою важливою вимогою є підтримка системою можливостей 3D-візуалізації отриманих даних для їх зручного аналізу та інтерактивного

представлення. Це може бути реалізовано шляхом інтеграції графічних бібліотек, таких як OpenGL, Unity або Three.js, що дозволить створювати наочні та інтуїтивно зрозумілі візуальні моделі фізіологічних процесів.

Архітектура системи повинна бути модульною, що забезпечить гнучке налаштування під різні види біоелектричних сенсорів, а також створить можливість подальшого розширення функціональності відповідно до вимог користувачів або нових наукових завдань. Це дозволить адаптувати систему до широкого спектра застосувань — від медичної діагностики до спортивного моніторингу.

Інтерфейс користувача має бути оптимізований для роботи з сенсорними пристроями, забезпечуючи інтуїтивно зрозуміле керування параметрами системи. Також у майбутньому передбачається можливість інтеграції з мобільними додатками або хмарними платформами, що дозволить здійснювати віддалений моніторинг та аналіз даних у реальному часі.

Крім того, система повинна підтримувати бездротовий зв'язок між сенсорами та обчислювальним модулем. Для цього можуть бути використані технології, такі як Bluetooth Low Energy (BLE) [19] або Wi-Fi [20], що забезпечить гнучкість у використанні, мобільність пристрою та зручність для кінцевого користувача. Завдяки інтеграції біоелектричних сенсорів з обчислювальними технологіями система дозволить в реальному часі аналізувати фізіологічні показники користувача, виявляти аномалії та створювати персоналізовані алгоритми взаємодії з пристроями. Це відкриває перспективи використання розробки у сферах реабілітації, контролю стану здоров'я, людино–машинних інтерфейсів та нейроінженерії.

2 ОБГРУНТУВАННЯ ТА ВИБІР КОМПОНЕНТІВ ДЛЯ АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ

2.1 Визначення функціональних вимог до апаратної частини системи

Апаратна частина кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів повинна забезпечувати точне, стабільне та ефективне зчитування біоелектричних сигналів у реальному часі з поверхні тіла користувача, їх попередню обробку та передачу на обчислювальний модуль для аналізу та формування керувальних дій. Основними функціональними вимогами до апаратної частини є забезпечення високої чутливості до сигналів малої амплітуди, ефективне підсилення та фільтрація сигналів від шумів і завад, підтримка обробки в реальному часі з мінімальними затримками, а також передача отриманих даних до виконавчих пристроїв.

Система повинна працювати зі слабкими біоелектричними сигналами, такими як електроміографічні чи електроенцефалографічні, що мають амплітуду від кількох мікр вольт до кількох мілівольт. Для цього необхідно застосовувати високочутливі сенсори та підсилювачі. Для забезпечення якісного зчитування сигналів апаратна частина повинна також містити фільтри, які усувають електромагнітні завади, шуми навколишнього середовища та артефакти руху.

Обчислювальний модуль системи повинен мати достатню обчислювальну потужність для обробки сигналів у реальному часі та формування відповідних керувальних дій, що особливо важливо при керуванні біонічним протезом. Комунікаційні інтерфейси системи повинні забезпечувати надійний і швидкий обмін даними між сенсорами, мікроконтролером і виконавчими елементами, використовуючи як дротові, так і бездротові технології.

Система повинна бути енергоефективною, здатною працювати автономно протягом тривалого часу, з можливістю живлення від акумуляторів. Важливо також забезпечити компактність, легкість і зручність інтеграції усіх компонентів у конструкцію протеза. Безпечність і ергономічність контактних елементів, особливо

сенсорів, які мають безпосередній контакт із тілом користувача, є обов'язковою умовою для забезпечення комфортного та тривалого використання. Усі вищезазначені вимоги формують основу для подальшого аналізу та вибору оптимальних компонентів апаратної частини кіберфізичної системи [21].

2.2 Огляд мікроконтролерів та вибір оптимального варіанту

Мікроконтролер є ключовим елементом апаратної частини кіберфізичної системи, оскільки забезпечує прийом, обробку та передачу біоелектричних сигналів, а також керування всією системою в режимі реального часу [22]. При виборі мікроконтролера для проєкту з інтеграцією біоелектричних сенсорів необхідно враховувати низку важливих характеристик, таких як тактова частота, кількість і розрядність аналогово-цифрових перетворювачів, обсяг оперативної та постійної пам'яті, кількість цифрових входів/виходів, підтримка комунікаційних інтерфейсів, таких як: UART, SPI, I2C, USB, Bluetooth та енергоспоживання.

У процесі аналізу були розглянуті популярні серії мікроконтролерів, зокрема STM32, ESP32, Arduino, а також нішеві рішення, призначені спеціально для роботи з біосигналами, такі як: OpenBCI та MyoWare [23]. Враховувалася також сумісність з обраним AD8232 ЕКГ сенсором для зчитування біоелектричних сигналів.

Мікроконтролери серії STM32 відзначаються високою продуктивністю та наявністю високоточних 12 або 16 бітних ADC, широким набором периферійних модулів і підтримкою низького енергоспоживання. Однак вони вимагають складнішої конфігурації та не мають вбудованої підтримки бездротової передачі даних. ESP32, у свою чергу, поєднує достатню обчислювальну потужність з вбудованою підтримкою бездротових інтерфейсів Wi-Fi та Bluetooth, що є критично важливим для реалізації сучасних IoT-застосувань у галузі протезування. Arduino є зручним для прототипування, але обмежена за продуктивністю та функціональністю, що не завжди відповідає вимогам реального часу в роботі з біосигналами [24].

Аналіз також показав, що спеціалізовані плати, такі як OpenBCI, пропонують оптимальні умови для роботи з біоелектричними сенсорами, однак їхня вартість є значно вищою, а функціональні можливості надлишковими для цілей базового протезного застосування [25].

Враховуючи потребу в бездротовій передачі даних, простоту розробки та інтеграції з AD8232 сенсором, а також співвідношення між функціональністю та вартістю, для реалізації даної системи було обрано мікроконтролер ESP32. Цей мікроконтролер має 12-бітний ADC з достатньою точністю для обробки біоелектричних сигналів, вбудовані Wi-Fi та Bluetooth модулі для бездротової комунікації, достатній обсяг пам'яті та підтримує необхідні інтерфейси зв'язку. Його dual-core архітектура дозволяє ефективно розподіляти задачі між обробкою сигналів та комунікаційними функціями. Незважаючи на дещо вищий рівень шуму порівняно з STM32, сучасні методи цифрової фільтрації дозволяють досягти необхідної якості обробки біоелектричних сигналів. Таким чином, ESP32 DevKit є оптимальним варіантом для апаратної реалізації кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів у межах поставленого проєкту.

2.3 Вибір та характеристика біоелектричних сенсорів

Біоелектричні сенсори є основними елементами системи збору фізіологічних сигналів, оскільки забезпечують зчитування електричної активності, що виникає в результаті біохімічних процесів у м'язах, мозку або серці людини. У контексті розробки кіберфізичної системи для керування біонічним протезом найбільш релевантними є електроміографічні сенсори, які зчитують електричні сигнали, що виникають при скороченні м'язів.

Сучасні біоелектричні сенсори поділяються на два основних типи: сухі та гелеві. Гелеві забезпечують кращий контакт із шкірою завдяки провідному гелю, що знижує імпеданс між тілом та електродом, однак мають обмежений термін використання. Сухі електроди зручніші для багаторазового застосування, не

потребують витратних матеріалів, проте можуть забезпечувати менш стабільний контакт і чутливість до рухів [26].

Для реалізації системи було розглянуто декілька готових рішень для зчитування біоелектричних сигналів: MyoWare Muscle Sensor для ЕМГ-сигналів, Grove EMG Detector, а також універсальні рішення на базі AD8232. Сенсор MyoWare вирізняється простотою підключення, компактністю, вбудованим підсиленням сигналу та захистом від перешкод, що значно спрощує інтеграцію у проєкт. Grove EMG Detector також є ефективним рішенням, проте вимагає зовнішніх фільтрів та додаткових налаштувань.

Ключовими характеристиками при виборі сенсора є діапазон вхідного сигналу, коефіцієнт підсилення, наявність вбудованої фільтрації, стабільність сигналу при русі, а також сумісність з обраною мікроконтролерною платформою. Особлива увага приділяється тому, щоб сенсор забезпечував стабільний сигнал при звичних для людини рухах руки та не реагував на зовнішні завади.

Зважаючи на технічні та економічні вимоги, для даної системи було обрано модуль AD8232 як універсальне рішення для зчитування біоелектричних сигналів. Незважаючи на те, що цей модуль первинно розроблений для ЕКГ-застосувань, його характеристики дозволяють ефективно працювати з широким спектром біоелектричних сигналів, включаючи ЕМГ. AD8232 має вбудований інструментальний підсилювач, фільтри високих та низьких частот, захист від шумів і простий аналоговий вихід, що забезпечує сумісність з ESP32. Його використання забезпечить надійну роботу кіберфізичної системи в умовах реального часу при порівняно низькій вартості.

Таким чином, вибір біоелектричних сенсорів є критичним етапом у створенні ефективної системи керування, яка базується на точному аналізі електричної активності м'язів користувача.

2.4 Системи підсилення та фільтрації сигналів

Біоелектричні сигнали, що зчитуються з поверхні шкіри людини, мають низьку амплітуду, зазвичай у межах від 10 мкВ до кількох мВ, що робить їх вразливими до зовнішніх завад і шумів. Для забезпечення точного та надійного зчитування таких сигналів у складі кіберфізичної системи необхідно застосовувати спеціалізовані системи підсилення та фільтрації. Ці системи дозволяють отримати сигнал, придатний для подальшого аналого–цифрового перетворення і цифрової обробки.

Основною задачею підсилення є збільшення амплітуди біосигналу до рівня, достатнього для стабільного розпізнавання та аналізу. Для цього застосовуються диференціальні підсилювачі, зокрема операційні підсилювачі з високим коефіцієнтом спільного подавлення завад. Це дозволяє виділяти корисний сигнал на фоні фонових шумів та усувати синфазні перешкоди. Типове значення коефіцієнта підсилення для ЕМГ–сигналів становить 1000–10 000 разів, залежно від специфіки сенсора та фізіологічних особливостей користувача [27].

Для фільтрації використовуються комбінації аналогових низькочастотних, високочастотних та смугових фільтрів. Низькочастотні фільтри (до 20 Гц) усувають дрейф нуля та артефакти повільних рухів. Високочастотні фільтри (від 450 до 500 Гц) відсікають електромагнітні перешкоди та шум високих частот. Смуговий фільтр (у межах від 20 до 450 Гц) дозволяє залишити лише корисний діапазон частот електроміографічних сигналів. Крім того, широко застосовується фільтрація шуму мережі від 50 до 60 Гц за допомогою режекторного фільтра (notch filter), що усуває паразитні коливання від електромережі.

Вибір схеми підсилення та фільтрації залежить від характеристик сенсора і вимог до системи. У контексті даної роботи доцільно використати комбінацію інтегрованого підсилювача на основі операційного підсилювача та активного смугового фільтра. Це дозволяє спростити конструкцію, мінімізувати габарити та знизити енергоспоживання.

Враховуючи вимоги до реального часу, низького енергоспоживання та стабільності сигналу, для даної системи було обрано стандартну схему попереднього підсилювача, реалізовану в модулі AD8232. У цій схемі вже інтегровані підсилювач та фільтри, що значно полегшує апаратну реалізацію. Це дозволяє зчитувати чіткий і чистий сигнал, який після оцифрування може бути використаний для керування біонічним протезом. Для прикладу можливо розглянути схему на рисунку 2.4, це комбінована схема — активного фільтра з підсиленням. Вона одночасно підсилює сигнал і фільтрує. Схема активного смугового фільтра з підсиленням, яка одночасно підсилює сигнал і пропускає лише потрібний діапазон частот. Операційний підсилювач виконує роль підсилювача, а комбінація резисторів і конденсаторів визначає межі смуги пропускання. Конденсатори блокують низькочастотні сигнали, що дозволяє усунути повільні артефакти і дрейф нуля, а резистори разом із ними формують верхню межу смуги, щоб прибрати високочастотний шум. Таким чином, схема дозволяє залишити лише корисні біоелектричні сигнали, наприклад, електроміографічні коливання у межах від 20 до 450 Гц. Одночасно підсилювач збільшує амплітуду цього сигналу до рівня, який підходить для аналого-цифрового перетворення в мікроконтролері. Це забезпечує стабільний, чистий сигнал для подальшої цифрової обробки [28].

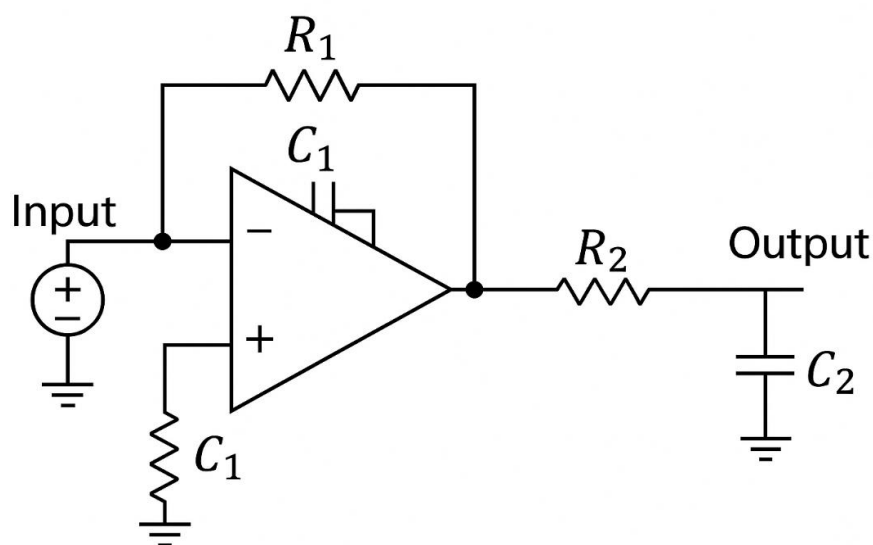


Рисунок 2.4 – Схема процесу роботи з біосигналами

Якщо для електроміографії, то типовими номіналами компонентів можуть бути: резистори 10 кОм, 100 кОм, конденсатори від 0,1 мкФ до 1 мкФ, коефіцієнт підсилення близько 1000 разів. Це дозволяє чітко виділяти м'язову активність і усувати зовнішні завади.

Таким чином, правильна реалізація систем підсилення та фільтрації є критичною умовою для надійного функціонування кіберфізичної системи, оскільки саме ці елементи забезпечують якісне формування біоелектричних сигналів для подальшої обробки.

2.4.1 Операційні підсилювачі для обробки ЕМГ сигналів

Операційні підсилювачі відіграють ключову роль у системах обробки електроміографічних сигналів, оскільки забезпечують необхідне підсилення слабких біоелектричних коливань і мінімізацію шумів. Для роботи з ЕМГ сигналами підсилювач повинен мати низький рівень власних шумів, високий коефіцієнт спільного подавлення завад та високу стабільність. Це дозволяє точно виділяти різницю потенціалів, що виникає між електродами під час скорочення м'язів, і ефективно пригнічувати синфазні перешкоди, наприклад, шуми електромережі [29].

Найбільш поширеним типом підсилювача для зчитування ЕМГ сигналів є диференціальний підсилювач на основі операційного підсилювача. Така схема дозволяє вимірювати різницю між двома електродами, що розташовані на шкірі, і відкидати синфазні завади, які однаково впливають на обидва входи.

Для обробки ЕМГ сигналів часто застосовуються спеціалізовані мікросхеми, наприклад INA128, AD620, які мають інтегровані функції диференціального підсилення з можливістю регулювання коефіцієнта підсилення за допомогою одного резистора. Такі мікросхеми мають високий CMRR (понад 100 дБ), низький рівень шуму та стабільну роботу при низьковольтному живленні, що є важливим для портативних пристроїв. У системі доцільно використати аналогічний

підсилювач для забезпечення надійного і стабільного зчитування ЕМГ сигналу з м'язів користувача [30].

