

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії

(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних систем та мереж

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: *Комп'ютерна система контролю активності м'язів людини
в реальному часі*

Виконав: студент IV курсу, групи СІ-42

спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія»

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Логин Р.Т.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Луцків А.М.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Тиш Є.В.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Осухівська Г.М.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Стоянов Ю.М.

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2026

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних систем та мереж
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Осухівська Г.М.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 25 » квітня 2026 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 123 «Комп'ютерна інженерія»
(шифр і назва спеціальності)

студенту Логину Роману Тарасовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна система контролю активності м'язів людини в реальному часі

Керівник роботи Луцків Андрій Мирославович, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 24 » квітня 2026 року № 4.9-188

2. Термін подання студентом завершеної роботи 17.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи Характеристики електроміографічних сигналів, контролер ESP32, відкриті бібліотеки для обробки сигналів та візуалізації, мова програмування Python

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

Вступ. 1. Аналіз підходів та вимог до систем контролю активності м'язів людини в реальному часі. 2. Проєктування комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі. 3. Програмне забезпечення системи контролю активності м'язів людини. 4. Безпека життєдіяльності, основи охорони праці. Висновки

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

1. Принцип зняття електроміографічного сигналу м'язів

2. Архітектура комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі

3. Архітектура програмного забезпечення комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі

4. Алгоритм роботи програмного забезпечення ESP32

					<i>КС КРБ 123.159.00.00 ПЗ</i>	<i>Page</i>
<i>Ch.</i>	<i>Page.</i>	<i>№ docum.</i>	<i>Sign</i>	<i>Date</i>		<i>3</i>

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Безпека життєдіяльності, основи охорони праці</i>	<i>Сенчишин В.С., к.т.н., доц., каф. МТ</i>		

7. Дата видачі завдання 25.04.2026 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	<i>Розробка технічного завдання</i>	<i>26.01 – 02.02</i>	
2.	<i>Робота над першим розділом «Аналіз підходів та вимог до систем контролю активності м'язів людини в реальному часі»</i>	<i>03.02 – 15.02</i>	
3.	<i>Робота над другим розділом «Проектування комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі»</i>	<i>20.04 – 25.04</i>	
4.	<i>Робота над третім розділом «Програмне забезпечення системи контролю активності м'язів людини»</i>	<i>26.04 – 05.05</i>	
5.	<i>Робота над четвертим розділом «Безпека життєдіяльності, основи охорони праці»</i>	<i>07.05 – 25.05</i>	
6.	<i>Оформлення пояснювальної записки і графічного матеріалу</i>	<i>26.05 – 7.06</i>	
7.	<i>Перевірка на академічний плагіат, перевірка керівником та консультантами</i>	<i>8.06 – 14.06</i>	
8.	<i>Попередній захист кваліфікаційної роботи бакалавра</i>	<i>15.06 – 21.06</i>	
9.	<i>Захист кваліфікаційної роботи бакалавра</i>	<i>24.06.2026</i>	

Студент

_____ (підпис)

Логин Роман Тарасович

_____ (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

_____ (підпис)

Луцків Андрій Мирославович

_____ (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Логин Р.Т. Комп'ютерна система контролю активності м'язів людини в реальному часі: робота на здобуття ступеня бакалавра: спец. 123 – комп'ютерна інженерія. Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2026.

Ключові слова: комп'ютерна система, електроміографічний сигнал, активність м'язів, реальний час, ESP32.

У кваліфікаційній роботі розроблено комп'ютерну систему контролю активності м'язів людини в реальному часі. Проаналізовано особливості електроміографічних сигналів, методи поверхневої реєстрації м'язової активності та підходи до первинного аналізу біоелектричних сигналів. Обґрунтовано доцільність створення апаратно-програмного комплексу, який дозволяє спостерігати зміну м'язової активності у реальному часі без використання складного медичного обладнання.

Для реалізації системи обрано сенсорний модуль MyoWare Muscle Sensor, одноразові поверхневі електроди типу Ag/AgCl та мікроконтролер ESP32. Розроблено апаратну архітектуру системи, схему підключення ЕМГ-сенсора до мікроконтролера та програмне забезпечення для зчитування, передавання, приймання й обробки сигналу.

Програма персонального комп'ютера забезпечує відображення ЕМГ-сигналу у вигляді графіка в реальному часі, розрахунок поточного, середнього, максимального та середньоквадратичного значення сигналу, а також запис результатів у CSV-файл для подальшого аналізу.

ANNOTATION

Lohyn R.T. Computer system for real-time monitoring of human muscle activity: Bachelor's Graduation Thesis: speciality 123 — computer engineering. Ternopil: Ternopil Ivan Puluj National Technical University, 2026.

Keywords: computer system, electromyographic signal, muscle activity, real time, ESP32.

The qualification thesis develops a computer system for real-time monitoring of human muscle activity. The features of electromyographic signals, methods of surface registration of muscle activity, and approaches to the primary analysis of bioelectrical signals are analyzed. The feasibility of creating a hardware-software complex that allows observing changes in muscle activity in real time without the use of complex medical equipment is substantiated.

To implement the system, the MyoWare Muscle Sensor module, disposable Ag/AgCl surface electrodes, and the ESP32 microcontroller were selected. The hardware architecture of the system, the connection scheme of the EMG sensor to the microcontroller, and software for signal acquisition, transmission, reception, and processing were developed.

The personal computer program provides real-time visualization of the EMG signal as a graph, calculation of the current, average, maximum, and root mean square values of the signal, as well as recording the results to a CSV file for further analysis.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ПІДХОДІВ ТА ВИМОГ ДО СИСТЕМ КОНТРОЛЮ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ.....	9
1.1 Особливості електроміографічних сигналів як джерела інформації про м'язову активність людини.....	9
1.2 Аналіз методів реєстрації та первинного аналізу біоелектричних сигналів м'язів	13
РОЗДІЛ 2 ПРОЄКТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ.....	20
2.1 Побудова архітектура системи контролю активності м'язів на апаратному рівні	20
2.2 Обґрунтування вибору сенсорного модуля для реєстрації ЕМГ-сигналу	24
2.3 Вибір електродів та обґрунтування способу їх розміщення	28
2.4 Обґрунтування вибору мікроконтролера для зчитування ЕМГ-сигналу....	31
2.5 Проєктування схеми підключення ЕМГ-сенсора до мікроконтролера.....	35
РОЗДІЛ 3 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ.....	38
3.1 Структура програмного забезпечення системи.....	38
3.2 Реалізація програми ESP32 для зчитування ЕМГ-сигналу	43
3.3 Розроблення програмного модуля приймання та попередньої обробки ЕМГ-даних на ПК.....	46
3.4 Реалізація інтерфейсу користувача для візуалізації ЕМГ-сигналу	52

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			
Розроб.	Логин Р.Т.				Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.	Луцків А.М.				6		
Реценз.	Стоянов Ю.М.				ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42		
Н. Контр.	Тиш Є.В.						
Затверд.	Осухівська Г.М.						

РОЗДІЛ 4	БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	59
4.1	Фізіологічний вплив факторів існування на життєдіяльність людини	59
4.2	Характеристика небезпечних зон обладнання та розробка заходів безпеки..	
	62
ВИСНОВКИ	66
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	67
Додаток А Технічне завдання		

					<i>КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ</i>	Арк.
						7
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

ВСТУП

Сучасний розвиток комп'ютерних систем, вбудованих пристроїв та засобів цифрової обробки сигналів створює передумови для розроблення доступних апаратно-програмних комплексів, призначених для контролю фізіологічних параметрів людини в реальному часі. Одним із важливих напрямів таких досліджень є реєстрація та аналіз електроміографічних сигналів, які відображають електричну активність м'язів під час їх скорочення. ЕМГ-сигнали можуть використовуватися для оцінювання рівня м'язового напруження, дослідження рухової активності, побудови систем біологічного зворотного зв'язку, а також у задачах реабілітації, біомеханіки та людино-машинної взаємодії.

Актуальність теми зумовлена потребою у створенні компактних, недорогих і зручних у використанні систем, які дають змогу здійснювати зчитування м'язової активності без застосування складного медичного обладнання. Традиційні електроміографічні комплекси часто мають високу вартість, потребують спеціалізованого налаштування та орієнтовані переважно на професійне клінічне використання. Натомість поєднання поверхневих ЕМГ-сенсорів, мікроконтролерів і програмного забезпечення персонального комп'ютера дає можливість створити комп'ютерну систему, придатну для експериментального вивчення м'язової активності.

Метою кваліфікаційної роботи є розроблення комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі, яка забезпечує реєстрацію електроміографічного сигналу, його передавання до персонального комп'ютера, відображення у графічному вигляді та подальший аналіз основних характеристик м'язової активності.

					<i>КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ</i>	Арк.
						8
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ПІДХОДІВ ТА ВИМОГ ДО СИСТЕМ КОНТРОЛЮ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ

1.1 Особливості електроміографічних сигналів як джерела інформації про м'язову активність людини

Активність м'язів людини супроводжується виникненням біоелектричних процесів, які можуть бути зареєстровані за допомогою спеціалізованих сенсорів [1]. Одним із найбільш поширених підходів до вивчення таких процесів є електроміографія, що ґрунтується на реєстрації електричних потенціалів, які виникають у м'язовій тканині під час її збудження та скорочення. Електроміографічний сигнал, або ЕМГ-сигнал, є результатом сумарної електричної активності багатьох м'язових волокон, що активуються нервовою системою для виконання певного руху або підтримання м'язового напруження.

Для комп'ютерної системи контролю активності м'язів ЕМГ-сигнал є основним джерелом інформації про поточний стан досліджуваного м'яза. На відміну від механічних показників, таких як сила стискання, переміщення кінцівки або кут згинання суглоба, електроміографічний сигнал дає змогу оцінювати м'язову активність ще на рівні формування рухового імпульсу. Завдяки цьому ЕМГ використовується у задачах біомеханіки, реабілітації, спортивного аналізу, керування протезами, побудови систем біологічного зворотного зв'язку та людино-машинної взаємодії [1].

Фізіологічною основою формування ЕМГ-сигналу є робота рухових одиниць. Рухова одиниця складається з мотонейрона та групи м'язових волокон, які він іннервує. Коли нервова система формує команду на скорочення м'яза, мотонейрони активують відповідні м'язові волокна, унаслідок чого в них

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розроб.</i>		Логин Р.Т.			<i>Аналіз підходів та вимог до систем контролю активності м'язів людини в реальному часі</i>	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Перевір.</i>		Луцків А.М.					9	
<i>Реценз.</i>		Стоянов Ю.М.				<i>ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42</i>		
<i>Н. Контр.</i>		Тиш Є.В.						
<i>Затверд.</i>		Осухівська Г.М.						

виникають потенціали дії. Сумарне накладання цих потенціалів формує електричний сигнал, який може бути зареєстрований на поверхні шкіри або безпосередньо в м'язовій тканині. Загальний принцип формування та реєстрації ЕМГ-сигналу показано на рис. 1.1.

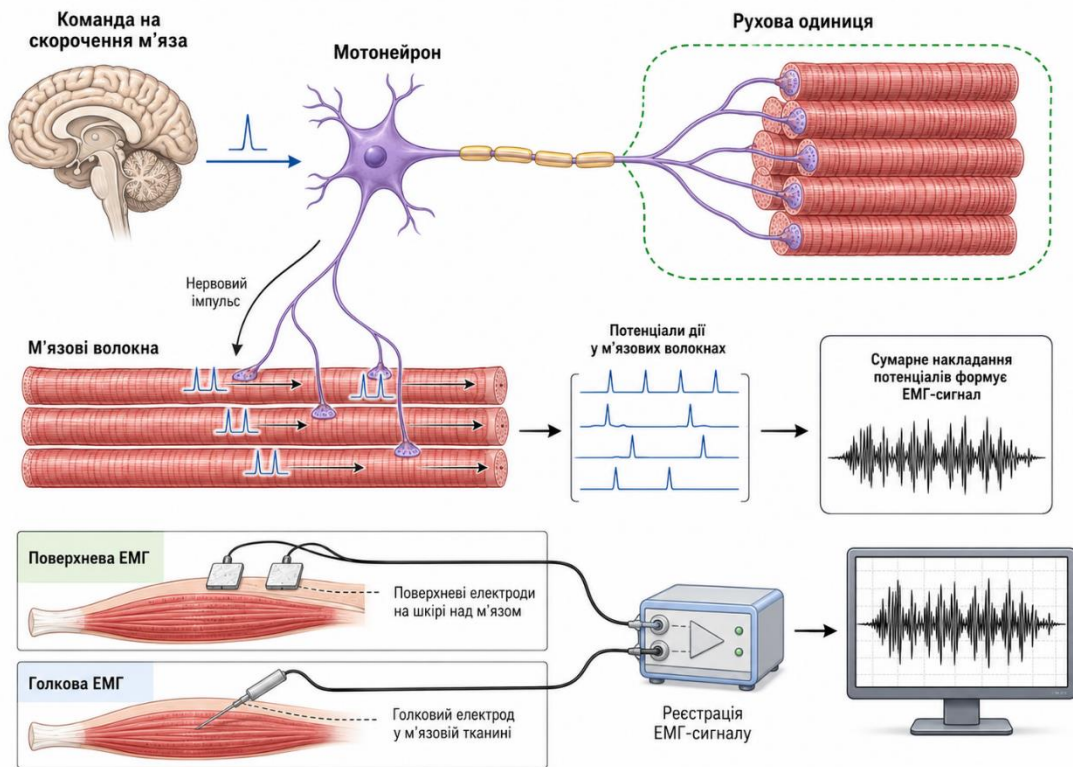


Рисунок 1.1 – Принцип зняття електроміографічного сигналу м'язів

У межах цієї кваліфікаційної роботи доцільним є використання поверхневої електроміографії. Такий підхід не потребує інвазивного втручання, може бути реалізований за допомогою накладних електродів і є придатним для побудови навчально-дослідного апаратно-програмного комплексу. Поверхневі ЕМГ-сигнали знімаються зі шкіри над досліджуваним м'язом, що спрощує підготовку системи до роботи та забезпечує достатню інформативність для оцінювання рівня м'язового напруження [1-3].

ЕМГ-сигнал має складну та змінну в часі форму. Він не є періодичним у класичному розумінні, оскільки залежить від кількості активованих м'язових волокон, інтенсивності скорочення, стану шкіри, якості контакту електродів,

рівня зовнішніх завад і положення кінцівки. У стані спокою амплітуда сигналу є відносно низькою, однак повністю нульове значення зазвичай не спостерігається через наявність електричних шумів, мікрорухів і фонові м'язової активності. Під час напруження м'яза амплітуда сигналу зростає, а його форма стає більш насиченою короткими коливаннями [2]. Приклад зміни ЕМГ-сигналу у стані спокою та під час скорочення м'яза наведено на рис. 1.2.

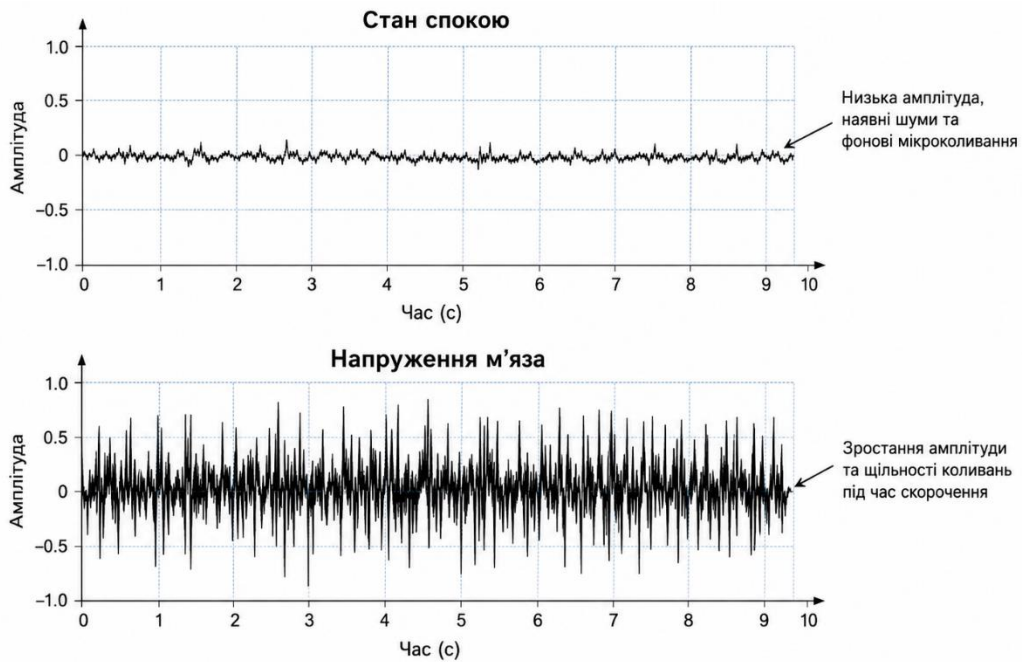


Рисунок 1.2 – Приклад ЕМГ-сигналу в стані спокою і під час скорочення м'язу

Важливою особливістю ЕМГ-сигналу є його мала амплітуда. Біоелектричні потенціали, які виникають у м'язах, мають значно нижчий рівень порівняно з напругами, з якими зазвичай працюють цифрові електронні пристрої. Тому для практичного зчитування такого сигналу потрібні підсилення, фільтрація та узгодження з вхідними характеристиками мікроконтролера. Саме з цієї причини в системах контролю м'язової активності часто використовують готові ЕМГ-сенсорні модулі, які містять підсилювальні та фільтрувальні елементи [3].

Ще однією характерною рисою ЕМГ-сигналів є їх чутливість до завад. На якість реєстрації впливають електромагнітні наведення, рух електродів відносно

шкіри, нестабільність контакту, рівень живлення, електричні шуми від комп'ютера або зовнішніх пристроїв. У практичній системі це означає, що отриманий сигнал потребує попередньої обробки. До базових етапів такої обробки належать згладжування, фільтрація, усунення випадкових викидів, нормалізація та розрахунок інформативних ознак [2-5].

Для оцінювання м'язової активності важливо аналізувати не лише миттєві значення сигналу, а й узагальнені характеристики на певному часовому інтервалі. Наприклад, середнє значення може використовуватися для оцінювання загального рівня сигналу, максимальна амплітуда — для визначення пікової активності, а середньоквадратичне значення — для кількісного опису енергетичного рівня м'язового напруження. У системах реального часу такі ознаки можуть обчислюватися у ковзному вікні, тобто на основі останніх відліків сигналу [4].