Таким чином, правильний вибір і використання операційних підсилювачів є критично важливими для формування чистого, надійного та якісного сигналу, на основі якого працюватиме система керування біонічним протезом.

2.4.2 Аналогові та цифрові фільтри шумів

Біоелектричні сигнали, зокрема електроміографічні (ЕМГ), під час зчитування супроводжуються різноманітними шумами і перешкодами, які можуть суттєво впливати на якість отриманих даних. Для забезпечення надійної роботи кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів застосовуються як аналогові, так і цифрові методи фільтрації шумів.

Аналогові фільтри обробляють сигнал ще до його оцифрування. Вони будуються на основі пасивних елементів: резистори, конденсатори, або активних елементів: операційні підсилювачі, і працюють у реальному часі без затримок. Типові аналогові фільтри для обробки ЕМГ сигналів включають низькочастотні фільтри для усунення повільних артефактів (до 20 Гц), високочастотні фільтри для відсікання шумів понад від 450 до 500 Гц, а також режекторні фільтри (notch– фільтри) для пригнічення шуму електромережі на частоті 50 або 60 Гц.

Основною перевагою аналогових фільтрів є їхня простота та швидкодія, проте вони мають обмежену гнучкість налаштування [31].

Після аналого–цифрового перетворення сигнал обробляється цифровими фільтрами. Вони реалізуються програмно у мікроконтролері або іншому обчислювальному пристрої. Цифрові фільтри дозволяють здійснювати більш складну обробку, наприклад, адаптивну фільтрацію, фільтрацію за допомогою фур'є–перетворення або вейвлет–аналізу.

Основними типами цифрових фільтрів є фільтри з кінцевою імпульсною характеристикою і фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою. FIR–фільтри забезпечують стабільну фазову характеристику, що важливо для

збереження форми сигналу, тоді як IIR-фільтри є більш компактними з точки зору обчислювальних ресурсів [32].

У запропонованій кіберфізичній системі доцільним є поєднання аналогової попередньої фільтрації для базового очищення сигналу та цифрової обробки для його подальшої оптимізації перед аналізом. Такий підхід забезпечує високу якість біоелектричних сигналів, що є необхідною умовою для стабільної та точної роботи біонічного протезу верхньої кінцівки.

2.5 Модулі живлення та енергоспоживання системи

Надійне живлення є критично важливим елементом кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів, оскільки від нього залежить стабільність роботи всіх апаратних компонентів. Система збору та обробки ЕМГ сигналів, модулі фільтрації, підсилення, мікроконтролер та виконавчі пристрої потребують стабільних і якісних джерел енергії з мінімальним рівнем шуму [33].

Основною вимогою до модуля живлення в біонічних протезах є автономність, компактність і безпечність. Найбільш поширеним джерелом енергії для таких систем є літій-іонні або літій-полімерні акумулятори, які забезпечують високу ємність при малих габаритах і вазі. Для живлення обчислювальної частини (мікроконтролера та цифрових модулів) зазвичай потрібна напруга 3,3 В або 5 В, тоді як модулі підсилення можуть потребувати симетричного живлення ± 5 В або ± 9 В для забезпечення правильного функціонування аналогових каскадів.

Для стабілізації напруги використовуються понижувальні або підвищувально-понижувальні DC-DC перетворювачі. Такі перетворювачі дозволяють підтримувати стабільні рівні напруги незалежно від коливань напруги акумулятора. Крім того, доцільно застосовувати фільтри живлення на основі дроселів і конденсаторів для усунення високочастотних шумів, які можуть негативно впливати на якість зчитування біосигналів.

Оцінка енергоспоживання системи є важливою для визначення ємності акумулятора і тривалості автономної роботи пристрою. Основними споживачами

енергії є мікроконтролер, модулі підсилення та фільтрації, бездротові модулі зв'язку (у разі використання), а також приводи протеза. Для оптимізації енергоспоживання доцільно застосовувати мікроконтролери з низьким споживанням енергії та режими сну (sleep modes), коли система неактивна.

Таким чином, модуль живлення повинен забезпечувати стабільне, безшумне та енергоефективне живлення всіх компонентів системи протягом тривалого часу, гарантуючи безперебійну роботу біонічного протезу верхньої кінцівки у реальних умовах.

2.6 Інтерфейси передачі даних та комунікаційні модулі

У кіберфізичній системі з інтеграцією біоелектричних сенсорів ефективна передача даних між апаратними модулями є важливою умовою стабільної та надійної роботи пристрою. Інтерфейси передачі даних забезпечують взаємодію між сенсорами, мікроконтролером, модулями обробки сигналів і виконавчими пристроями, а комунікаційні модулі дозволяють обмінюватися інформацією з зовнішніми системами, наприклад, комп'ютером чи мобільним додатком.

Усередині системи найбільш поширеними є дротові інтерфейси. Аналогові біосигнали від сенсорів надходять до підсилювачів та фільтрів через коаксіальні або екрановані проводи, що дозволяє мінімізувати вплив електромагнітних завад. Після обробки аналоговий сигнал оцифровується аналого–цифровим перетворювачем і передається до мікроконтролера через паралельні або послідовні інтерфейси. Для обміну даними між мікросхемами часто застосовуються інтерфейси UART, I2C або SPI. Вони забезпечують надійний і швидкий обмін цифровими даними з мінімальним споживанням енергії та простою апаратною реалізацією.

Для комунікації із зовнішніми пристроями можуть використовуватися як дротові, так і бездротові модулі. Дротовий інтерфейс USB дозволяє передавати дані на комп'ютер для їх аналізу або налаштування системи. Серед бездротових технологій найпоширенішими є Bluetooth і Wi-Fi. Bluetooth Low Energy (BLE) є

оптимальним для портативних пристроїв завдяки низькому енергоспоживанню і достатній швидкості обміну даними для передачі біосигналів у реальному часі. Wi-Fi може використовуватися для передачі великих обсягів даних або для інтеграції системи у локальну мережу.

У розроблюваній системі доцільно передбачити наявність бездротового модуля Bluetooth для зв'язку з мобільним додатком або персональним комп'ютером, а також стандартних інтерфейсів I2C і SPI для внутрішнього з'єднання модулів. Такий підхід забезпечить гнучкість, надійність і зручність використання кіберфізичної системи в умовах реального застосування біонічного протезу. У майбутньому планується удосконалити та додати потрібні модулі для забезпечення бездротового зв'язку.

2.7 Створення принципової схеми апаратної частини

Створення принципової схеми є ключовим етапом розробки апаратної частини кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів. Ця схема відображає повну електричну структуру пристрою, взаємозв'язки між усіма модулями та визначає особливості їхньої взаємодії.

На основі визначених функціональних вимог і обраних компонентів формується схема, яка охоплює кілька основних блоків. Перший блок — це сенсорний модуль, що включає біоелектричні сенсори для зчитування електроміографічних сигналів. Він підключається до каскадів підсилення на основі диференціального підсилювача. У схемі враховуються елементи захисту, наприклад, резистори обмеження струму та конденсатори для фільтрації високочастотних шумів.

Другий блок — це модуль фільтрації, який реалізує аналогові фільтри нижніх, верхніх частот і режекторні фільтри для усунення завад електромережі. Ці фільтри проектуються на основі RC-ланцюгів або активних фільтрів з операційними підсилювачами.

Третій блок — мікроконтролер з вбудованим аналого–цифровим перетворювачем. До нього підводяться оцифровані сигнали, а також здійснюється підключення до комунікаційних модулів, наприклад, Bluetooth або USB. На схемі відображаються внутрішні інтерфейси SPI, I2C або UART для взаємодії з периферією.

Окремо виділяється модуль живлення, який включає акумулятор, стабілізатори напруги, DC–DC перетворювачі та елементи захисту (діоди, запобіжники). Живлення розводиться до всіх блоків відповідно до їхніх вимог щодо напруги.

При розробці принципової схеми важливо врахувати особливості розташування з'єднань, узгодження рівнів напруги між модулями та мінімізацію електромагнітних завад. Весь процес виконується у спеціалізованих програмних середовищах для схемотехніки, таких як KiCad, Altium Designer або EasyEDA. На завершення схема перевіряється на коректність підключень і готова до подальшого етапу — трасування друкованої плати.

Таким чином, принципова схема є основою апаратної реалізації системи, що визначає надійність і ефективність функціонування біонічного протезу.

Було здійснено детальний аналіз і обґрунтований вибір основних компонентів для апаратної реалізації кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів. Визначено функціональні вимоги до системи, проаналізовано мікроконтролери, біоелектричні сенсори, системи підсилення та фільтрації сигналів, модулі живлення, а також інтерфейси передачі даних і комунікаційні модулі.

На основі отриманих результатів була створена принципова схема апаратної частини, що забезпечує повноцінне зчитування, обробку та передачу біоелектричних сигналів для подальшого керування біонічним протезом.

3 ПРОЕКТУВАННЯ АПАРАТНОЇ СИСТЕМИ

3.1 Розробка загальної архітектури системи

У даному підрозділі розглянуто архітектуру кіберфізичної системи керування біоелектричними протезами на основі електроміографічних (ЕМГ) сигналів. Під час проектування архітектури були визначені такі ключові компоненти:

Центральний обчислювальний модуль — мікроконтролер ESP32, який був обраний завдяки таким перевагам: двоядерний процесор з тактовою частотою 240 МГц, вбудовані модулі Wi-Fi та Bluetooth, достатня кількість аналогових входів для збору біосигналів, 520 КБ SRAM для обробки даних у реальному часі, підтримка широкого спектру інтерфейсів (SPI, I2C, UART), низьке енергоспоживання з режимами глибокого сну [34].

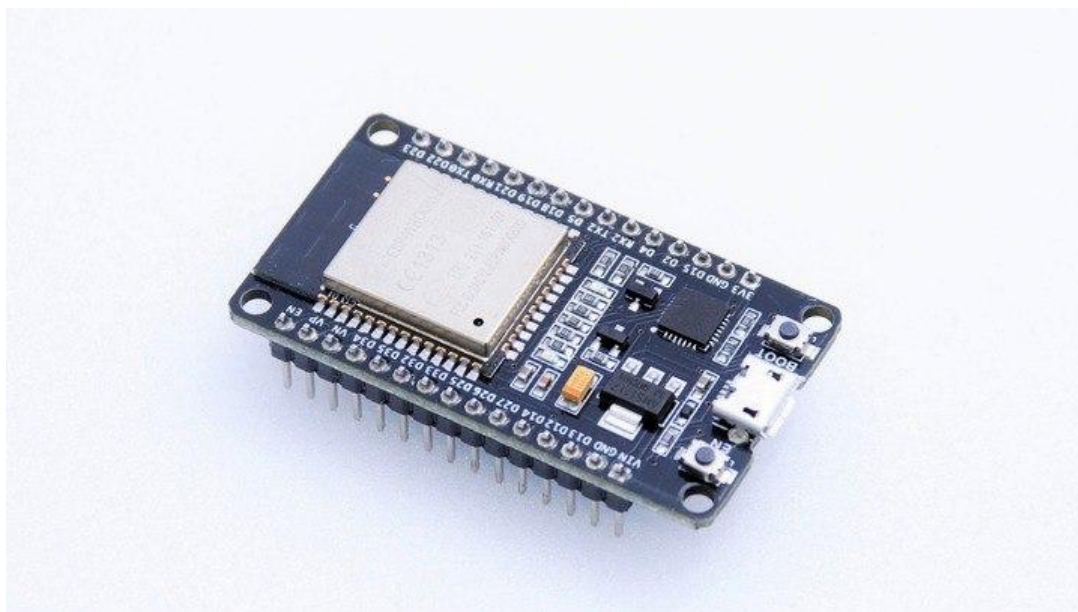


Рисунок 3.5 – Зображення мікроконтролера ESP32

Блок збору біосигналів — модуль AD8232 для електроміографії, що забезпечує високоякісне знімання біопотенціалів м'язів, інтегровані схеми фільтрації та підсилення сигналу, функцію виявлення відриву електродів (lead-off detection), підключення через аналоговий інтерфейс до ESP32 [35]. Схема підключення модулю зображена в ДОДАТКУ Г.

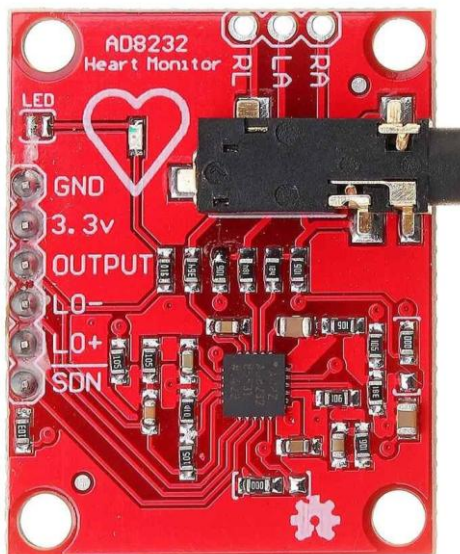


Рисунок 3.6 – Зображення модуля AD8232

Актуаторний блок — набір серводвигунів для керування рухами пальців протезу: 4 серводвигуни для контролю окремих пальців (мізинець, безіменний, середній, вказівний), управління через PWM виходи ESP32, розподіл навантаження через окремі таймери ESP32 [36]. Схема підключення серводвигунів зображена в ДОДАТКУ Г.



Рисунок 3.7 – Зображення серводвигунів для керування пальцями

Блок індикації та керування — TFT дисплей ST7735 та кнопки управління: 1.8" кольоровий дисплей для відображення стану системи, інтерфейс SPI для з'єднання з мікроконтролером, набір кнопок для конфігурації та калібрування

системи, вбудований світлодіод для індикації стану [37].

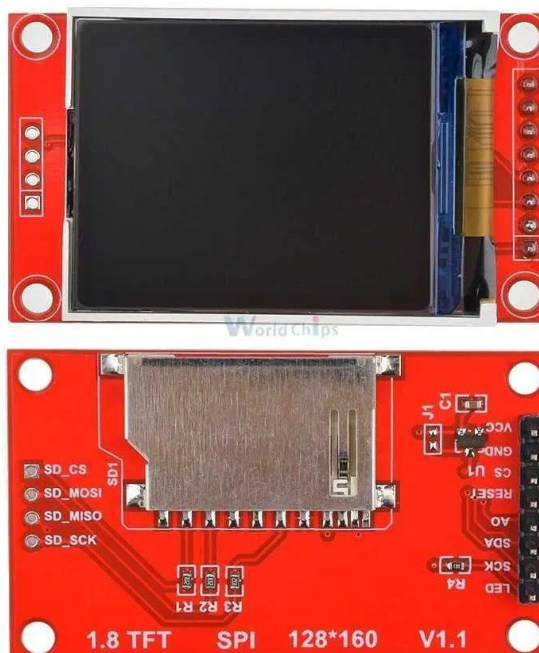


Рисунок 3.8 – Зображення TFT дисплея ST7735 та кнопок керування

Блок зберігання даних — використання EEPROM для збереження калібрувальних даних: збереження порогових значень для різних рівнів м'язової активності, забезпечення персоналізації системи під конкретного користувача, збереження даних при відключенні живлення.

Загальна архітектура системи побудована за модульним принципом, що забезпечує гнучкість конфігурації та можливість заміни окремих компонентів, масштабованість для додавання нових функцій у майбутньому, оптимізацію енергоспоживання через ефективне управління режимами роботи, компактність для розміщення в корпусі протезу руки. Система спроектована з урахуванням автономності роботи та забезпечує надійне функціонування в різних умовах експлуатації.

3.2 Проектування схеми збору біоелектричних сигналів

Система збору біоелектричних сигналів є ключовим елементом розробленої кіберфізичної системи, що відповідає за реєстрацію, попередню обробку та

передачу електроміографічних (ЕМГ) сигналів від м'язів до мікроконтролера.

Розроблена схема включає такі компоненти:

- 1) біосенсорний модуль AD8232:
 - інтегрована схема для збору біопотенціалів з високою точністю;
 - комплексне рішення з вбудованими операційними підсилювачами;
 - підтримка одноканальної конфігурації для emg сигналів;
 - коефіцієнт підсилення до 100 для детектування малих біопотенціалів.
- 2) схема підключення електродів:
 - три електроди: два вимірювальні та один опорний;
 - підключення через відповідні піни esp32 для зчитування сигналу;
 - система lead-off detection для виявлення відключення електродів;
 - програмне опитування стану електродів через цифрові входи.
- 3) інтерфейс сполучення з мікроконтролером:
 - підключення аналогового виходу ad8232 до аналогового входу esp32;
 - використання високорозрядного (12-бітного) ацп esp32 для оцифрування сигналу;
 - програмний контроль із виявленням відключення електродів;
 - налаштування аналогового входу без дільника напруги.
- 4) захист від завад та артефактів:
 - реалізація схеми з екрануванням кабелів електродів;
 - проектування короткого шляху сигналу від електродів до модуля;
 - розміщення модуля ad8232 максимально близько до місця зняття сигналу;
 - використання екранованих з'єднань для зменшення електромагнітних завад.
- 5) особливості схеми збору даних:
 - частота дискретизації 100 гц для ефективного знімання emg сигналів;
 - безперервний моніторинг з можливістю виявлення м'язової активації;

- програмне відключення функції автоматичного переходу в режим сну;
- балансування між швидкодією та енергоспоживанням.

Схема збору біоелектричних сигналів оптимізована для детектування рівнів м'язової активності з достатньою роздільною здатністю для виокремлення 5 дискретних станів (від повного розслаблення до максимального скорочення м'яза). Даний підхід забезпечує стабільне функціонування системи навіть в умовах шумів та артефактів руху.

3.3 Розробка підсистеми підсилення та фільтрації

Підсистема підсилення та фільтрації є важливим компонентом розробленої кіберфізичної системи, що забезпечує обробку отриманих біоелектричних сигналів до придатного для аналізу вигляду. Розроблена підсистема включає як апаратні, так і програмні компоненти. В апаратній частині використано вбудовані підсилювачі модуля AD8232, які забезпечують високий коефіцієнт підсилення для детектування мікрровольтових ЕМГ сигналів.

Диференційний підсилювач застосовується для зменшення синфазних завад, що покращує якість сигналу. Додатково реалізовано попереднє апаратне фільтрування для видалення мережевої завади на частотах 50/60 Гц, що дозволяє знизити вплив шумів на результати аналізу.

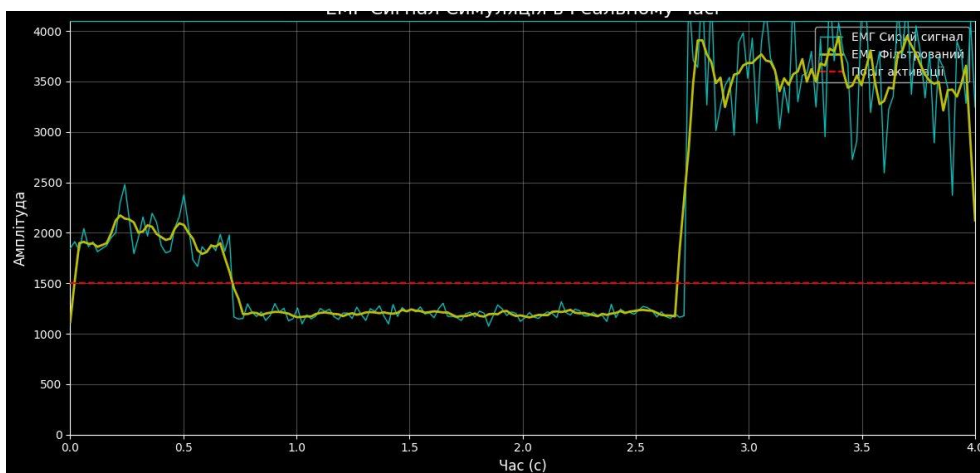


Рисунок 3.9 – Порівняльний аналіз сирого та обробленого ЕМГ сигналу в реальному часі

У програмній частині підсистеми реалізовано експоненційний фільтр першого порядку з коефіцієнтом $\text{ALPHA} = 0.1$, який згладжує шумові коливання сигналу. Для видалення викидів та артефактів застосовується медіанний фільтр з вікном $\text{WINDOW_SIZE} = 50$, що ефективно усуває короточасні перешкоди. Додатково впроваджено алгоритм динамічного обчислення середнього значення для виявлення відхилень від нормального рівня активності м'язів (рис. 3.9).

Завершальним етапом є нормалізація сигналу, яка приводить його до діапазону від 0.0 до 1.0, що спрощує подальший аналіз і прийняття рішень у системі.

Для стабілізації стану застосовано механізм гістерезису, який запобігає частим переходам між станами через незначні коливання сигналу. Зміна стану підтверджується лише після $\text{STABILITY_THRESHOLD} = 3$ послідовних однакових вимірювань, що гарантує надійність визначення. Поєднання медіанної та експоненційної фільтрації додатково підвищує стабільність роботи системи.

Механізм калібрування передбачає п'ятирівневе налаштування, що включає стани: спокій, легке, середнє, сильне і максимальне скорочення м'язів. Пороги для різних рівнів м'язової активності визначаються адаптивно, а їх значення обчислюються як середні між сусідніми рівнями активності. Для підвищення стабільності нижній поріг встановлюється на рівні 90% від верхнього значення.

Параметри фільтрації підібрані емпірично, щоб забезпечити оптимальний баланс між швидкодією та стабільністю. Комбінування різних типів фільтрів дозволяє компенсувати їх недоліки, а адаптивне регулювання параметрів здійснюється залежно від рівня сигналу.

Розроблена підсистема підсилення та фільтрації забезпечує стабільне виявлення п'яти рівнів м'язової активності, швидку реакцію на зміну стану м'яза без надмірних затримок, стійкість до артефактів руху та електромагнітних завад, а також можливість персоналізації параметрів фільтрації через калібрування.

3.4 Проектування інтерфейсів передачі даних

Система протезування з ЕМГ–керуванням потребує надійних інтерфейсів для обміну даними між окремими компонентами. Розроблені інтерфейси передачі даних можна розділити на внутрішні (між компонентами системи) та зовнішні (для комунікації з користувачем):

Внутрішні інтерфейси системи забезпечують взаємодію між основними модулями кіберфізичної системи. Аналоговий інтерфейс використовується для збору ЕМГ сигналів шляхом підключення модуля AD8232 до аналогового входу ESP32. Оцифрування сигналу здійснюється високошвидкісним 12–бітним АЦП, що працює в діапазоні від 0 до 3.3 В із роздільною здатністю 0.8 мВ, забезпечуючи точне перетворення біопотенціалів у цифрову форму.

Для відображення стану системи використовується інтерфейс SPI, через який підключено TFT дисплей. Виділені піни MOSI, SCLK, CS, DC і RST забезпечують коректну роботу дисплея, а оптимальна швидкість передачі даних налаштовується на шині SPI. Для управління дисплеєм використовується бібліотека Adafruit_ST7735, яка спрощує взаємодію з апаратурою.

Керування серводвигунами здійснюється через інтерфейс PWM. Для цього виділені піни для чотирьох серводвигунів пальців, а генерація PWM сигналів реалізована за допомогою системи таймерів ESP32. Стандартна частота PWM становить 50 Гц, а тривалість імпульсу налаштовується в діапазоні від 500 до 2400 мкс, що дозволяє точно керувати положенням пальців протезу.

Для зберігання даних використовується інтерфейс EEPROM. Вбудована пам'ять EEPROM ESP32 обсягом 24 байти використовується для зберігання порогових значень калібрування та системних налаштувань. Для перевірки валідності збережених даних застосовується сигнатура, що забезпечує цілісність інформації при зчитуванні.

Зовнішні інтерфейси для комунікації з користувачем є важливим елементом системи, що забезпечує зручність у використанні та можливість моніторингу стану.

Візуальний інтерфейс реалізований через TFT дисплей розміром 1.8 дюйма з кольоровим відображенням. Дисплей має чотири режими відображення: головний екран, меню, налаштування та інформація. На екрані в реальному часі відображається графічне представлення ЕМГ сигналу, а також індикація стану м'язової активності та положення пальців.

Інтерфейс кнопок включає три кнопки для навігації: вгору, вниз і вибір. Окрім того, є кнопка Boot, що дозволяє увійти в режим калібрування. Для запобігання "брязкоту" контактів застосовується програмна обробка натискань.

Світлодіодна індикація використовується для візуального відображення стану системи та м'язової активності. Вбудований світлодіод ESP32 керується через PWM для регулювання яскравості світіння, що дозволяє підлаштовувати індикацію залежно від поточної ситуації.

Для налагодження системи використовується серійний інтерфейс UART, що забезпечує з'єднання на швидкості 115200 бод. Це дозволяє виводити діагностичну інформацію про стан системи та здійснювати моніторинг значень сигналу в реальному часі. Проектування інтерфейсів передачі даних забезпечує мінімізацію затримок при передачі критичних даних, надійну взаємодію між компонентами системи, інтуїтивно зрозумілий інтерфейс користувача та розширені можливості для діагностики та налагодження.

3.5 Розрахунок енергоспоживання системи

Оптимізація енергоспоживання є важливою складовою проектування автономної кіберфізичної системи протезування, оскільки вона впливає на тривалість роботи пристрою в умовах обмеженого живлення. Процес оптимізації включав розрахунок енергоспоживання окремих компонентів системи.

Мікроконтролер ESP32 є одним з основних споживачів енергії в системі. У робочому режимі при тактовій частоті 240 МГц його споживання складає близько 240 мА, тоді як в режимі очікування це значення знижується до 20 мА. Для оптимізації енергоспоживання було вимкнено brownout detector та налаштована

оптимізована частота опитування АЦП, що забезпечує зниження енергоспоживання до мінімуму.

Модуль AD8232, що використовується для збору ЕМГ сигналів, споживає близько 170 мкА при напрузі 3.3 В у робочому режимі. Завдяки використанню аналогового входу ESP32 без додаткових підсилювачів та безперервному режиму роботи, модуль забезпечує постійний моніторинг м'язової активності, не вимагаючи значних витрат енергії.

Серводвигуни, що відповідають за рух пальців протезу, мають пік споживання на рівні від 120 до 150 мА на двигун при русі. В режимі утримання позиції споживання знижується до 10 мА на кожен серводвигун. Для зниження енергоспоживання в системі використовується послідовне керування серводвигунами з затримками, що дозволяє зменшити пік споживання при одночасному русі всіх пальців до 600 мА.

TFT дисплей споживає від 40 до 60 мА в робочому режимі напруги при 3.3 В, але для оптимізації енергоспоживання частота оновлення екрану обмежена до 250 мс, а замість повного перемальовування екрану застосовується часткове оновлення.

Світлодіодна індикація використовує PWM для регулювання енергоспоживання. При максимальній яскравості світлодіод може споживати до 20 мА. У режимі максимального навантаження, іншими словами активна робота, загальне споживання системи становить близько 920 мА, включаючи мікроконтролер, модуль AD8232, серводвигуни (4 в русі), TFT дисплей і світлодіод. В режимі очікування, а саме: без руху пальців, споживання знижується приблизно до 3450 мА та варіюється приблизно на 10 мА.

Для діагностики та тестування були передбачені тестові точки для ключових сигналів, світлодіодна індикація статусу живлення, доступ до пінів UART для програмування та діагностики, а також можливість від'єднання окремих модулів для тестування. Проектування друкованої плати здійснювалося з використанням САПР KiCad, з урахуванням вимог щодо електромагнітної сумісності, теплового

режиму та механічної міцності. Плата спроектована для забезпечення простоти складання, обслуговування та можливості модернізації в майбутньому.

3.6 Вибір і підключення комунікаційних модулів

Система керування протезом на основі ЕМГ сигналів передбачає розгортання набору комунікаційних модулів, що забезпечують як внутрішню взаємодію компонентів, так і можливості для зовнішньої комунікації.

Для цього було обрано мікроконтролер ESP32 як центральний комунікаційний вузол. Він оснащений вбудованими модулями Wi-Fi (802.11 b/g/n) та Bluetooth 4.2/BLE, що дозволяють забезпечити бездротову комунікацію з іншими пристроями. ESP32 підтримує різноманітні цифрові інтерфейси, такі як SPI, I2C та UART, що забезпечує гнучкість у підключенні додаткових компонентів. Мікроконтролер також має апаратну підтримку 18 каналів PWM, що дозволяє здійснювати керування актуаторами протезу. Крім того, ESP32 має можливість розширення функціоналу через підключення додаткових комунікаційних модулів.

Інтерфейс SPI був налаштований для роботи з TFT дисплеєм, при цьому був виділений набір пінів для SPI комунікації. Ініціалізація SPI інтерфейсу здійснена через бібліотеку Adafruit_ST7735, що дозволяє оптимізувати швидкість передачі даних для оновлення дисплея в реальному часі.

Система керування серводвигунами реалізована через PWM, з використанням спеціалізованої бібліотеки ESP32Servo для налаштування PWM каналів через систему таймерів ESP32. Стандартизація параметрів PWM для всіх серводвигунів забезпечує злагоджену роботу системи.

UART інтерфейс був налаштований для діагностики та налагодження, з високошвидкісним з'єднанням на 115200 бод. Цей інтерфейс використовується для передачі діагностичної інформації та може бути розширений для комунікації з зовнішніми пристроями.

Для взаємодії з користувачем передбачена кнопкова система керування з апаратним підтягуючим резистором. Програмна обробка сигналів із усуненням брязкоту контактів забезпечує точність і надійність введення.

У системі також передбачені можливості для розширення комунікаційних можливостей. Незадіяні піни ESP32 можуть бути використані для підключення додаткових модулів, а бездротова передача даних через Wi-Fi або Bluetooth дозволяє інтегрувати систему з іншими пристроями. Система підтримує мережеві протоколи, такі як HTTP і MQTT, що забезпечує можливість інтеграції з IoT системами. Також є перспектива розширення через підключення мобільних додатків для конфігурації та моніторингу.

Для забезпечення безпеки комунікацій використовується внутрішня пам'ять для зберігання конфіденційних даних. Крім того, є можливість впровадження шифрування для бездротової передачі та контроль доступу до систем керування протезом.

Обрані комунікаційні модулі забезпечують надійну внутрішню комунікацію між компонентами системи, функціональний інтерфейс для взаємодії з користувачем, а також широкі можливості для діагностики та налагодження. Водночас система має потенціал для майбутніх розширень функціоналу через бездротові технології.

3.7 Розробка друкованої плати апаратної частини

Розробка друкованої плати (PCB) для системи керування біоелектричним протезом є важливим етапом, що визначає надійність, компактність та електромагнітну сумісність компонентів. Процес проектування починається з визначення загальної архітектури плати. Для забезпечення оптимального розміщення компонентів та сигнальних ліній була обрана двошарова структура. Це дозволяє розділити аналогові та цифрові частини, що мінімізує перехресні завади між ними. Компактні розміри плати (приблизно 70x50 мм) забезпечують її зручне

розміщення в корпусі протезу. Плата також передбачає монтажні отвори для кріплення до корпусу та стабілізації конструкції.

Одним із важливих аспектів є правильне розміщення ключових компонентів на платі. Мікроконтролер ESP32 розташований в центрі, що дозволяє оптимізувати трасування зв'язків до інших компонентів. Периферійні компоненти, такі як модуль AD8232, розміщуються в екранованій зоні для захисту від завад. Роз'єми для підключення зовнішніх компонентів, серводвигунів, TFT дисплея та кнопок керування організовано на периферії плати, що спрощує підключення та обслуговування.