ЕМГ-сигнал також залежить від індивідуальних особливостей людини та умов вимірювання. Один і той самий рух у різних користувачів може супроводжуватися різними рівнями електричної активності. Навіть у межах одного користувача сигнал може змінюватися залежно від втоми, сили скорочення, положення електродів, температури шкіри та попередньої фізичної активності. Тому абсолютні значення ЕМГ-сигналу не завжди є універсальними, а для практичного аналізу доцільно оцінювати зміну сигналу відносно початкового або базового рівня [3].

Основні особливості ЕМГ-сигналу як джерела інформації про м'язову активність наведено в табл. 1.1.

Таблиця 1.1 — Основні особливості ЕМГ-сигналів у задачах контролю м'язової активності

Особливість ЕМГ-сигналу	Зміст особливості	Вплив на побудову комп'ютерної системи
Біоелектрична природа	Сигнал формується внаслідок електричної активності м'язових волокон	Потрібне коректне підключення електродів і захист від завад

Продовження таблиці 1.1

Особливість ЕМГ-сигналу	Зміст особливості	Вплив на побудову комп'ютерної системи
Мала амплітуда	Рівень сигналу є невеликим порівняно з типовими напругами цифрової електроніки	Необхідне підсилення та узгодження з аналоговим входом мікроконтролера
Нестационарність	Форма та рівень сигналу змінюються залежно від руху, втоми й сили скорочення	Потрібна обробка сигналу в реальному часі та аналіз у часових вікнах
Чутливість до шумів	На сигнал впливають електромагнітні завади, рух електродів і якість контакту зі шкірою	Доцільно застосовувати цифрову фільтрацію та згладжування
Залежність від користувача	Рівень сигналу відрізняється для різних людей і умов вимірювання	Потрібна нормалізація або порівняння з базовим рівнем
Інформативність для аналізу руху	Сигнал змінюється відповідно до рівня м'язового напруження	Можливе визначення стану спокою, помірного та сильного скорочення
Придатність до потокової обробки	Значення сигналу можуть передаватися послідовно з мікроконтролера на ПК	Можлива побудова графіка та розрахунок параметрів у реальному часі

Отже, електроміографічний сигнал можна розглядати як інформативне, але водночас складне для обробки джерело даних. Його використання потребує поєднання засобів електроніки, мікроконтролерної техніки, цифрової обробки сигналів і програмної візуалізації. Для розроблюваної системи важливо забезпечити стабільне зчитування аналогового сигналу, його перетворення у цифрову форму, передавання на персональний комп'ютер та зручне відображення результатів у реальному часі.

1.2 Аналіз методів реєстрації та первинного аналізу біоелектричних сигналів м'язів

Реєстрація біоелектричних сигналів м'язів є важливим етапом побудови комп'ютерної системи контролю м'язової активності, оскільки від якості первинного зчитування залежить достовірність подальшої обробки, візуалізації та аналізу даних. У практичних умовах ЕМГ-сигнал надходить до вимірювальної

системи разом із шумами, завадами та спотвореннями, тому метод реєстрації повинен забезпечувати не лише отримання корисного сигналу, а й зменшення впливу зовнішніх чинників [5].

У загальному випадку для дослідження м'язової активності використовують два основні підходи: інвазивну та неінвазивну електроміографію. Інвазивна електроміографія передбачає введення голчастих електродів безпосередньо в м'язову тканину. Такий метод дає змогу отримати сигнал з високою локалізацією та досліджувати активність окремих рухових одиниць. Однак він потребує участі медичного персоналу, дотримання спеціальних санітарних умов і не є доцільним для побудови комп'ютерної системи, що розробляється в межах цієї роботи [5].

Більш придатним для створення апаратно-програмного комплексу є метод поверхневої електроміографії. У цьому випадку електроди розміщуються на поверхні шкіри над досліджуваним м'язом і реєструють сумарну електричну активність групи м'язових волокон. Поверхнева електроміографія є безпечною, зручною, відносно простою в реалізації та не потребує інвазивного втручання. Саме тому вона широко застосовується у системах біологічного зворотного зв'язку, навчальних лабораторних стендах, дослідженнях рухової активності та прототипах людино-машинних інтерфейсів [6].

Для поверхневої реєстрації ЕМГ-сигналів використовують електроди, які накладаються на шкіру в зоні розташування цільового м'яза. Найпоширенішим варіантом є одноразові гелеві електроди, оскільки вони забезпечують стабільний контакт зі шкірою та зменшують перехідний опір між тілом людини і вимірювальною системою. Якість контакту має суттєвий вплив на форму сигналу: недостатнє прилягання електрода, рух шкіри або забруднення поверхні можуть спричинити появу випадкових коливань і короткочасних викидів [6].

Типова схема поверхневої реєстрації передбачає використання декількох електродів. Два електроди розміщують уздовж напрямку м'язових волокон для зняття різниці потенціалів, а третій електрод виконує роль опорного або заземлювального контакту. Така конфігурація дозволяє зменшити вплив

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

спільних електричних завад і стабілізувати вимірювання. Для дослідження м'язів передпліччя електроди доцільно розташовувати на ділянці, де активність добре проявляється під час стискання кисті або згинання пальців. Приклад розміщення електродів для поверхневого зняття ЕМГ-сигналу наведено на рис. 1.3.

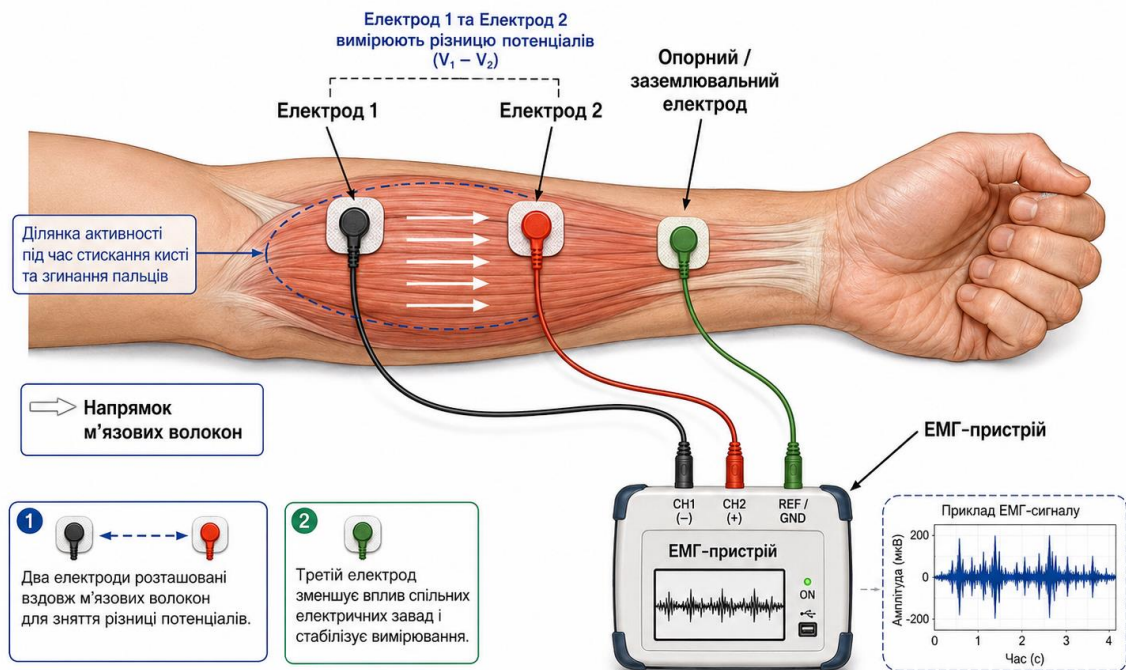


Рисунок 1.3 – Приклад поверхневого зняття ЕМГ-сигналу

Перед початком реєстрації важливо підготувати поверхню шкіри. На практиці це може включати очищення ділянки, видалення залишків вологи або жиру, а також перевірку надійності фіксації електродів. Навіть правильно підібраний сенсорний модуль не забезпечить стабільної реєстрації, якщо електроди розміщено неточно або контакт зі шкірою є нестійким [7].

Після зняття біоелектричного сигналу з поверхні шкіри він надходить до сенсорного модуля або вимірювального каскаду. На цьому етапі виконується підсилення сигналу, оскільки рівень біоелектричних потенціалів є недостатнім для безпосереднього аналізу мікроконтролером. Окрім підсилення, сенсорний модуль може виконувати аналогову фільтрацію, випрямлення або формування огинаючої сигналу. Це спрощує подальше цифрове зчитування, особливо якщо

система орієнтована не на клінічну діагностику, а на контроль зміни рівня м'язової активності.

Для комп'ютерної системи реального часу важливим є перетворення аналогового сигналу в цифрову форму. Це завдання виконує аналого-цифровий перетворювач мікроконтролера. У процесі дискретизації безперервний сигнал перетворюється на послідовність числових значень, які можуть бути передані до персонального комп'ютера. Якість цифрового представлення залежить від частоти дискретизації, роздільної здатності АЦП, стабільності живлення та програмної організації зчитування [7].