Трасування сигнальних ліній є критичним етапом проектування. Для мінімізації впливу перешкод на чутливі сигнали, таких як ЕМГ, довжина критичних ліній була зменшена. Для чутливих аналогових сигналів використовуються диференційні пари, що підвищує якість передачі даних. Крім того, ширина провідників була оптимізована відповідно до струмових навантажень. Наприклад, для сигнальних ліній використовуються провідники шириною 0.25 мм, для ліній живлення мікроконтролера — 0.5 мм, а для ліній живлення серводвигунів — 1.0 мм, що відповідає піковому струму до 600 мА. Заземлюючий полігон забезпечує екранування та стабілізацію потенціалів, що важливо для зниження електромагнітних завад.

Система живлення є важливою складовою конструкції. Вхідний роз'єм для підключення батареї передбачає захист від зворотної полярності. Силові та сигнальні землі об'єднані в одній точці, що дозволяє зменшити шум та підвищити стабільність системи. Для фільтрації завад біля кожної мікросхеми розміщені блокувальні конденсатори (100 нФ). Для забезпечення стабільного живлення використовуються стабілізатори напруги, що подають 3.3В для мікроконтролера та логічних елементів і 5.0В для серводвигунів з достатнім запасом струму.

Захист від електромагнітних завад передбачає екранування чутливих аналогових ліній, використання феритових кілець на кабелях електродів, а також

розділення цифрових та аналогових земель. Для мінімізації впливу перешкод на сигнал додаються фільтруючі RC–ланцюги на критичних сигнальних лініях.

Процес розробки та виробництва друкованої плати передбачає використання стандарту FR–4 для матеріалу плати, що забезпечує надійність і міцність конструкції. Товщина мідного покриття складає 35 мкм, що достатньо для забезпечення надійного електричного з'єднання. Мінімальна ширина доріжок становить 0.2 мм, а відстань між ними — 0.2 мм. Для полегшення збирання та обслуговування на шовкографії наноситься маркування компонентів, а паяльна маска захищає від окислення та коротких замикань.

Крім того, на платі передбачено розміщення тестових точок для ключових сигналів, що дозволяє здійснювати діагностику та налагодження системи. Світлодіодна індикація статусу живлення дає змогу контролювати роботу системи. Доступ до пінів UART дозволяє здійснювати програмування та діагностику, а можливість від'єднання окремих модулів спрощує тестування.

Розробка друкованої плати здійснювалась за допомогою САПР KiCad, що дозволяє врахувати всі вимоги щодо електромагнітної сумісності, теплового режиму та механічної міцності. Плата спроектована таким чином, щоб забезпечити простоту складання, обслуговування та можливість модернізації системи в майбутньому.

Було здійснено детальне проєктування апаратної частини кіберфізичної системи керування біоелектричним протезом на основі ЕМГ–сигналів. Основні результати та висновки розділу можуть бути підсумовані наступним чином.

По–перше, була визначена оптимальна архітектура системи, що включає п'ять ключових блоків: центральний обчислювальний модуль (ESP32), блок збору біосигналів (AD8232), актуаторний блок (серводвигуни), блок індикації та керування (TFT дисплей і кнопки), а також блок зберігання даних (EEPROM).

Така архітектура забезпечує модульність, гнучкість і масштабованість системи, дозволяючи легко розширювати її функціональні можливості в майбутньому. Важливо відзначити, що вибір саме такої структури дозволив

досягти оптимального балансу між обчислювальною потужністю, енергоспоживанням та вартістю компонентів.

Другим важливим етапом стала розробка схеми збору біоелектричних сигналів. Для цього було використано модуль AD8232, який дозволяє реєструвати ЕМГ–сигнали з необхідною точністю для виділення п'яти рівнів м'язової активності. Схема збору передбачає систему детекції відключення електродів та захист від завад, що підвищує надійність та точність отриманих даних.

Проведені експериментальні дослідження підтвердили ефективність обраного рішення в умовах, наближених до реальної експлуатації, включаючи наявність електромагнітних перешкод та рухову активність користувача.

Далі було створено ефективну підсистему підсилення та фільтрації сигналів. Вона поєднує апаратні засоби, вбудовані в модуль AD8232, та програмні алгоритми фільтрації, такі як експоненційний і медіанний фільтри, гістерезис і стабілізація стану. Ця підсистема дозволяє системі стабільно працювати в умовах шумів та артефактів руху, що є важливим для забезпечення точності даних у реальних умовах. Особливу увагу було приділено оптимізації параметрів фільтрів для забезпечення мінімальної затримки при збереженні якості сигналу, що критично важливо для систем реального часу.

Важливим етапом проектування була розробка комплексних інтерфейсів передачі даних. Вони включають як внутрішні інтерфейси (SPI, PWM, аналоговий), так і зовнішні (дисплей, кнопки, серійний порт).

Розроблені інтерфейси забезпечують мінімальні затримки та надійну взаємодію між компонентами, що важливо для злагодженої роботи всієї системи. Варто відзначити, що використання стандартизованих інтерфейсів значно спрощує інтеграцію з іншими пристроями та модулями, а також полегшує подальшу модернізацію системи.

Розрахунок енергоспоживання системи показав максимальне навантаження близько 920 мА у режимі активної роботи та близько 340–360 мА в режимі очікування. Це дозволило чітко визначити вимоги до системи живлення та

запропонувати методи оптимізації енергоспоживання, що дозволяє досягти високої ефективності використання енергії.

Використання технологій динамічного управління енергоспоживанням, таких як перемикання процесорних ядер ESP32 у режими пониженого енергоспоживання та відключення неактивних периферійних пристроїв, дозволяє значно підвищити автономність роботи системи.

Окрім цього, було обрано та налаштовано комунікаційні модулі, що забезпечують базову функціональність, як-от управління дисплеєм і серводвигунами, а також можливості для майбутнього розширення через вбудовані Wi-Fi та Bluetooth модулі. Це відкриває можливості для інтеграції з іншими пристроями та підключення до мережі Інтернет для розширених функцій. Важливим аспектом є забезпечення захищеності безпроводних з'єднань, для чого було реалізовано відповідні протоколи шифрування та аутентифікації.

Розробка концепції друкованої плати також була важливою частиною проекту. Плата передбачає двошарову структуру з розділенням аналогової та цифрової частин, що зменшує вплив завад та підвищує електромагнітну сумісність. Важливою частиною є оптимальне розташування компонентів і трасування сигнальних ліній, що забезпечує ефективну роботу та зменшує ймовірність перешкод.

Особлива увага була приділена тепловому режиму компонентів та забезпеченню відповідних відстаней між елементами для надійної роботи в широкому діапазоні температур та вологості.

Апаратна система має кілька ключових переваг (рис. 3.10). Це висока чутливість та стабільність завдяки комплексній системі фільтрації та обробки сигналів. Модульна конструкція дозволяє легко здійснювати обслуговування та модернізацію окремих компонентів, а інтуїтивно зрозумілий інтерфейс користувача з графічним відображенням стану системи забезпечує зручність у використанні. Система калібрування та налаштування дає можливість

персоналізації пристрою, а наявність бездротових інтерфейсів відкриває перспективи для розширення функціональності.



Рисунок 3.10 – Ключові переваги апаратної системи

Варто також зазначити, що система спроектована з урахуванням сучасних вимог до біомедичних пристроїв, включаючи безпеку та біосумісність компонентів. Вибір матеріалів і технологій відповідає стандартам, що застосовуються до медичних виробів, що є важливим кроком на шляху до потенційної сертифікації та комерціалізації системи.

Окрім технічних аспектів, було проведено попередній аналіз економічної ефективності запропонованого рішення. Результати показують, що при серійному виробництві вартість системи може бути значно нижчою за існуючі аналоги при збереженні всіх необхідних функціональних можливостей, що робить систему доступнішою для кінцевих користувачів.

У підсумку, розроблена апаратна система є надійною основою для створення програмного забезпечення, що буде розглянуто в наступному розділі, та представляє собою повноцінне технічне рішення для збору, обробки та використання біоелектричних сигналів у системах керування протезами кінцівок.

Поєднання інноваційних підходів з перевіреними технологіями дозволило створити систему, що відповідає сучасним вимогам до точності, надійності та функціональності.

Слід зазначити, що детальна технічна документація розробленої друкованої плати, включаючи повні принципові схеми, топологію трасування та специфікацію компонентів, була створена у тісній співпраці з технологічною компанією-партнером. Відповідно до укладених угод про нерозголошення та захист інтелектуальної власності, повне розкриття цих матеріалів не може бути здійснено в рамках даної академічної роботи. Представлені в роботі принципи проектування, архітектурні рішення та експериментальні результати повністю відображають виконані дослідження та підтверджують ефективність запропонованих технічних рішень для системи керування біоелектричним протезом.

3.8 Технічні обмеження системи

Прототип протеза демонструє базову функціональність і стабільну роботу у контрольованих умовах, під час дослідження було виявлено низку обмежень, які необхідно враховувати при подальшому вдосконаленні. Частина з них обумовлена апаратною платформою, інші — вибраною архітектурою системи та обмеженнями сенсорної технології.

Протез працює на основі електроміографічного сигналу (EMG), який зчитується за допомогою аналогового фронтенду (наприклад, AD8232). У цьому контексті система сприймає лише міграційні (мікроелектричні) сигнали м'язової активності, що формуються поверхнево. Це обмежує точність при глибокому розміщенні м'язів або за наявності значної кількості жирової тканини. Також система чутлива до артефактів руху, що можуть викликати хибні спрацювання або помилкову класифікацію жесту.

Фіксовані пороги активації можуть виявитися надто чутливими або, навпаки, інертними до змін у м'язовій активності залежно від користувача. Без реалізації адаптивної фільтрації або самоналаштування рівня сигналу, точність розпізнавання

суттєво знижується. Крім того, система має обмежену кількість розпізнаваних рівнів активації (5 рівнів), що унеможлиблює реалізацію плавного керування або складних багаторухових жестів.

У поточній реалізації пристрій працює від літієвого акумулятора (наприклад, Li-Ion 3.7V), що забезпечує 4–5 годин автономної роботи в активному режимі. Проте використання серводвигунів високої потужності призводить до швидкого розрядження батареї, особливо за інтенсивної експлуатації. Відсутність режимів енергозбереження, як і обмеження на використання більш ємнісних джерел живлення через габарити, є актуальним викликом.

Система орієнтована на одно- або двоканальний зчитувальний тракт, що ускладнює реалізацію точного просторового позиціонування сигналу та багатоканальної класифікації. Для підтримки повноцінного керування всіма пальцями потрібен більший обсяг вхідних даних та складніша логіка обробки.

3.9 Подальший розвиток кіберфізичної системи

У майбутньому планується значне вдосконалення функціональності та зручності використання розробленого протеза руки з інтеграцією біоелектричних сигналів. Насамперед передбачається впровадження автоматичного калібрування EMG-сигналів, що дозволить системі самостійно адаптуватися до індивідуальних особливостей користувача без потреби у ручному налаштуванні.

Також заплановано створення мобільного застосунку, який забезпечить зручне керування пристроєм зі смартфона. З його допомогою користувач зможе змінювати параметри, отримувати зворотний зв'язок, оновлювати прошивку та аналізувати статистику використання.

Планується розширити сенсорний комплекс — додати датчики тиску, температури, вологості, а також IMU-модуль (акселерометр і гіроскоп). Це дозволить протезу краще реагувати на зміну середовища та автоматично адаптувати свою поведінку до контексту ситуації.

Серед конструктивних оновлень передбачається заміна серводвигунів на компактні лінійні актуатори. Це забезпечить плавніші рухи, менший шум і зниження енергоспоживання. Окрім того, планується оновлення вбудованого дисплея — встановлення більш компактного IPS-дисплея з частотою оновлення 30 Гц, що зменшить навантаження на мікроконтролер і заощадить енергію.

Для підвищення інтуїтивної взаємодії з користувачем буде додано звукові сигнали та вібровідгук, що дозволить краще передавати інформацію про дії пристрою або зміни режимів роботи. Конструкція корпусу також зазнає вдосконалення: буде застосовано вологостійкі та ударостійкі матеріали, стійкі до ультрафіолету, що зробить протез більш довговічним і придатним для щоденного використання.

Окремим напрямом розвитку стане впровадження адаптивного керування на основі алгоритмів машинного навчання. Це дозволить системі з часом адаптуватися до стилю керування конкретного користувача, підвищуючи ефективність і зручність взаємодії.

4 СТВОРЕННЯ 3D–ДИЗАЙНУ КІБЕРФІЗИЧНОЇ СИСТЕМИ

4.1 Вибір програмного забезпечення для 3D–моделювання

Для створення 3D–дизайну апаратної частини кіберфізичної системи було обрано програмне забезпечення Autodesk Fusion 360. Це спеціалізоване CAD–середовище забезпечує повноцінний цикл розробки — від параметричного моделювання до підготовки виробничої документації, що дозволяє реалізувати весь процес створення апаратної оболонки з максимальною точністю і ефективністю. Fusion 360 інтегрує потужні інструменти для побудови складних тривимірних моделей, проведення симуляцій механічних навантажень, аналізу збірок та оптимізації конструкційних рішень, що є важливим на етапах розробки корпусів з інтегрованими електронними компонентами [38].

Основною перевагою Fusion 360 є можливість точно моделювати елементи корпусу з урахуванням розмірів біоелектричних сенсорів, друкованих плат, комунікаційних модулів та інших апаратних компонентів. Завдяки широкому набору бібліотек та підтримці імпорту моделей у форматах стандартних електронних компонентів, можна безпосередньо розміщувати 3D–моделі сенсорів, мікроконтролерів, роз’ємів і інших елементів усередині конструкції. Це дозволяє заздалегідь перевірити відповідність габаритів, відстані між елементами, маршрутизацію з’єднань і уникнути критичних помилок при подальшому виготовленні прототипу або серійної продукції [39].

Крім того, у Fusion 360 реалізовано низку інструментів для підготовки моделей до 3D–друку. Зокрема, доступні автоматичний аналіз товщини стінок, створення підтримок, оптимізація орієнтації моделей для друку, а також експорт файлів у популярних виробничих форматах STL, STEP, IGES тощо. Це спрощує перехід від стадії проєктування до фізичного виготовлення деталей на 3D–принтері або за допомогою інших технологій цифрового виробництва [40].

Завдяки використанню хмарних сервісів зберігання і синхронізації, програмне забезпечення забезпечує легкий доступ до моделей з різних пристроїв,

включно з ПК, ноутбуками та мобільними гаджетами. Це суттєво полегшує командну роботу над проєктом, дозволяючи декільком користувачам одночасно вносити зміни, переглядати моделі та коментувати конструкторські рішення в режимі реального часу.

Таким чином, застосування Autodesk Fusion 360 дозволило не лише ефективно спроектувати ергономічний та функціональний корпус кіберфізичної системи з урахуванням вимог до розташування апаратних модулів, але й забезпечити високу точність проєктування, гнучкість у роботі над прототипом і готовність до подальшого виготовлення дослідних зразків та дрібносерійного виробництва. Цей підхід значно підвищив якість кінцевого продукту і скоротив час розробки.

4.2 Розробка 3D–моделі корпусу та елементів системи

У даній кваліфікаційній роботі було виконано комплексне 3D–моделювання корпусу спеціалізованої кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів, а саме протезу верхньої кінцівки — руки. Основною метою цього етапу було створення ергономічного, функціонального та технологічно придатного до виготовлення корпусу, який забезпечить надійне розміщення як механічних, так і електронних компонентів системи.

Для проєктування використовувалося сучасне CAD–середовище Autodesk Fusion 360, яке надало широкі можливості для параметричного моделювання, аналізу механічних властивостей та перевірки сумісності всіх елементів.

Процес моделювання розпочався з розробки внутрішньої структури долоні. У її основі було передбачено систему кріплень для встановлення сервоприводів, які відповідають за керування рухами пальців. Це дало змогу забезпечити точне позиціонування приводів та їх надійну фіксацію під час експлуатації. Окремо моделювалися посадкові місця для механічних пальців, що дозволяє забезпечити природну кінематику руху кисті. Конструкція пальців передбачала можливість їх

заміни або регулювання довжини відповідно до анатомічних особливостей користувача.

Окрім цього, значна увага приділялася моделюванню передпліччя протезу — області, де розміщується основна частина електроніки системи. У цій частині було створено спеціалізовані відсіки для встановлення мікроконтролерної плати, акумуляторного модуля, модулів бездротового зв'язку та інших необхідних компонентів.

Для полегшення обслуговування передбачено знімні кришки та вентиляційні отвори, які сприяють охолодженню електроніки під час роботи (рис 4.11).

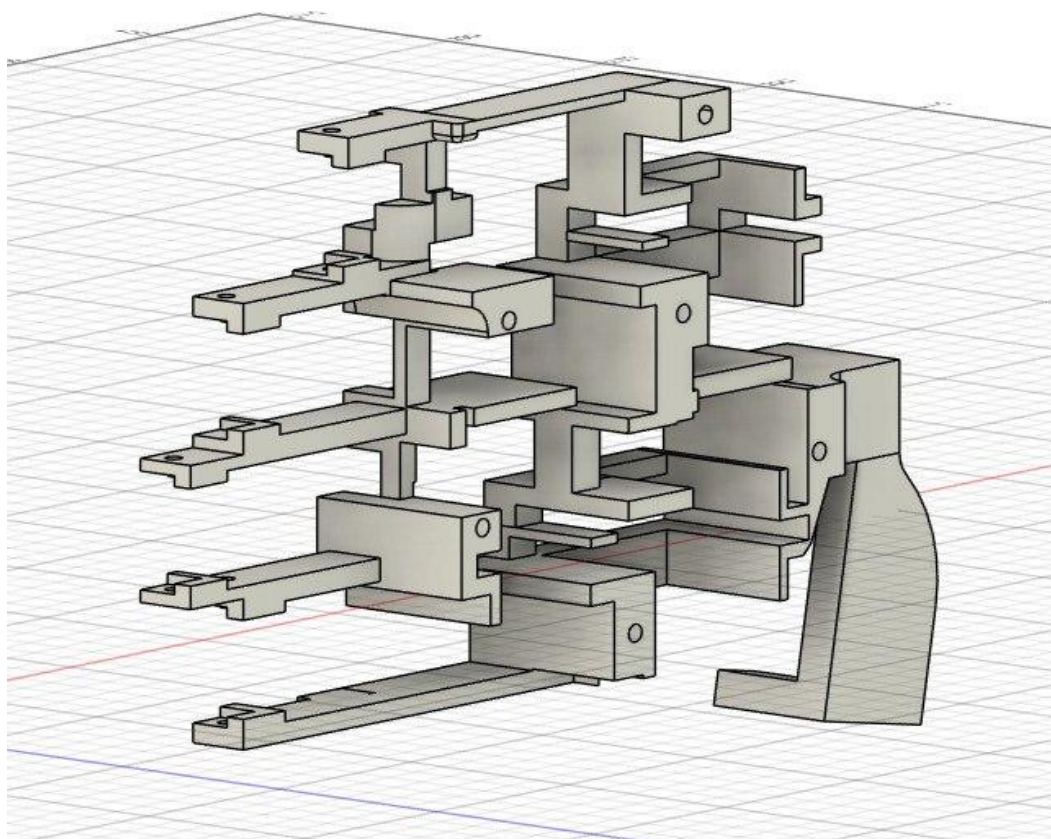


Рисунок 4.11 – Внутрішня частина долоні

Основними інструментами розробки була функція створення елементів за допомогою властивостей Create Skarch (рис. 4.12).



Рисунок 4.12 – Функція Create Skarch

За допомогою можливостей цієї функції, а саме створення моделі за допомогою креслення, чітко можна вказати потрібний розмір, кут чи радіус, чи максимально можемо передати потрібні дані (рис. 4.13).

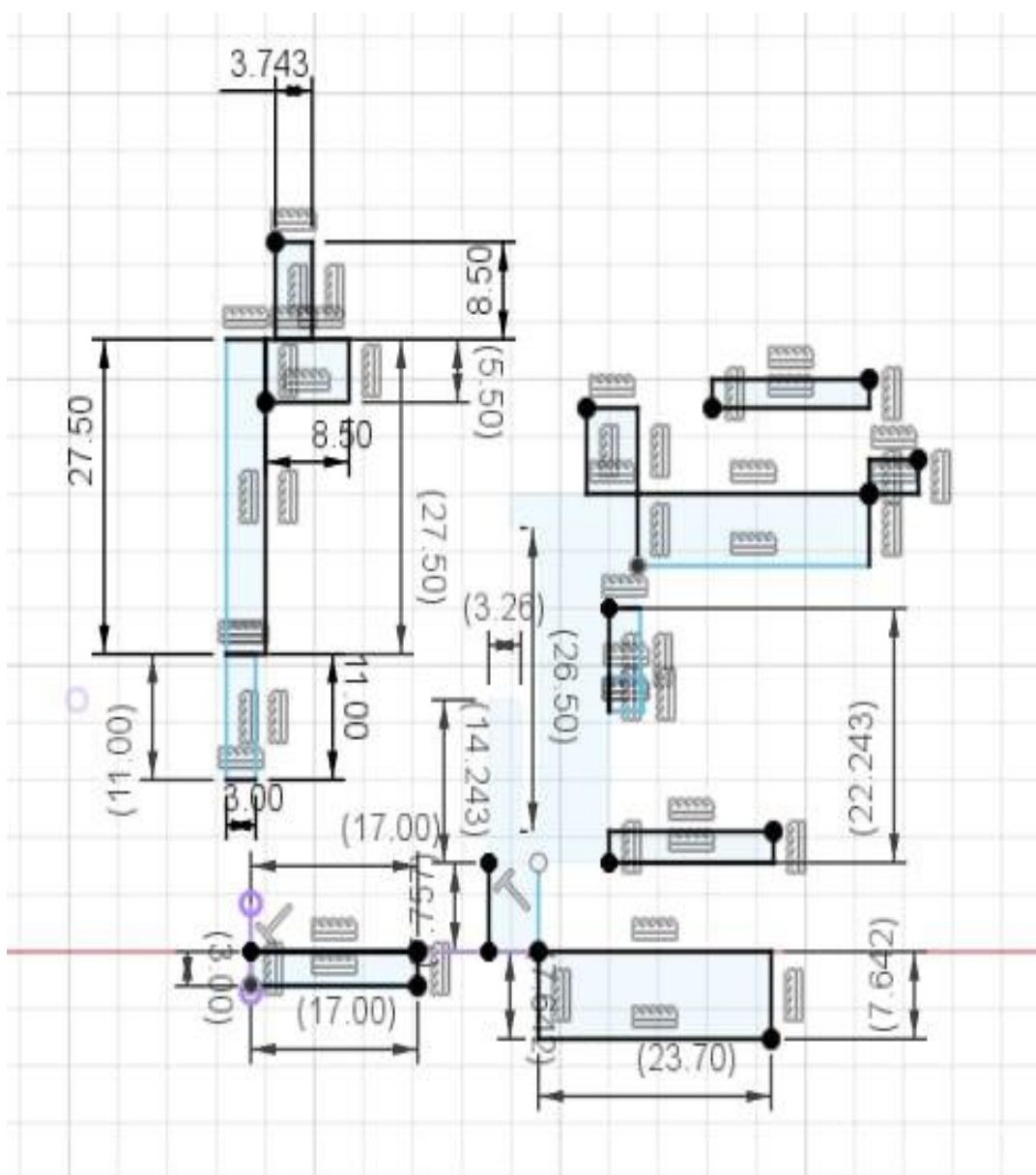


Рисунок 4.13 – Креслення елементів основи руки

За допомогою функції Extrude (рис. 4.14) та даних креслень є можливість як і додати, так і прибрати певні шматочки моделі, використовуючи властивість Join або Cut.

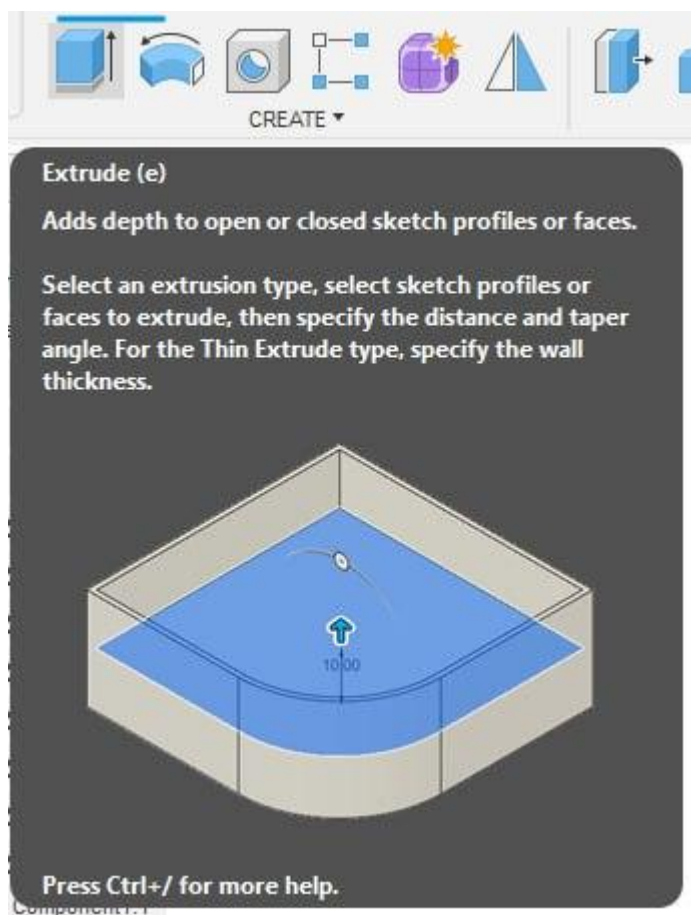


Рисунок 4.14 – Пояснення функції Extrude

Найчастіше використовуючі властивості та функції під час створення моделі є екструджування, додавання, видалення, об'єднання, згладжування кутів за допомогою прямого або округлого.

При моделюванні враховувалися ергономічні аспекти, зокрема форма корпусу адаптована до анатомічних контурів людської руки, що забезпечує комфорт при носінні протезу протягом тривалого часу. Також було проаналізовано механічну міцність елементів корпусу за допомогою вбудованих засобів аналізу навантажень у середовищі Autodesk Fusion 360. Це дозволило оптимізувати

товщину стінок корпусу, підібрати відповідні матеріали для друку та підвищити надійність конструкції при мінімальній вазі.

В результаті виконаного 3D-моделювання було створено повноцінну цифрову модель протезу руки, що включає детально опрацьовану геометрію внутрішніх та зовнішніх елементів. Отримані 3D-моделі можуть бути безпосередньо використані для виготовлення корпусу за допомогою технологій 3D-друку або обробки на ЧПК-обладнанні.

Було створено об'єднання самої долоні та передпліччя з розміщення серводвигуна, який відповідає за згинання долоні (рис 4.15).

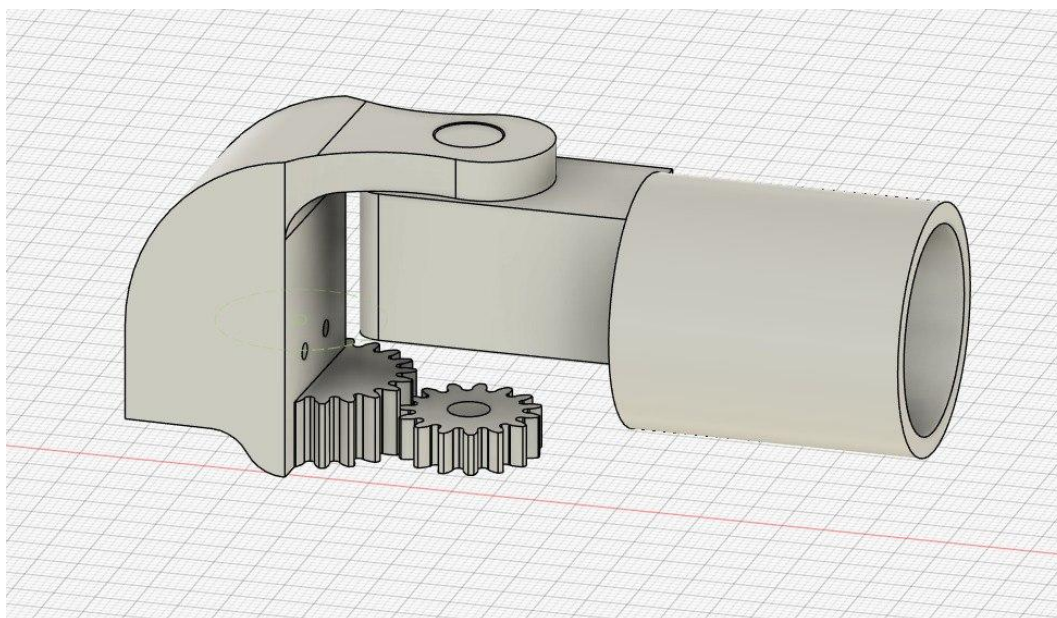


Рисунок 4.15 – Перехідник між долонею та передпліччям

4.3 Аналіз ергономічності та практичності конструкції

Було розроблено передпліччя, яке завдяки ергономічній конструкції поділяється на дві частини: технічну зону та зону кріплення протезу. Технічна зона призначена для розміщення всіх технічних компонентів, а зона кріплення має ергономічну форму, що забезпечує зручне закріплення та комфортне носіння протезу (рис. 4.16).

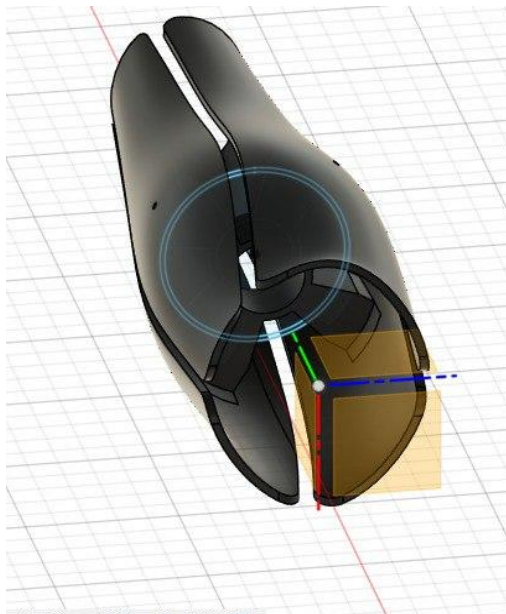


Рисунок 4.16 – Зображення зони передпліччя

Були створені пальці, які є ефективними та зручними для користувача, майже повністю відтворюючи природний кут згинання справжньої кінцівки. Рух пальців здійснюється за допомогою сервоприводів і додаткового тягнучого елемента (рис. 4.17).