Частота дискретизації повинна бути достатньою для відображення характерних змін ЕМГ-сигналу. Якщо зчитування виконується надто рідко, частина динаміки сигналу втрачається, а графік стає згладженим або спотвореним. Якщо ж частота надмірно висока, збільшується обсяг переданих даних і зростає навантаження на мікроконтролер та програму персонального комп'ютера. Тому в цій роботі необхідно обрати такий режим зчитування, який забезпечує достатню деталізацію сигналу без перевантаження каналу передавання [7].

Первинний аналіз ЕМГ-сигналу починається з перевірки отриманих цифрових даних. На цьому етапі потрібно визначити, чи не виходять значення за допустимий діапазон, чи немає розривів у потоці, пропущених вимірювань або очевидних викидів. У найпростішому випадку мікроконтролер передає на ПК послідовність числових відліків, а основна обробка виконується вже у програмному забезпеченні персонального комп'ютера. Такий підхід є зручним, оскільки ПК має більше обчислювальних ресурсів і дає змогу гнучко змінювати алгоритми обробки [7].

Одним із перших етапів первинної обробки є згладжування сигналу. Воно дозволяє зменшити вплив короточасних випадкових коливань і зробити графік більш придатним для візуального аналізу. Для цього можуть використовуватися ковзне середнє, медіанна фільтрація або прості цифрові фільтри. У системі

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

реального часу важливо, щоб фільтрація не створювала значного запізнення між фактичним скороченням м'яза і його відображенням на екрані.

Ще одним важливим етапом є нормалізація сигналу. Оскільки рівень ЕМГ-сигналу може відрізнитися залежно від людини, місця розташування електродів і сили контакту, абсолютні значення не завжди зручно порівнювати. Нормалізація дає змогу привести дані до умовного діапазону або оцінювати активність відносно базового рівня, зареєстрованого у стані спокою. Такий підхід полегшує інтерпретацію результатів і дає змогу порівнювати різні режими м'язового напруження [5-7].

Для кількісного опису активності м'яза застосовують інформативні ознаки, які обчислюються на певному часовому інтервалі. До таких ознак належать середнє значення, максимальна амплітуда, середньоквадратичне значення, розмах сигналу, кількість перевищень заданого порогу та інтегральна оцінка активності. У межах цієї роботи доцільно використовувати прості ознаки, які можна обчислювати в реальному часі без значного навантаження на систему.

Середньоквадратичне значення є одним із зручних показників для оцінювання енергетичного рівня ЕМГ-сигналу. Воно враховує не лише середній рівень, а й амплітудні коливання сигналу в межах обраного часового вікна. За зростання сили м'язового скорочення середньоквадратичне значення зазвичай збільшується, що дозволяє використовувати його для порівняння стану спокою, помірною напруження та інтенсивного скорочення. Для практичної системи це дає змогу перейти від простого спостереження графіка до числового оцінювання м'язової активності [8].

У системах реального часу важливим є використання ковзного вікна. Це означає, що показники обчислюються не для всього записаного сигналу, а лише для останнього фрагмента заданої тривалості. Наприклад, програма може аналізувати останні 100, 200 або 500 відліків, постійно оновлюючи значення ознак. Такий підхід забезпечує актуальність результатів і дозволяє відстежувати зміну активності майже безперервно. Розмір вікна потрібно обирати з урахуванням компромісу між стабільністю оцінки та швидкістю реакції системи.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Основні методи реєстрації та первинного аналізу біоелектричних сигналів м'язів узагальнено в табл. 1.2.

Таблиця 1.2 — Методи реєстрації та первинного аналізу ЕМГ-сигналів

Метод або етап	Зміст	Доцільність використання в розроблюваній системі
Інвазивна електроміографія	Реєстрація сигналу за допомогою голчастих електродів, введених у м'язову тканину	Не використовується, оскільки потребує медичних умов і є надмірною для навчально-дослідної системи
Поверхнева електроміографія	Зняття сумарної м'язової активності з поверхні шкіри за допомогою накладних електродів	Є основним методом для реалізації системи контролю м'язової активності
Підготовка шкіри	Очищення ділянки та забезпечення стабільного контакту електродів	Потрібна для зменшення шумів і підвищення стабільності сигналу
Аналогове підсилення	Підвищення рівня слабкого біоелектричного сигналу до придатного для подальшого зчитування	Реалізується засобами ЕМГ-сенсорного модуля
Дискретизація сигналу	Перетворення аналогового сигналу на послідовність цифрових значень	Виконується АЦП мікроконтролера
Згладжування	Зменшення короточасних випадкових коливань сигналу	Доцільне для покращення візуального сприйняття графіка
Нормалізація	Приведення сигналу до зручного діапазону або порівняння з базовим рівнем	Полегшує інтерпретацію результатів для різних користувачів
Розрахунок RMS	Кількісна оцінка енергетичного рівня сигналу у часовому вікні	Використовується для порівняння рівнів м'язового напруження
Пороговий аналіз	Визначення моментів, коли сигнал перевищує заданий рівень	Може застосовуватися для виявлення активного скорочення м'яза

У системі, що проектується, пропонується застосувати таку послідовність роботи з ЕМГ-сигналом: поверхнева реєстрація за допомогою електродів, підсилення та первинне формування сигналу сенсорним модулем, оцифрування мікроконтролером, передавання значень на персональний комп'ютер, програмне згладжування, розрахунок інформативних ознак і відображення результатів у реальному часі. Така структура є достатньо простою для практичної реалізації, але водночас охоплює основні етапи роботи з біоелектричними сигналами.

Важливо, що первинний аналіз у цій роботі не має на меті медичну діагностику стану м'язів або нервової системи. Його завдання полягає у визначенні змін активності м'яза під час різних режимів скорочення, виявленні загальної динаміки сигналу та оцінюванні працездатності створеної комп'ютерної системи.

Отже, вибір методу реєстрації та способу первинної обробки ЕМГ-сигналів має безпосередній вплив на архітектуру всієї системи. Використання поверхневої електроміографії, готового сенсорного модуля, мікроконтролерного оцифрування та програмної обробки на персональному комп'ютері забезпечує раціональний баланс між функціональністю, простотою реалізації та можливістю отримання наочних експериментальних результатів.

					<i>КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ</i>	Арк.
						19
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

РОЗДІЛ 2 ПРОЄКТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ

2.1 Побудова архітектура системи контролю активності м'язів на апаратному рівні

Апаратна частина комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини призначена для безпосередньої реєстрації електроміографічного сигналу, його первинного перетворення, оцифрування та передавання до персонального комп'ютера для подальшої обробки і відображення. З погляду побудови така система належить до вимірювальних апаратно-програмних комплексів, у яких біоелектричний сигнал від тіла людини послідовно проходить через сенсорний, перетворювальний та комунікаційний рівні [9].

Загальна ідея апаратної архітектури полягає у використанні поверхневих електродів для зняття біоелектричної активності м'яза, сенсорного ЕМГ-модуля для підсилення та попереднього формування сигналу, мікроконтролера для його оцифрування та інтерфейсу зв'язку для передавання даних на персональний комп'ютер. Така структура є достатньо простою для практичної реалізації, але водночас забезпечує всі необхідні етапи роботи з ЕМГ-сигналом у реальному часі [10].

До складу апаратної частини системи входять такі основні компоненти:

- поверхневі електроди;
- ЕМГ-сенсорний модуль;
- мікроконтролерний модуль;
- з'єднувальні провідники;
- джерело живлення;
- персональний комп'ютер, який приймає дані через інтерфейс зв'язку.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			
Розроб.		Логин Р.Т.			Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.		Луцків А.М.				20	
Реценз.		Стоянов Ю.М.			ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42		
Н. Контр.		Тиш Є.В.					
Затверд.		Осухівська Г.М.					
					Проектування комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі		

Кожен з цих компонентів виконує окрему функцію, а їх узгоджена робота забезпечує отримання придатного для аналізу сигналу.

Поверхневі електроди є початковою ланкою вимірювального тракту. Для реєстрації сигналу доцільно використовувати триелектродну схему: два електроди призначені для зняття різниці потенціалів, а третій виконує роль опорного або заземлювального контакту. Така конфігурація дозволяє підвищити стабільність вимірювання та зменшити вплив спільних електричних завад [11].

ЕМГ-сенсорний модуль виконує функцію первинного перетворення слабого біоелектричного сигналу. Оскільки електроміографічний сигнал має малу амплітуду та є чутливим до шумів, його неможливо безпосередньо подавати на аналоговий вхід мікроконтролера без попереднього узгодження. Сенсорний модуль забезпечує підсилення сигналу, його частотну обробку та формування вихідної напруги, придатної для подальшого зчитування. У розроблюваній системі доцільно використовувати готовий ЕМГ-модуль, оскільки це зменшує складність аналогової частини та підвищує надійність прототипу [12].

Мікроконтролерний модуль є центральною апаратною ланкою системи. Він приймає аналоговий сигнал із виходу ЕМГ-сенсора, виконує його аналого-цифрове перетворення та формує потік цифрових значень для передавання на персональний комп'ютер. Вибір мікроконтролера має враховувати наявність аналогових входів, достатню роздільну здатність АЦП, стабільність роботи, підтримку USB або послідовного інтерфейсу, а також простоту програмування.