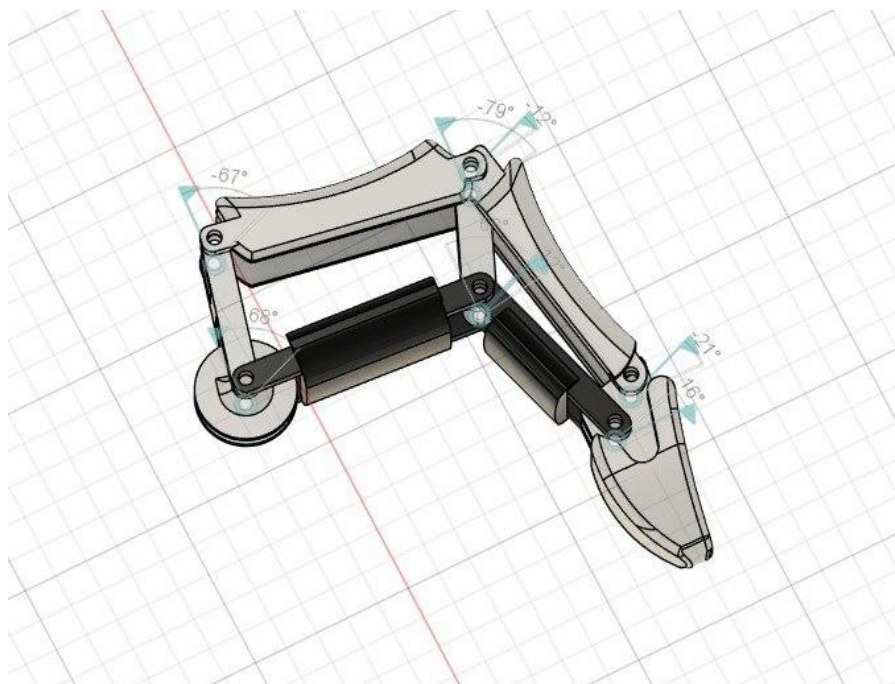


Рисунок 4.17 – Зображення змодельованого пальця

Так як в людини в великого пальця можна сказати дві згинаючих точки то можель великого пальця має дві точки згину спеціально щоб більш відповідно реалізувати протез (рис. 4.18).

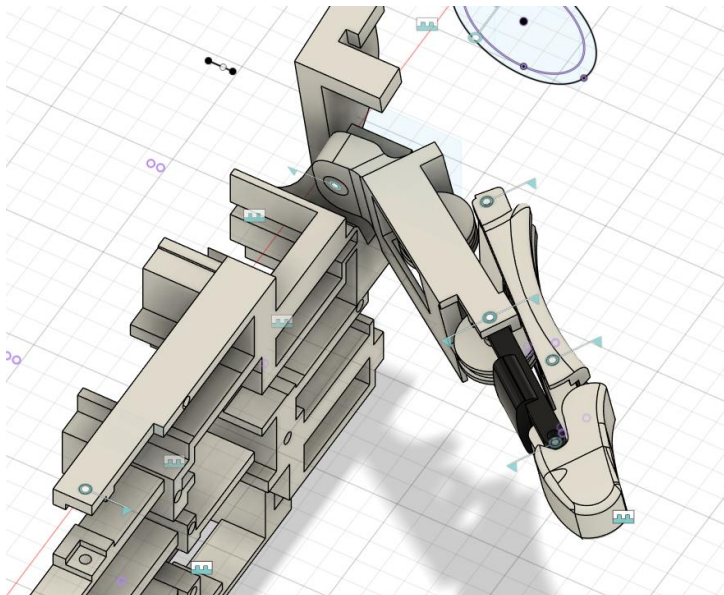


Рисунок 4.18 – Зображення змодельованого великого пальця

З візуальної точки зору були створені накладки на основу долоні для того, щоб покращити візуальний вигляд моделі, щоб її вигляд був схожий на реальний об'єкт (рис. 4.19).

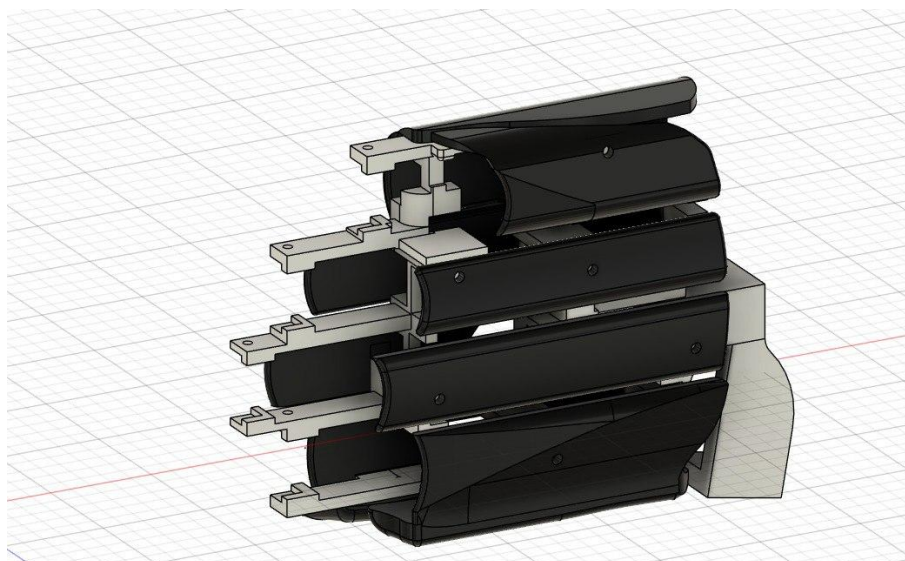


Рисунок 4.19 – Накладний елемент для долоні

4.4 Підготовка 3D-моделі для виготовлення та друку

Для 3D-друку з програми Autodesk Fusion 360 модель була експортована у форматі .stl. Процес збереження зображений на рисунку 4.20.

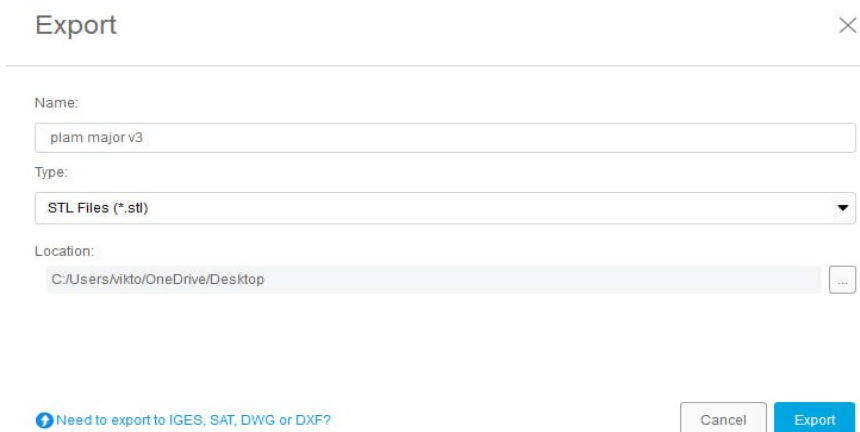


Рисунок 4.20 – Збереження файлу в форматі .stl.

Це дозволило відкрити модель в застосунку Bambu Studio для підготовки до друку (слайсінгу). На рисунку 4.21 представлено приклад слайсінгу основи долоні.

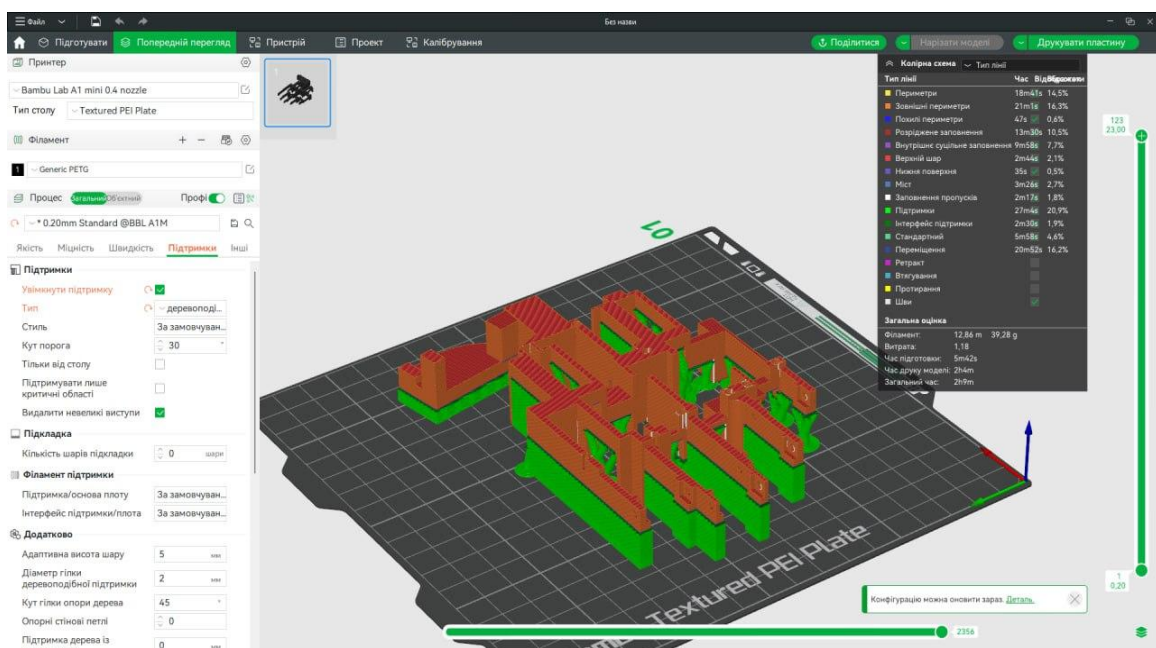


Рисунок 4.21 – Слайсінг основи долоні

Друк здійснювався за допомогою FDM 3D-принтерів Bambu Lab A1 mini, які показані на рисунку 4.22. Цей принтер спеціально підходить для виготовлення маленьких деталей через обмежений розмір робочої області – 16x16x16 см. Завдяки відкритому корпусу, він найбільш ефективний при роботі з матеріалами, які не чутливі до різких змін температури. Такий дизайн дозволяє легко контролювати процес друку і швидко реагувати на можливі проблеми. Загалом, принтер Bambu Lab A1 mini найкраще підходить для друку моделей, де не потрібне термічне захищене середовище.



Рисунок 4.22 – Вигляд 3D-принтерах Bambu Lab A1 mini

Для друку певних елементів роботи використовувався додатковий 3D-принтер — Bambu Lab P1S, який представлений на рисунку 4.23. Цей принтер був задіяний зокрема для друку передпліччя, адже його робоча область має розмір 25x25x25 см, що дозволяє створювати більші деталі.

Bambu Lab P1S відрізняється наявністю закритого корпусу, що забезпечує більш стабільні умови під час друку та захищає матеріал від впливу зовнішніх факторів. Завдяки такому дизайну принтер може працювати майже з усіма типами

матеріалів, навіть з тими, які потребують суворого температурного контролю. Це робить його дуже універсальним пристроєм для друку складних і великих моделей.



Рисунок 4.23 – Вигляд 3D-принтерах Bambu Lab P1S

Для вибору філаменту для друку було використано нитку діаметром 1,75 мм, таких типів: PLA, PETG, TPU-D100, PETG-CF, PLA-CF. Різницею цих пластиків є жорсткість, міцність та параметри їх друку. Для друку використовувався філамент PETG (рис. 4.24).



Рисунок 4.24 – Фото філаменту PETG

Перед вибором матеріалу було виконано порівняння різних типів філаментів, що зображено в таблиці 4.2. Беручи до уваги ці результати, було вирішено використовувати пластика типу PETG, а саме виробника Creality, так як він є більш доступним, легшим в друці та задовольняє всі потреби для роботи.

Таблиця 4.2 – Порівняння різних типів пластику

Характеристика	PLA	PETG	TPU-D100	PETG-CF	PLA-CF
Жорсткість	Висока	Середня	Низька (гнучкий)	Висока	Висока
Міцність	Середня	Висока	Висока на розтяг	Дуже висока	Висока
Гнучкість	Низька	Середня	Висока	Низька	Низька
Темп. друку (°C)	190–220	230–250	220–250	240–260	210–230
Темп. стола (°C)	50–60	70–90	40–60	70–90	50–60
Стійкість до УФ / вологості	Низька	Висока	Середня	Висока	Середня
Стійкість до зношування	Низька	Середня	Висока	Дуже висока	Висока
Складність друку	Легка	Середня	Складна	Складна	Середня
Стійкість до ударів	Низька	Висока	Висока	Висока	Висока
Твердість по Шору	~80D	~85D	~100A	~85D	~80D
Абразивність	Низька	Низька	Низька	Висока	Висока
Потреба в соплі Hardened	Ні	Ні	Ні	Так	Так
Області застосування	Макети, іграшки	Побутові вироби, тех. деталі	Прокладки, амортизатори	Механічні деталі, шестерні	Жорсткі, міцні технічні деталі

Було детально описано процес розробки фізичного прототипу корпусу кіберфізичної системи керування біоелектричним протезом. Проведено 3D-моделювання основних елементів протезу, включаючи передпліччя, долоню та пальці, з урахуванням ергономіки, функціональності та технічних вимог до розміщення електроніки. Підготовлено моделі до 3D-друку, обрано оптимальні параметри слайсингу та забезпечено якісний друк на відповідних принтерах. Використання PETG пластику та повного заповнення моделі дозволило досягти необхідної міцності конструкції.

На підготовку до друку та слайсинг усіх елементів знадобилося близько 48 годин, а витрати філаменту склали приблизно 500 грамів. Усі параметри друку були ретельно налаштовані для забезпечення точності та надійності конструкції. Самостійне виготовлення протезів за допомогою 3D-друку є значно вигіднішим порівняно з комерційними рішеннями. Тоді як фабричні протези можуть коштувати тисячі доларів, 3D-друк дозволяє створити функціональний протез лише за частину цієї суми — витрати обмежуються переважно ціною філаменту, електроніки та робочого часу. До того ж це дає змогу оперативно адаптувати модель під індивідуальні потреби користувача. Таким чином, технологія 3D-друку відкриває доступне, персоналізоване й економічно ефективне рішення для виготовлення протезів. Варто підкреслити, що при проектуванні було враховано антропометричні дані для забезпечення максимальної природності зовнішнього вигляду та функціональності протезу. Особливу увагу приділено системі кріплення та з'єднання окремих елементів корпусу, що дозволяє як швидко складання/розбирання для технічного обслуговування, так і надійну фіксацію під час експлуатації. Застосовані технічні рішення враховують можливість подальшої модифікації та вдосконалення конструкції без необхідності повного перепроєктування.

Слід зазначити, що на тильній стороні пристрою розміщено елементи керування, зокрема кнопки, які зручно розташовані у полі зору користувача. Також у верхній частині корпусу розміщено екран, що дозволяє оперативно відстежувати стан пристрою та виконувати функції. Кнопка живлення розташована в зоні, яка найменше привертає увагу під час роботи, аби уникнути випадкового натискання, але водночас вона залишається доступною для швидкого вимкнення або перезапуску.

Сенсори були виведені на зовнішню поверхню корпусу, що забезпечує зручність доступу та дає змогу швидко здійснювати налаштування або діагностику. На поточному етапі експлуатації користувачем пристрою є сам розробник, тому особливу увагу було приділено ергономіці та функціональному розміщенню

елементів, аби максимально спростити процес тестування та подальшого доопрацювання системи.

Надрукований протез має орієнтовні габарити: довжина кисті становить близько 20 см, ширина — приблизно 11 см, а товщина — близько 3 см. Довжина частини, що імітує передпліччя, складає близько 25 см. Ширина передпліччя є змінною та адаптується завдяки варіативному радіусу, який плавно змінюється від основи кисті до умовної точки кріплення на руці. У загальному, повна довжина пристрою становить приблизно 45 см, що відповідає середнім анатомічним розмірам верхньої кінцівки дорослої людини.

Такий підхід до проєктування дозволяє враховувати індивідуальні особливості користувача, забезпечуючи зручну посадку протеза, оптимальний розподіл навантаження та ефективну функціональність у повсякденному використанні. Надрукований прилад зображений в ДОДАТКУ Г.

Слід зазначити, що розроблений прототип не лише відповідає базовим функціональним вимогам, але й створює передумови для подальшої інтеграції додаткових сенсорів та актуаторів у майбутніх версіях системи. Результатом виконаних робіт є готовий корпус, придатний для інтеграції електронних компонентів і подальшого тестування системи, який може служити основою для розробки кінцевого продукту.

ВИСНОВКИ

У першій частині кваліфікаційної роботи було здійснено проектування та реалізацію апаратної частини спеціалізованої кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів. Основною метою цього етапу було створення надійної апаратної платформи, здатної точно зчитувати, попередньо обробляти та передавати біоелектричні сигнали для подальшої інтелектуальної обробки.

На основі аналізу сучасних технологій було обґрунтовано вибір типів біоелектричних сенсорів, зокрема сенсорів для реєстрації електроміографічних (ЕМГ) та електрокардіографічних (ЕКГ) сигналів. Детально розглянуто вимоги до чутливості, точності, стабільності та шумозахищеності таких сенсорів. Було досліджено особливості побудови схем попередньої фільтрації та підсилення сигналу для забезпечення високої якості даних. Зокрема, застосовано схеми з багатоступеневим фільтруванням та високоточною підсилювальною апаратурою, що дозволяє мінімізувати вплив перешкод та артефактів.

Обґрунтовано вибір мікроконтролерної платформи з урахуванням обчислювальних можливостей, енергоспоживання, варіантів підключення сенсорів та можливостей бездротової передачі даних. З метою оптимізації взаємодії між сенсорами та обчислювальним модулем було розроблено принципову електричну схему, підібрано необхідні електронні компоненти, включно зі стабілізаторами напруги, аналогово–цифровими перетворювачами та модулями бездротового зв'язку.

В процесі створення макету апаратної частини системи було проведено дослідження сучасних методів 3D-моделювання для оптимального розміщення електронних компонентів та забезпечення компактності конструкції. 3D-моделювання дозволило врахувати просторові обмеження та оптимізувати розташування сенсорів, мікроконтролера та допоміжних елементів. Особливу увагу було приділено аналізу ергономічних характеристик корпусу системи, враховуючи специфіку медичного застосування. Розроблено вимоги до форми, розмірів та матеріалів корпусу, що забезпечують комфортне використання

пацієнтами та медичним персоналом. Ергономічний дизайн сприяє тривалому носінню пристрою без дискомфорту.

На основі розробленої схеми виготовлено макет апаратної частини системи, який успішно інтегрував усі основні функціональні вузли. Проведено всебічне тестування роботи апаратної системи та детальну перевірку відповідності всіх технічних характеристик встановленим вимогам до медичних пристроїв, включно з точністю вимірювань, діапазоном робочих частот, стабільністю роботи та електромагнітною сумісністю. Результати випробувань підтвердили працездатність розробленої схеми, стабільність зчитування сигналів та відповідність заданим технічним характеристикам. Виміряні параметри, такі як співвідношення сигнал/шум, точність реєстрації пікових значень та стабільність передачі даних, відповідають вимогам, необхідним для медичних і наукових застосувань.

Було проведено комплексну оцінку надійності апаратної частини системи, включаючи аналіз стійкості до механічних впливів, температурних коливань та тривалої експлуатації. Результати оцінки підтвердили високий рівень надійності розробленої системи відповідно до стандартів медичного обладнання. Експериментальні результати продемонстрували адекватність отриманих біоелектричних даних, що забезпечує можливість їх подальшої інтелектуальної обробки за допомогою алгоритмів машинного навчання чи інших методів аналізу.

У процесі розробки було також проведено порівняльний аналіз різних підходів до фізичної реалізації системи та обґрунтовано вибір найбільш ефективних технічних рішень. Значну увагу приділено оптимізації енергоспоживання системи, що є критичним аспектом для портативних біомедичних пристроїв. Розроблені схемотехнічні рішення забезпечують тривалу автономну роботу системи при збереженні високої точності вимірювань.

Важливим аспектом роботи стала розробка гнучкої архітектури системи, що дозволяє легко масштабувати та модифікувати її відповідно до конкретних

прикладних задач. Завдяки модульній структурі, система може бути доповнена додатковими типами сенсорів або інтегрована з іншими медичними пристроями без суттєвих змін базової архітектури.

Проведені дослідження дозволили виявити та вирішити ряд технічних проблем, пов'язаних із особливостями реєстрації біоелектричних сигналів у реальних умовах. Зокрема, було розроблено алгоритми адаптивної фільтрації для компенсації артефактів руху та електромагнітних завад, що суттєво підвищило надійність системи в умовах повсякденного використання.

Таким чином, апаратна частина спеціалізованої кіберфізичної системи створює надійну і функціонально завершену основу для інтеграції програмних алгоритмів аналізу та розпізнавання біоелектричних сигналів, що є предметом наступних етапів кваліфікаційної роботи. Запропоноване технічне рішення характеризується високою точністю, надійністю та універсальністю, що дозволяє адаптувати його під різні прикладні задачі. Зокрема, його можна застосовувати у медичних діагностичних системах для моніторингу стану здоров'я, у системах реабілітації для контролю м'язової активності, у спортивній медицині для аналізу фізіологічних показників спортсменів, а також у сфері нейрокомп'ютерних інтерфейсів і біометричних систем.

Розроблена система також має значний потенціал для комерціалізації, оскільки вирішує актуальні проблеми сучасної інженерії при відносно невисокій собівартості. Подальші дослідження можуть бути спрямовані на мініатюризацію компонентів, підвищення енергоефективності та інтеграцію з хмарними сервісами для розширення функціональних можливостей системи.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Основи кіберфізичних систем. URL: <https://moodle.znu.edu.ua/course/view.php?id=15556> (дата звернення: 21.02.2025).
2. Кіберфізичні системи | CPS URL: <https://internetri.net/qntm/2020/02/12/kiberfizichni-systemy-cps/> (дата звернення: 21.02.2025).
3. Як працюють кіберфізичні системи та навіщо вони потрібні? URL: <https://robotdreams.cc/uk/blog/649-how-do-cyber-physical-systems-work-and-why-are-they-needed> (дата звернення: 22.02.2025).
4. Особливості біонічних протезів верхніх кінцівок URL: <https://evnuir.vnu.edu.ua/bitstream/123456789/13204/1/Yuriy%20Popadiukha.pdf> (дата звернення: 21.02.2025).
5. Конспект лекцій з дисципліни «Вимірювальні перетворювачі та датчики для медико-технічних систем» для здобувачів вищої освіти за спеціальністю 163 – Біомедична інженерія URL: https://bmi.vntu.edu.ua/bioart/program/VP_lect.pdf?utm_source=chatgpt.com (дата звернення: 27.02.2025).
6. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/0124e0b2-62bb-4d6d-8ffb-b8fcc81eca79/content> (дата звернення: 01.03.2025).
7. Апаратно-програмний комплекс моделювання руху протезів URL: <https://krs.chmnu.edu.ua/jspui/bitstream/123456789/3466/1/%D0%94%D0%B0%D0%BD%D0%B8%D0%BB%D0%BE%D0%B2%D0%B0%20405%20%E2%80%93%D0%9A%D0%91%D0%A0.pdf> (дата звернення: 25.02.2025).
8. Біосигнали і нестационарні сигнали URL: <https://studfile.net/preview/7459415/page:48/> (дата звернення: 03.03.2025).
9. VII Міжнародної науково-практичної конференції до 30-ти річчя кафедри кібербезпеки та програмного забезпечення "Інформаційна безпека та комп'ютерні технології. – [kntu.kr.ua]

10. Автоматична обробка та аналіз біомедичної інформації URL: <https://old-zdia.znu.edu.ua/gazeta/OiALeks.pdf> (дата звернення: 04.03.2025).

11. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/0124e0b2-62bb-4d6d-8ffb-b8fcc81eca79/content> (дата звернення: 06.03.2025).

12. Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених "Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні". – [pbf.kpi.ua]

13. Матеріали конференції "Інформаційні моделі, системи та технології.» – [m.tntu.edu.ua]

14. Отримання, перетворення та обробка біосигналів URL: https://learn.ztu.edu.ua/pluginfile.php/359723/mod_resource/content/0/%D0%9E%D0%9F%D1%82%D0%B0%D0%9E%D0%91%D0%A1.pdf (дата звернення: 08.03.2025).

15. Критерій стабільності Найквіста URL: <https://surl.li/rbdpbq> (дата звернення: 06.03.2025).

16. Основи реєстрації та аналізу біосигналів URL: <https://core.ac.uk/download/pdf/249365532.pdf> (дата звернення: 09.03.2025).

17. Теорія біотехнічних систем URL: <https://files.znu.edu.ua/files/Bibliobooks/Inshi74/0054693.pdf> (дата звернення: 09.03.2025).

18. Язвінська Д. І., Дудник В. В., Дудник О. В. Роботизований протез руки з електронним керуванням // Матеріали 2-ї Міжнародної науково-практичної конференції "Modern Trends in the Development of Economy, Technology and Industry". – 2025. – С. [22–25]

19. Bluetooth Low Energy URL: <https://surl.li/zlokbq> (дата звернення: 11.03.04.2025).

20. Wi-Fi URL: <https://www.verizon.com/articles/internet-essentials/wifi-definition/> (дата звернення: 11.03.04.2025).

21. Біонічний протез руки. Що варто знати URL: <https://protezhub.com/blog/bionichnyy-protez-ruky-shcho-varto-znaty> (дата звернення: 15.03.04.2025).

22. Мікроконтролери STM32 – вступ URL: <https://itmaster.biz.ua/electronics/stm32/stm32-intro.html> (дата звернення: 15.03.04.2025).

23. ESP32 проти STM32: Який мікроконтролер для вас кращий? URL: <https://ua.ariat-tech.com/blog/esp32-vs-stm32-which-microcontroller-is-better-for-you.html> (дата звернення: 15.03.04.2025).

24. STM32 для новачків: обираємо плати, середовища та перші кроки URL: <https://dou.ua/forums/topic/52283/> (дата звернення: 15.03.04.2025).

25. Пустовіт, А. М. Магістерська дисертація на тему: Дослідження методів безконтактної взаємодії з комп'ютером / А. М. Пустовіт. — Київ : ДЕЕП, 2015. — 109 с. — URL: http://deep.kiev.ua/attachments/093_Diploma_pustovit.pdf (дата звернення: 17.04.2025)

26. Типи датчиків та їх застосування URL: <https://ua.preejeexpansible.com/news/sensor-types-and-applications-30646903.html> (дата звернення: 17.04.2025)

27. Малиновський А.Д. Магістерська дисертація на тему: Методи перевірки якості сигналу при вимірі електрокардіограми / Малиновський А.Д. — Київ : ДЕЕП, 2018. — 108 с. — URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/93b7ca33-6010-4864-addf-19a6364a16e1/content> (дата звернення: 17.04.2025)

28. Активні фільтри URL: <https://studfile.net/preview/7322189/page:21/> (дата звернення: 17.04.2025)

29. Тема№5. Підсилювачі електричних сигналів URL: <https://org2.knuba.edu.ua/mod/book/tool/print/index.php?id=32479&chapterid=492> (дата звернення: 17.04.2025)

30. О.Г Аврунін В.В Семенець В.Г Абакумов З.Ю Готра С.М Злепко А.В Кіпенський С.В Павлов. ОСНОВИ РЕЄСТРАЦІЇ ТА АНАЛІЗУ БІОСИГНАЛІВ :

Навч. посіб. Харків : МОН УКРАЇНИ, 2019. 400 с.

31. Аналого–цифрові та цифро–аналогові перетворювачі URL: https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/firen/6bilynskyj_elektronni_systemy/44.htm (дата звернення: 17.04.2025)

32. Цифрова фільтрація сигналів URL: https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/flksa/2kvetnyj_komp'yuterne_modelyuvannya_system_procesiv/t2/17..htm (дата звернення: 17.04.2025)

33. Біонічний протез руки URL: <https://tellus.od.ua/product/bionicheskij-protez-ruki/>(дата звернення: 17.04.2025)

34. Мікроконтролер ESP32 URL:<https://itmaster.biz.ua/directory/microcontrollers/esp32.html> (дата звернення: 17.04.2025)

35. Модуль AD8232 серцевого ритму ЕКГ URL: https://m-teh.com.ua/ru/modul-ad8232-serdechnogo-ritma-ekg/?utm_medium=cpc&utm_source=google&utm_campaign=spmax&utm_term=&device=c&gad_source=1&gad_campaignid=22309068958&gbraid=0AAAAApRjofdaR8HEZ6UzWPQC2Ut-bWw37&gclid=CjwKCAjwulbBBhBvEiwAsNypvb3r7_BbuYYw7W_UARxapBV9X5prXvDTCsQpGSJ5DARl4giDtq624BoCtdgQAvD_BwE (дата звернення: 17.04.2025)

36. Серводвигуни: види та конструктивні особливості URL: https://chastotnik.ua/a-servodvigateli--vidi-i-konstruktivnie-osobennosti?srsId=AfmBOor8VWlShCfGQWMA_d_rj-F5XU39u5F3D3qH7LiYA3qwwM3bvjsB9 (дата звернення: 17.04.2025)

37. IPS Дисплей 1.8 spi TFT st7735 URL: <https://arduinka.biz.ua/Ips-display-1-8-spi-tft-st7735-p853c80.html> (дата звернення: 17.04.2025)

38. Довідка Fusion | Переклад Спільноти – Українською URL: <https://forums.autodesk.com/t5/dovidka-fusion-pereklad/pochatok-roboti-iz-fusion/tap/12285410> (дата звернення: 17.04.2025)

39. Autodesk Fusion 360 URL: <https://elecran.com.ua/sapr/engineering/fusion-360> (дата звернення: 17.04.2025)

40. Можливості Fusion 360 у напрямку моделювання URL:
<https://forums.autodesk.com/t5/product-design-manufacturing/mozhlivosti-fusion-360-u-napryamku-modelyuvannya/td-p/11856935>(дата звернення: 17.04.2025)

ДОДАТКИ

Додаток А

Технічне завдання

Міністерство освіти і науки України

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії

Кафедра обчислювальної техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ОТ

д.т.н., проф. Азаров О.Д.

«21» березня 2025 року

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання комплексної бакалаврської кваліфікаційної роботи

«Кіберфізична система з інтеграцією біоелектричних сенсорів.

Частина 1. Апаратна частина»

08–54.КБКР.011.00.000 ТЗ

Керівник к.т.н., доцент каф. ОТ

_____Дудник О.В.

Виконав: студентка групи КІ–23мсз

_____Язвінська Д.І.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

1 Підстава для виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи (КБКР)

1.1 Актуальність теми дослідження обумовлена зростаючою потребою у компактних, надійних та високоточних кіберфізичних системах, здатних обробляти біоелектричні сигнали в реальному часі. Поєднання сучасних апаратних засобів із програмним забезпеченням відкриває широкі можливості для створення інноваційних технологій контролю та аналізу фізіологічних показників задля покращення якості життя людей, що цього потребують

1.2 Наказ про затвердження теми БКР.

2 Мета КБКР і призначення розробки

2.1 Мета роботи – розробка спеціалізованої програмно–апаратної кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів. Перша частина дослідження зосереджена на створенні 3D–дизайну корпусу пристрою та проектуванні його апаратної частини, що забезпечить ефективність збору та обробки біоелектричних сигналів.

2.2 Розробка апаратної частини спрямована на створення функціонального прототипу кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів, здатного зчитувати та передавати сигнали з тіла людини. Основне призначення — забезпечити точне, стабільне та безпечне зчитування біоелектричних сигналів для подальшої обробки, що дозволяє використовувати систему у пристроях медичного чи реабілітаційного призначення.

3 Вихідні дані для виконання КБКР

3.1 Аналіз існуючих рішень, пошук необхідної інформації.

3.2 Протокол експериментального тестування апаратної частини з результатами вимірювання біосигналів.