Персональний комп'ютер у межах апаратної архітектури виконує роль приймального вузла з додатковою функцією візуалізації сигналів. Дані надходять до нього від мікроконтролера через USB-з'єднання або віртуальний послідовний порт. На етапі апаратного проектування важливо передбачити надійний фізичний канал передавання даних між передавальним і приймальним компонентами. Використання USB-з'єднання одночасно забезпечує обмін даними, живлення мікроконтролерного модуля та просте підключення до більшості персональних комп'ютерів.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Загальну апаратну архітектуру системи контролю активності м'язів можна подати у вигляді послідовності функціональних блоків, показаних на рис. 2.1.

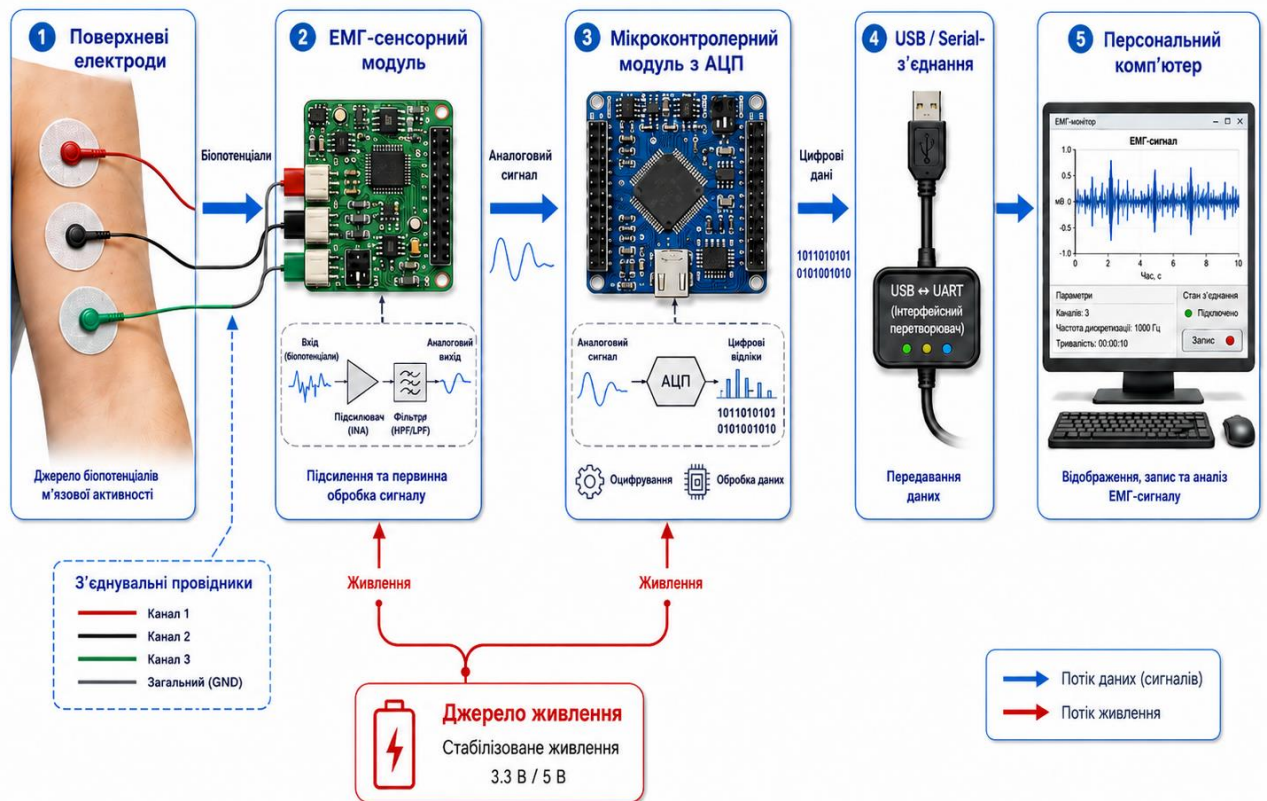


Рисунок 2.1 – Загальна апаратна архітектура системи контролю активності м'язів

У цій структурі кожен блок відповідає за окремий етап проходження сигналу. Електроди забезпечують контакт із тілом людини, сенсорний модуль формує придатний для вимірювання сигнал, мікроконтролер перетворює його у цифрову форму, а канал зв'язку забезпечує передавання даних до комп'ютера. Такий поділ дозволяє зручно аналізувати систему, виконувати поетапне тестування та за потреби замінювати окремі компоненти без повної зміни архітектури [13-15].

Особливу увагу під час проектування апаратної частини потрібно приділяти узгодженню рівнів сигналу. Вихідна напруга ЕМГ-сенсорного модуля повинна відповідати допустимому діапазону аналогового входу мікроконтролера. Якщо сигнал перевищує допустимі межі, це може призвести

до некоректних результатів вимірювання або пошкодження входу. Якщо ж рівень сигналу надто малий, система не зможе достатньо чітко відрізнити стан спокою від активного скорочення м'яза. Тому вибір сенсора і мікроконтролера має виконуватися взаємопов'язано [13].

Не менш важливим є питання живлення апаратних компонентів. ЕМГ-сенсорний модуль і мікроконтролер повинні працювати від стабільної напруги, оскільки коливання живлення можуть впливати на рівень аналогового сигналу та результати оцифрування. Для прототипу доцільно використовувати живлення від USB-порту або автономного низьковольтного джерела. При цьому система повинна бути електрично безпечною для користувача, оскільки електроди мають безпосередній контакт зі шкірою [14].

Під час побудови апаратної архітектури також потрібно враховувати механічну надійність з'єднань. Провідники від електродів до сенсорного модуля не повинні створювати надмірного натягу або зміщувати електроди під час руху руки. Мікроконтролер і сенсорний модуль бажано розміщувати так, щоб зменшити ризик випадкового від'єднання провідників.

Загальні функції основних апаратних компонентів системи наведено в табл. 2.1.

Таблиця 2.1 — Основні апаратні компоненти системи та їх призначення

Компонент системи	Основне призначення	Особливості використання
Поверхневі електроди	Зняття біоелектричної активності з поверхні шкіри	Потребують правильного розміщення та надійного контакту
ЕМГ-сенсорний модуль	Підсилення та попереднє формування сигналу	Узгоджує слабкий біосигнал із входом мікроконтролера
Мікроконтролерний модуль	Оцифрування сигналу та передавання даних	Має містити АЦП і підтримувати інтерфейс зв'язку з ПК
З'єднувальні провідники	Передавання сигналів між компонентами	Повинні забезпечувати стабільний контакт і мінімізацію наведень
Джерело живлення	Забезпечення роботи електронних компонентів	Має бути стабільним і безпечним для користувача
Персональний комп'ютер	Приймання даних від мікроконтролера	Використовується як кінцевий вузол для подальшої обробки та візуалізації

Запропонована апаратна архітектура має модульний характер. Це означає, що окремі компоненти можуть бути замінені на аналоги без зміни загального принципу роботи системи. Наприклад, замість одного мікроконтролерного модуля може бути використаний інший, якщо він має аналоговий вхід і підтримує передавання даних на ПК. Аналогічно, ЕМГ-сенсорний модуль може бути замінений на інший сумісний модуль із відповідним вихідним сигналом. Така гнучкість є перевагою для навчального прототипу, оскільки дозволяє адаптувати систему до наявної елементної бази [14].

Отже, загальна апаратна архітектура комп'ютерної системи контролю активності м'язів базується на послідовному проходженні сигналу від електродів до персонального комп'ютера через сенсорний модуль і мікроконтролер. Така структура забезпечує зрозумілу організацію вимірювального тракту, можливість роботи в реальному часі та достатню гнучкість для подальшого вдосконалення системи.

2.2 Обґрунтування вибору сенсорного модуля для реєстрації ЕМГ-сигналу

Одним із ключових елементів апаратної частини комп'ютерної системи контролю активності м'язів є сенсорний модуль для реєстрації електроміографічного сигналу. Саме цей компонент виконує первинне перетворення слабкого біоелектричного сигналу, який надходить від поверхневих електродів, у сигнал, придатний для подальшого зчитування мікроконтролером. Від правильності вибору сенсорного модуля залежить стабільність вимірювання, чутливість системи до зміни м'язової активності, рівень шумів та складність практичної реалізації пристрою.

З технічної точки зору сенсорний модуль у такій системі виконує кілька важливих функцій. По-перше, він приймає сигнал від поверхневих електродів. По-друге, забезпечує підсилення слабких електричних коливань, які виникають під час скорочення м'язових волокон. По-третє, частково зменшує вплив небажаних складових сигналу завдяки аналоговій фільтрації. По-четверте,

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

формує вихідну напругу, яку можна безпечно подати на аналоговий вхід мікроконтролера. Таким чином, сенсорний модуль є проміжною ланкою між біологічним об'єктом і цифровою частиною системи.

Під час вибору сенсорного модуля для цієї роботи необхідно враховувати кілька критеріїв. Насамперед модуль повинен підтримувати поверхневу реєстрацію ЕМГ-сигналу за допомогою накладних електродів. Це відповідає загальній концепції роботи, у якій система не розглядається як медичний інвазивний пристрій. Також важливо, щоб вихідний сигнал сенсора був сумісний з аналоговим входом обраного мікроконтролера. Якщо вихідна напруга модуля виходить за допустимий діапазон АЦП, необхідні додаткові схеми узгодження, що ускладнює апаратну частину [15].

Іншим важливим критерієм є простота підключення, тобто сенсорний модуль мав зрозумілі виводи живлення, землі та аналогового виходу. Це дозволяє швидко підключити його до мікроконтролера, перевірити працездатність і за потреби виконати заміну компонента. Важливою є також підтримка роботи з типовими одноразовими електродами, оскільки вони забезпечують достатньо стабільний контакт зі шкірою та є зручними для короткочасних експериментів [15].

Для розроблюваної системи також має значення компактність модуля. Оскільки сигнал знімається з поверхні тіла людини, бажано, щоб сенсорна частина не була громіздкою та не створювала незручностей під час виконання простих рухів. Надмірно довгі провідники або незакріплені модуль можуть спричинити механічні зміщення електродів і появу додаткових шумів у сигналі. Тому сенсорний модуль доцільно розташовувати поблизу місця встановлення електродів або фіксувати так, щоб мінімізувати рух з'єднувальних проводів.

В якості сенсорної частини у роботі пропонується використати модуль типу MyoWare Muscle Sensor або сумісний за принципом роботи ЕМГ-модуль. Для системи контролю активності м'язів це є зручним, оскільки мікроконтролер може періодично зчитувати напругу з виходу сенсора та передавати отримані цифрові значення на персональний комп'ютер [16]. На рис. 2.2 представлено модуль MyoWare Muscle Sensor.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

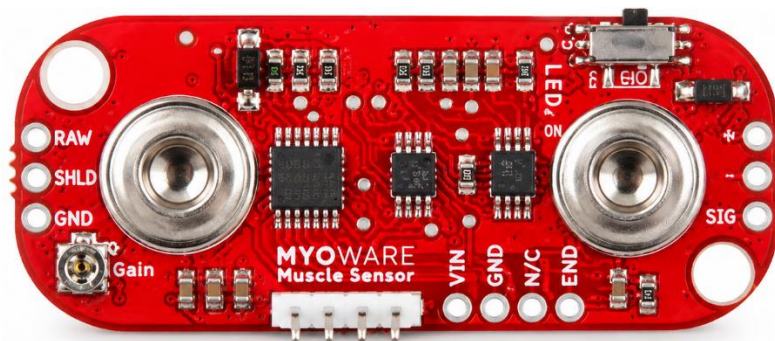


Рисунок 2.2 – Сенсорний модуль MyoWare Muscle Sensor

Принцип роботи обраного сенсорного модуля можна описати як послідовність етапів: електроди знімають різницю потенціалів із поверхні шкіри, вхідний каскад модуля приймає слабкий біоелектричний сигнал, підсилювальна частина збільшує його рівень, фільтрувальні елементи зменшують вплив небажаних складових, а вихідний каскад формує сигнал для підключення до мікроконтролера [16]. У результаті на виході модуля отримується аналогова напруга, яка може бути представлена у вигляді послідовності цифрових відліків після проходження через АЦП. На рис. 2.3 схематично зображено алгоритм роботи модуля MyoWare Muscle Sensor.

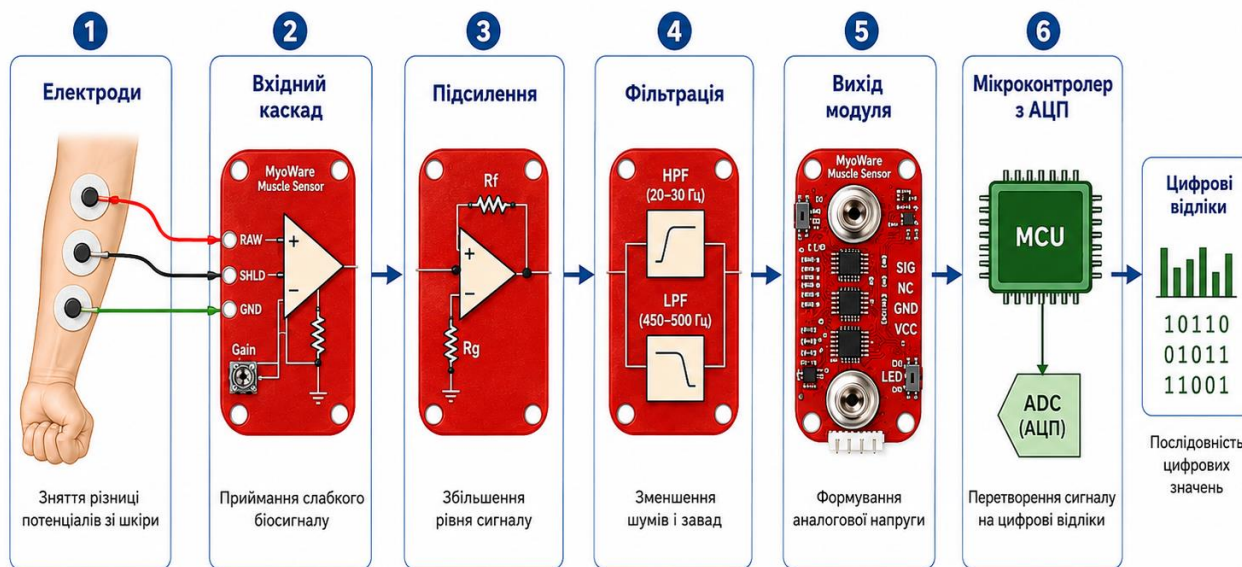


Рисунок 2.3 – Алгоритм роботи модуля MyoWare Muscle Sensor

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Під час підключення сенсорного модуля необхідно дотримуватися кількох практичних вимог. Вивід живлення модуля має бути підключений до стабільного джерела напруги, спільна земля сенсора та мікроконтролера повинна бути об'єднана, а аналоговий вихід – з'єднаний з відповідним входом АЦП [16]. Необхідно уникати випадкового переплутування ліній живлення та сигналу, оскільки це може призвести до некоректної роботи або пошкодження компонента. Також доцільно мінімізувати довжину сигнального провідника між сенсорним модулем і мікроконтролером, щоб зменшити вплив наведень.

Окрему увагу потрібно приділити розташуванню сенсорного модуля відносно електродів. Якщо модуль знаходиться занадто далеко від місця зняття сигналу, провідники можуть вловлювати додаткові завади, а рух руки під час експерименту може змінювати механічне положення контактів. Тому в конструкції прототипу бажано передбачити фіксацію сенсорного модуля поблизу досліджуваної ділянки або на окремій невеликій основі, яка зменшує натяг проводів і не заважає користувачу виконувати рухи [16].

Основні вимоги до сенсорного модуля, який використовується в системі, наведено в табл. 2.2.

Таблиця 2.2 – Вимоги до ЕМГ-сенсорного модуля

Вимога	Обґрунтування
Підтримка поверхневої реєстрації	Система орієнтована на безпечне неінвазивне зняття м'язової активності
Наявність аналогового виходу	Дає змогу підключити модуль до АЦП мікроконтролера
Сумісність з низьковольтним живленням	Забезпечує використання у складі компактного прототипу
Достатня чутливість до скорочення м'яза	Дозволяє відрізнити стан спокою від активного напруження
Простота підключення	Зменшує ймовірність помилок під час складання системи
Можливість роботи з накладними електродами	Забезпечує зручність проведення експериментів
Компактність	Полегшує розміщення модуля поблизу досліджуваного м'яза
Наявність документації	Спрощує інтеграцію з мікроконтролером та опис апаратної частини

З урахуванням наведених вимог сенсорний ЕМГ-модуль MyoWare Muscle Sensor є раціональним вибором для апаратної частини системи контролю активності м'язів. Надалі цей модуль розглядатиметься як основний елемент вимірювального тракту, до якого підключаються поверхневі електроди та мікроконтролерний модуль.

2.3 Вибір електродів та обґрунтування способу їх розміщення

Електроди є початковою ланкою апаратної частини комп'ютерної системи контролю активності м'язів, оскільки саме через них біоелектричний сигнал передається від поверхні тіла людини до сенсорного модуля [17]. Навіть за умови використання якісного ЕМГ-сенсора та мікроконтролера нестабільний контакт електродів зі шкірою може призвести до значних спотворень сигналу, появи шумів, випадкових викидів або втрати корисної інформації. Тому вибір електродів і правильне їх розміщення є важливим етапом проєктування апаратної частини системи [17].

Найбільш придатним варіантом для системи, що розробляється у кваліфікаційній роботі, є одноразові гелеві електроди типу Ag/AgCl (рис. 2.4).



Рисунок 2.4 – Електроди типу Ag/AgCl

Електроди, показані на рис. 2.4, широко використовуються для реєстрації біоелектричних сигналів, оскільки мають стабільні електричні характеристики,

забезпечують надійний контакт зі шкірою і зменшують перехідний опір між тілом людини та вимірювальною системою. Наявність контактного гелю покращує провідність і зменшує вплив дрібних нерівностей шкіри, що є особливо важливим при роботі зі слабкими біопотенціалами [17].

Порівняно з багаторазовими сухими електродами одноразові гелеві електроди є простішими. Сухі електроди можуть бути зручними для багаторазового використання, однак вони більш чутливі до якості притискання, руху шкіри та механічного зміщення.