3.3 Документація, що містить опис архітектури апаратної частини, специфікацію елементної бази та інструкцію зі збирання.

4 Вимоги до виконання КБКР

Головна вимога – розробка прототипу кіберфізичної системи з інтеграцією біоелектричних сенсорів, здатної зчитувати, підсилювати та передавати біоелектричні сигнали тіла людини для подальшої обробки, з урахуванням вимог точності, надійності та енергоефективності апаратної частини.

5 Етапи КБКР та очікувані результати

Етапи роботи та очікувані результати приведено в Таблиці А.1.

Таблиця А.1 – Етапи КБКР

№ з/п	Назва етапів виконання	Термін виконання		Примітка
		початок	кінець	
1	Вибір та затвердження теми БКР			
2	Збір інформації			
3	Огляд предметної області			Розділ 1
4	Дослідження можливих схем підключення, мікроконтролерів, фільтрів			Розділ 1
5	Постановка задачі та вибір компонентів для реалізації апаратної частини			Розділ 2
6	Розробка електричної принципової схеми та вибір CAD-системи			Розділ 3
7	Компонування електричних компонентів			Розділ 4
8	Виготовлення макета та тестування апаратної частини			Розділ 4
9	Оформлення пояснювальної записки			
10	Попередній захист БКР			
11	Підготовка супроводжуючих документів, їх підписання, проходження нормоконтролю та тесту на плагіат			

6 Матеріали, що подаються до захисту КБКР

До захисту подаються: пояснювальна записка КБКР, графічні й ілюстративні матеріали, протокол попереднього захисту КБКР на кафедрі, відгук наукового керівника, відгук рецензента, анотації до КБКР українською та іноземною мовами, довідка про відповідність оформлення КБКР діючим вимогам.

7 Порядок контролю виконання та захисту КБКР

Виконання етапів графічної та розрахункової документації КБКР контролюється науковим керівником згідно зі встановленими термінами. Захист КБКР відбувається на засіданні Екзаменаційної комісії, затвердженої наказом ректора.

8 Вимоги до оформлювання та порядок виконання КБКР

При оформлюванні КБКР використовуються:

- ДСТУ 3008: 2015 «Звіти в сфері науки і техніки. Структура та правила оформлювання»;
- ДСТУ 8302: 2015 «Бібліографічні посилання. Загальні положення та правила складання»;
- міждержавний ГОСТ 2.104–2006 «Єдина система конструкторської документації. Основні написи»;
- Методичні вказівки до виконання бакалаврських кваліфікаційних робіт для студентів спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» (освітня програма «Комп'ютерна інженерія»). Кафедра обчислювальної техніки ВНТУ 2023;
- документами на які посилаються у вище вказаних.

Додаток Б

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи:

Кіберфізична система з інтеграцією біоелектричних сенсорів. Частина 1.
Апаратна частина

Тип роботи: Бакалаврська кваліфікаційна робота
(БДР, МКР)

Підрозділ кафедра обчислювальної техніки
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності StrikePlagiarism

Оригінальність 98,5 Схожість 1,5

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

- ☒ Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.
- ☐ Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.
- ☐ Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку _____ Захарченко С.М.
(підпис) (прізвище, ініціали)

Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою StrikePlagiarism щодо роботи.

Автор роботи _____
(підпис) (прізвище, ініціали)

Керівник роботи _____
(підпис) (прізвище, ініціали)

Додаток В
(обов'язковий)

ГРАФІЧНА ЧАСТИНА

АРХІТЕКТУРНА СХЕМА КІБЕРФІЗИЧНОЇ СИСТЕМИ ТА
СТРУКТУРНА СХЕМА ОБРОБКИ БІОЕЛЕКТРИЧНИХ СИГНАЛІВ

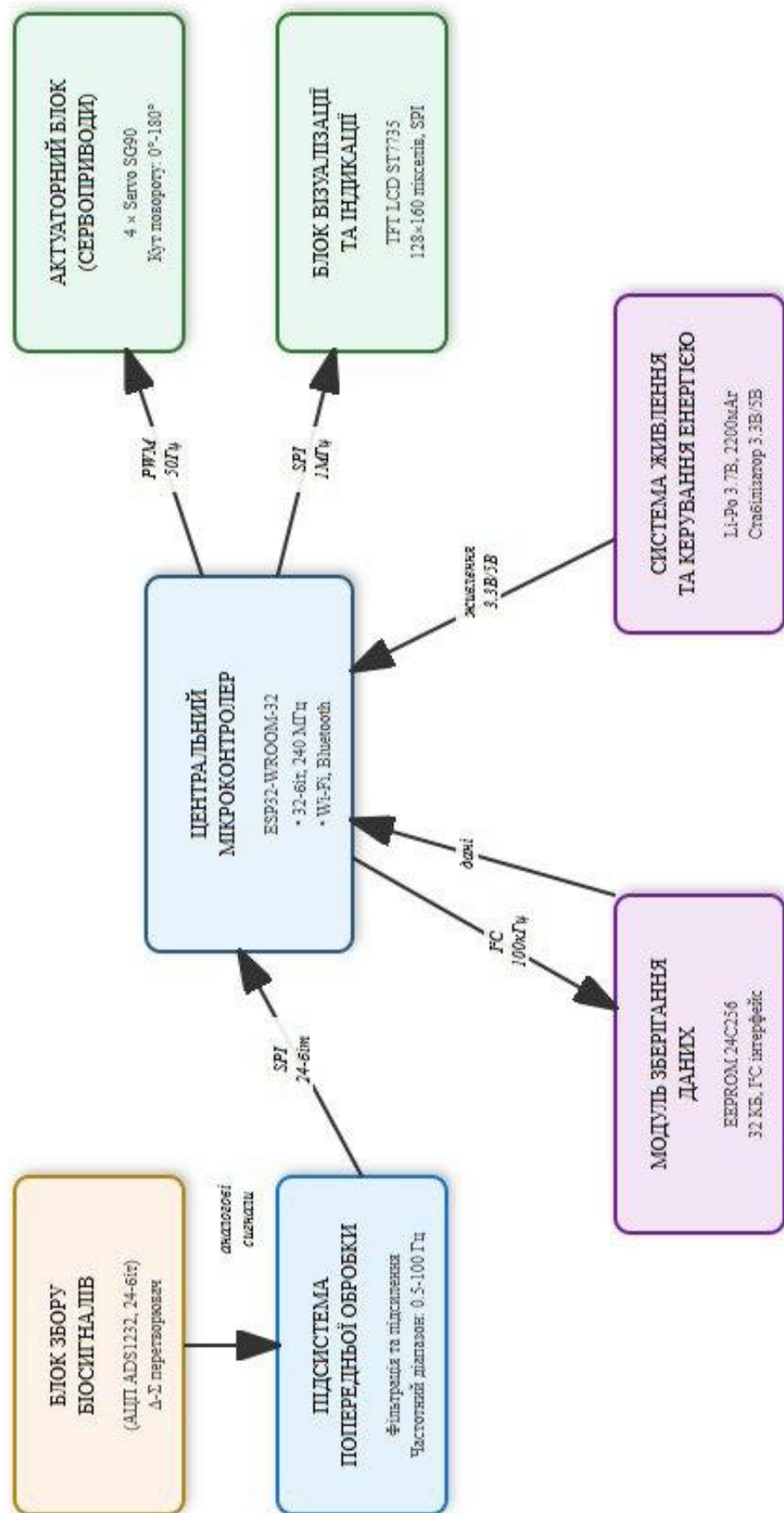


Рисунок В.1 – Архітектурна схема кіберфізичної системи

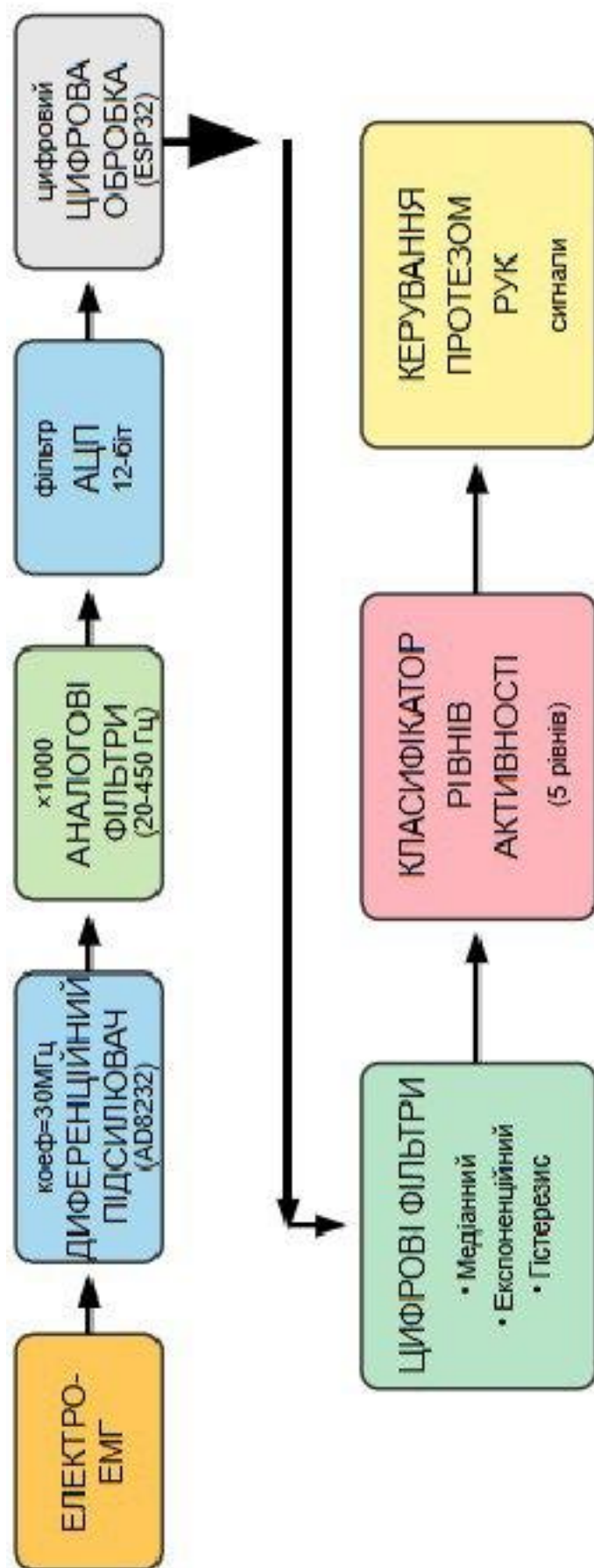


Рисунок В.2 – Структурна схема обробки біоелектричних сигналів

Додаток Г
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

ПІДКЛЮЧЕННЯ ЕЛЕМЕНТІВ ТА ФІНАЛЬНА ЗБІРКА КОМПОНЕНТІВ

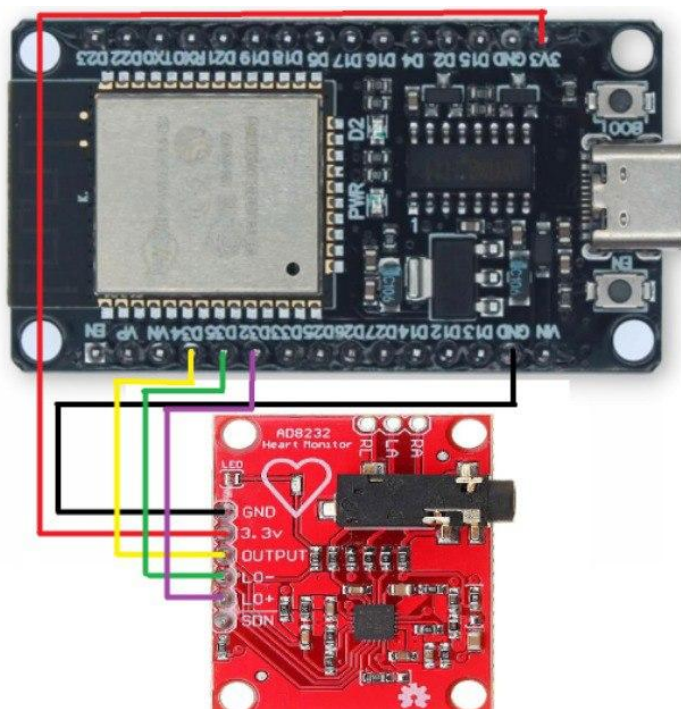


Рисунок Г.1 – Підключення AD 8232 ESP 32

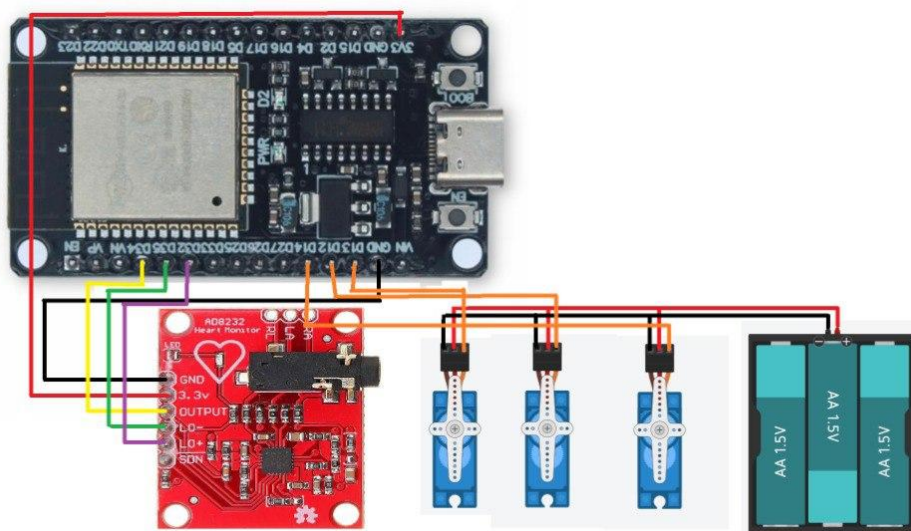


Рисунок Г.2 – Підключення сервоприводів до ESP 32

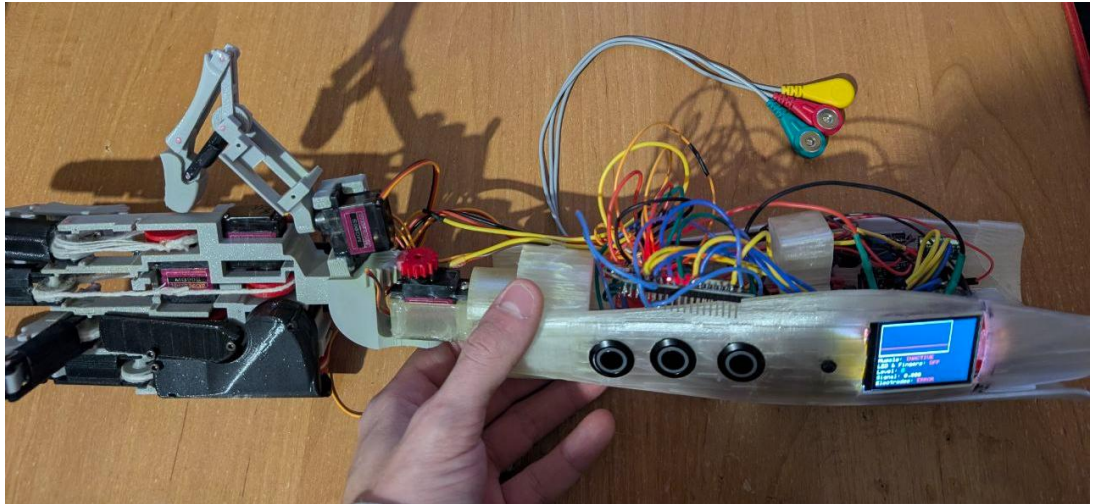


Рисунок Г.3 – Фінальна збірка компонентів корпусу