Для реєстрації ЕМГ-сигналу використовується триелектродна схема підключення (рис. 2.5). Два електроди встановлюються в зоні досліджуваного м'яза та призначені для зняття різниці потенціалів, яка виникає під час м'язового скорочення. Третій електрод виконує роль опорного або заземлювального контакту. Його завдання полягає у стабілізації вимірювального тракту та зменшенні впливу спільних електричних завад. Така схема є типовою для поверхневої електроміографії та добре узгоджується з роботою готових ЕМГ-сенсорних модулів.

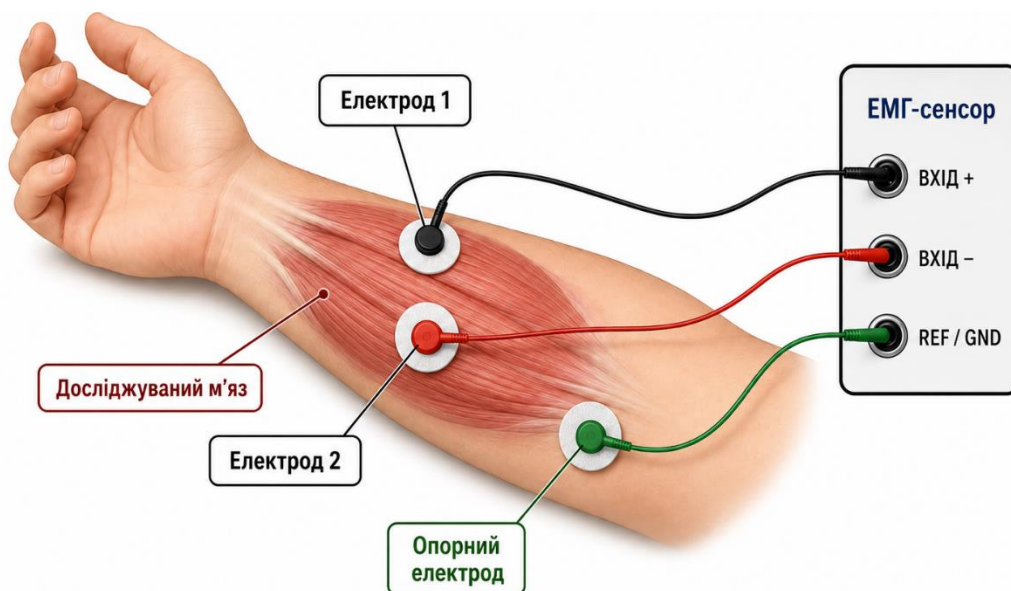


Рисунок 2.5 – Схема підключення електродів

У межах цієї роботи передбачається, що реєстрація сигналу виконується з м'язів передпліччя. Два активні електроди слід розміщувати вздовж напрямку

м'язових волокон над ділянкою, де під час скорочення м'яза спостерігається найбільш виражена активність. Для м'язів передпліччя такою ділянкою може бути зона на внутрішній або зовнішній поверхні руки, залежно від того, який рух планується контролювати. Якщо основним тестовим рухом є стискання кисті, електроди доцільно розташувати на ділянці згиначів передпліччя. При цьому потрібно уникати встановлення електродів безпосередньо на сухожиллях, кісткових виступах або ділянках, де шкіра активно зміщується під час руху.

Відстань між активними електродами має бути достатньою для зняття різниці потенціалів, але не надмірною, щоб не збільшувати ймовірність реєстрації активності сусідніх м'язів [18].

Опорний електрод розміщується на відносно електрично нейтральній ділянці тіла поблизу місця вимірювання. У випадку дослідження м'язів передпліччя таким місцем може бути ділянка біля ліктя, зап'ястя або інша зона, де активність досліджуваного м'яза проявляється менше. Основна вимога до опорного електрода полягає в тому, щоб він мав стабільний контакт зі шкірою та не зміщувався під час виконання руху. Його неправильне розміщення може призвести до збільшення шумів і нестабільності сигналу.

Перед встановленням електродів необхідно підготувати поверхню шкіри. Для цього ділянку вимірювання слід очистити від забруднень, залишків вологи або жиру. Якщо поверхня шкіри не підготовлена, контактний опір може збільшитися, а сигнал стане менш стабільним. Особливо це помітно при слабкому м'язовому напруженні, коли амплітуда корисного сигналу є невеликою [18].

Важливо також враховувати механічну фіксацію провідників. Навіть якщо електроди приклеєні достатньо надійно, рух з'єднувальних проводів може створювати додаткові артефакти. Це пояснюється тим, що під час руху змінюється натяг провідників, а разом з ним може змінюватися контакт електрода зі шкірою. Для зменшення такого впливу провідники бажано розміщувати так, щоб вони не тягнули електроди й не заважали виконанню контрольного руху. У простому прототипі частину проводів можна зафіксувати на руці або на робочій поверхні за допомогою м'якого кріплення.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У розроблюваному прототипі електроди виконують не лише роль контактних елементів, а й фактично визначають початкову якість усього вимірювального тракту. Якщо сигнал спотворюється вже на цьому етапі, подальше підсилення, оцифрування та програмна обробка не зможуть повністю усунути помилки вимірювання.

2.4 Обґрунтування вибору мікроконтролера для зчитування ЕМГ-сигналу

Мікроконтролер у комп'ютерній системі контролю активності м'язів виконує роль проміжної апаратної ланки між сенсорним ЕМГ-модулем і персональним комп'ютером. У кваліфікаційній роботі мікроконтролер не розглядається як автономний обчислювальний центр для складного аналізу біосигналів, а використовується як стабільний вузол зчитування та потокового передавання даних [19].

Для реалізації апаратної частини системи обрано модуль на базі ESP32. Такий вибір зумовлений поєднанням кількох важливих характеристик: наявністю аналогових входів, достатньою швидкістю, підтримкою USB-UART підключення до персонального комп'ютера, компактними розмірами, доступністю та можливістю подальшого розширення системи. Крім того, ESP32 має вбудовані засоби бездротового зв'язку, що створює резерв для майбутньої модифікації системи, хоча у базовій реалізації передавання даних доцільно виконувати через дротове USB-з'єднання [19].

ESP32 є мікроконтролерною платформою, яка поєднує обчислювальне ядро, периферійні інтерфейси, аналого-цифрові перетворювачі та засоби комунікації. У контексті цієї роботи особливий інтерес становить не стільки бездротова частина, скільки наявність АЦП, GPIO, UART та можливість стабільного обміну даними з персональним комп'ютером [19].

Вибір ESP32 також обґрунтовується його продуктивністю. Мікроконтролер має достатній запас швидкодії для регулярного опитування аналогового входу, формування цифрового потоку вимірювань і передавання даних через послідовний інтерфейс. Це важливо для системи реального часу,

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

оскільки ЕМГ-сигнал змінюється під час руху, і затримки або нерівномірність зчитування можуть погіршити якість подальшої візуалізації. Наявність апаратних таймерів і периферійних засобів дозволяє організувати періодичне зчитування сигналу з приблизно сталою частотою. На рис. 2.6 наведено мікроконтролер ESP32.



Рисунок 2.6 – Мікроконтролер ESP32

Однією з ключових характеристик ESP32 у цій системі є наявність вбудованого аналого-цифрового перетворювача. Саме АЦП забезпечує перетворення аналогової напруги з виходу ЕМГ-сенсора у цифрове значення.. При цьому потрібно враховувати, що аналогові входи ESP32 потребують коректного узгодження рівнів напруги, а вихід сенсорного модуля не повинен перевищувати допустимий діапазон входу мікроконтролера [19].

У розроблюваній системі використовується один аналоговий канал ESP32 для приймання сигналу з ЕМГ-сенсорного модуля. Вихід сенсора підключається до аналогового входу мікроконтролера, спільна земля сенсора та ESP32 об'єднується, а живлення компонентів організовується так, щоб уникнути небезпечних або нестабільних режимів. Така схема дає змогу отримати послідовність цифрових відліків, які відповідають зміні м'язової активності.

Під час вибору конкретної плати доцільно орієнтуватися на модуль ESP32 DevKit або сумісну плату на базі ESP32-WROOM-32. Такі плати зручні для прототипування, оскільки мають виведені контакти GPIO, стабілізатор живлення, USB-UART перетворювач і можливість програмування через USB. Це зменшує кількість додаткових компонентів і спрощує налагодження апаратної частини [19].

Особливістю використання ESP32 у цій роботі є те, що його функціональність застосовується вибірково. У попередніх проєктах ESP32 міг розглядатися як вузол керування освітленням, обміну даними через Wi-Fi, взаємодії з хмарними сервісами або Telegram-ботом. У цій системі роль контролера ESP32 полягає у тому, що він використовується як вузол аналого-цифрового перетворення біосигналу та стабільного передавання даних у реальному часі.

Важливою перевагою ESP32 є можливість подальшого розвитку системи. У базовій версії передавання ЕМГ-даних виконується через USB-UART, що забезпечує простоту, стабільність і мінімальні затримки. Однак на наступних етапах система може бути розширена за рахунок передавання даних через Wi-Fi або Bluetooth Low Energy. Це може бути корисним для створення мобільної або портативної версії комплексу, у якій користувач не буде фізично прив'язаний до персонального комп'ютера USB-кабелем. Наявність такої можливості є додатковою перевагою ESP32 порівняно з простішими мікроконтролерами [19].

Разом з тим під час використання ESP32 потрібно враховувати певні обмеження. Аналогові входи цього мікроконтролера мають особливості, пов'язані з діапазоном вимірюваної напруги, нелінійністю та чутливістю до шумів живлення. Тому для отримання стабільного результату необхідно забезпечити правильне підключення сенсорного модуля, використовувати спільну землю, уникати довгих сигнальних проводів і за потреби застосовувати програмне згладжування [19].

Основні характеристики ESP32, важливі для розроблюваної системи контролю активності м'язів, наведено в табл. 2.3.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						33
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таблиця 2.3 – Характеристики ESP32

Характеристика	Значення для розроблюваної системи
Наявність аналогових входів	Дає змогу підключити вихід ЕМГ-сенсорного модуля до АЦП мікроконтролера
Вбудований АЦП	Забезпечує перетворення аналогового ЕМГ-сигналу у цифрову послідовність
Достатня швидкодія	Дозволяє виконувати регулярне зчитування сигналу та формувати потік даних у реальному часі
Підтримка USB-UART на платах DevKit	Забезпечує зручне програмування та передавання даних на персональний комп'ютер
Наявність GPIO	Дає можливість підключати додаткові елементи, наприклад індикатор стану або кнопку запуску вимірювання
Підтримка Wi-Fi і Bluetooth/BLE	Створює можливість подальшого переходу до бездротової передачі даних
Компактні розміри плати	Полегшують розміщення контролера в складі лабораторного прототипу
Доступність документації та прикладів	Спрощує розроблення, налагодження та пояснення роботи апаратної частини

У межах запропонованої апаратної архітектури ESP32 взаємодіє з двома основними вузлами: ЕМГ-сенсорним модулем і персональним комп'ютером. З боку сенсора контролер приймає аналоговий сигнал, рівень якого змінюється залежно від м'язової активності. З боку комп'ютера ESP32 передає цифрові значення у вигляді послідовного потоку. Такий розподіл функцій дозволяє відокремити вимірювальний рівень від рівня програмного аналізу, що спрощує структуру системи та полегшує її налагодження.

Для забезпечення стабільного зчитування сигналу необхідно правильно вибрати аналоговий вхід ESP32. У практичній реалізації доцільно використовувати вхід, який не конфліктує з іншими службовими функціями плати та є зручним для підключення на макетній схемі. Також потрібно уникати використання контактів, які впливають на режим завантаження мікроконтролера, оскільки неправильне підключення до таких виводів може спричинити проблеми під час програмування або запуску пристрою [20].

Частота зчитування сигналу повинна бути достатньою для відображення змін ЕМГ-сигналу в реальному часі, але не надмірною, щоб не перевантажувати канал передавання даних. При реалізації системи передбачено режим

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		34

регулярного опитування аналогового входу з фіксованим часовим інтервалом. Це дозволяє отримати рівномірний потік відліків, який зручно відображати у вигляді графіка та використовувати для подальшого розрахунку інформативних ознак.

Таким чином, ESP32 забезпечує практичний баланс між простотою реалізації та можливістю подальшого розвитку системи. Для поточної роботи його використання обґрунтовується наявністю АЦП, підтримкою зручного підключення до ПК, достатньою швидкістю та компактністю.

2.5 Проєктування схеми підключення ЕМГ-сенсора до мікроконтролера

Після вибору сенсорного модуля, електродів та мікроконтролера необхідно визначити схему їх взаємного підключення. Саме схема підключення формує фізичний вимірювальний тракт, яким біоелектричний сигнал проходить від поверхні тіла людини до цифрової частини системи.

У розроблюваній системі загальна схема з'єднання апаратних компонентів має такий вигляд: два активні електроди та один опорний електрод підключаються до ЕМГ-сенсорного модуля; вивід живлення сенсора з'єднується з відповідним джерелом напруги; вивід GND сенсорного модуля об'єднується із землею ESP32; аналоговий вихід сенсора підключається до аналогового входу мікроконтролера. Такий спосіб з'єднання забезпечує спільний електричний рівень для сенсорної та цифрової частин системи, що є необхідною умовою коректного вимірювання аналогової напруги [20-22].

Для підключення аналогового сигналу до ESP32 доцільно використовувати один із входів ADC1, наприклад GPIO34, GPIO35, GPIO36 або GPIO39. Ці контакти призначені для аналогового зчитування і не використовуються як виходи, що зменшує ризик випадкового впливу мікроконтролера на сигнал сенсора. Крім того, використання ADC1 є зручним у випадку подальшого розширення системи, оскільки цей блок АЦП краще підходить для стабільного аналогового зчитування, ніж канали ADC2, які

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						35
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

можуть мати обмеження при одночасному використанні бездротових функцій ESP32.

У пропонованій конфігурації аналоговий вихід ЕМГ-сенсорного модуля підключається до входу GPIO34 мікроконтролера ESP32. Цей вхід є зручним для приймання сигналу, оскільки не впливає на режим завантаження плати та може використовуватися як окремий канал для оцифрування. При цьому необхідно перевірити, щоб рівень вихідної напруги сенсорного модуля не перевищував допустимий діапазон аналогового входу ESP32 [21].

Важливим елементом схеми є спільна земля. Вивід GND ЕМГ-сенсорного модуля обов'язково має бути з'єднаний із GND мікроконтролера ESP32. Без такого з'єднання аналоговий вхід мікроконтролера не матиме коректної опорної точки, а результати вимірювання можуть бути нестабільними або випадковими.

Живлення ЕМГ-сенсорного модуля організовано відповідно до його технічних характеристик. Якщо використовується сенсорний модуль, сумісний із напругою 3,3 В, його доцільно живити від стабілізованого виводу 3V3 плати ESP32 [21]. У такому випадку вихідний сигнал сенсора буде узгоджений із діапазоном аналогового входу мікроконтролера. Загальна схема підключення апаратних компонентів наведена на рис. 2.7.

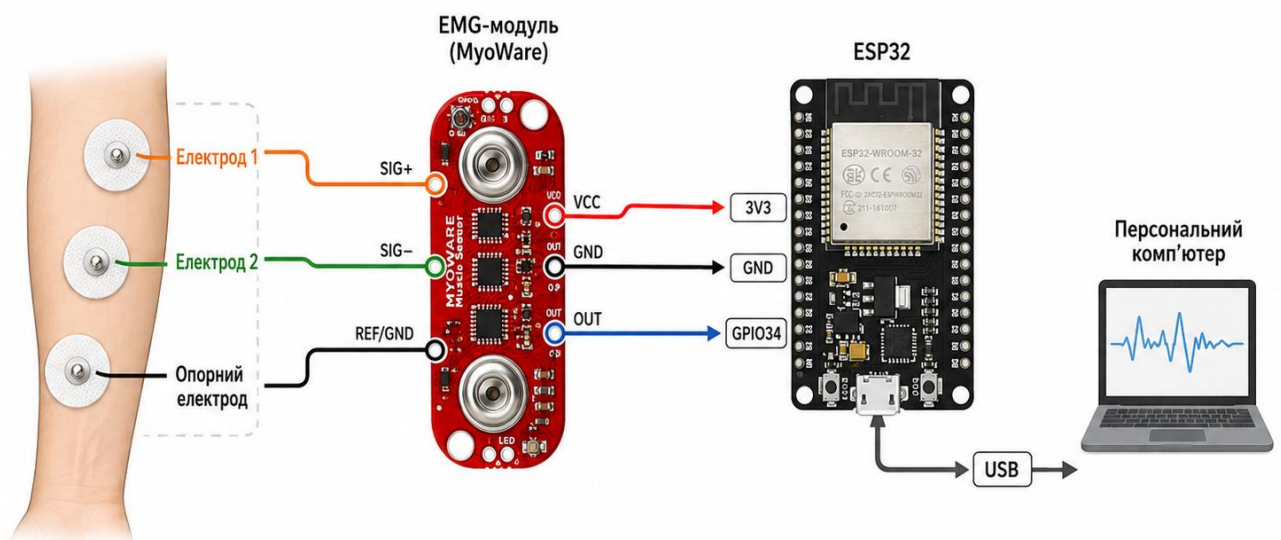


Рисунок 2.7 – Схема підключення ЕМГ-сенсорного модуля до ESP32

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

При складанні схеми чітко виділено три групи з'єднань: електродні, сигнальні та живильні. Електродні з'єднання забезпечують контакт між тілом людини та входами сенсорного модуля. Сигнальне з'єднання передає сформований аналоговий сигнал із виходу сенсора до ESP32. З'єднання живлення забезпечують роботу сенсорного модуля та мікроконтролера. Помилки у будь-якій із цих груп можуть призвести до нестабільної роботи системи або відсутності корисного сигналу [21].

Основні з'єднання між ЕМГ-сенсорним модулем та ESP32 наведено в табл. 2.4.

Таблиця 2.4 – Підключення ЕМГ-сенсорного модуля до ESP32

Вивід ЕМГ-сенсорного модуля	Підключення до ESP32 або іншого елемента	Призначення
VCC	3V3 ESP32 або інше стабілізоване живлення відповідно до характеристик сенсора	Живлення сенсорного модуля
GND	GND ESP32	Формування спільної землі для сенсора і мікроконтролера
OUT	GPIO34 ESP32	Передавання аналогового ЕМГ-сигналу на АЦП
SIG+	Перший активний електрод	Приймання одного потенціалу з досліджуваного м'яза
SIG-	Другий активний електрод	Приймання другого потенціалу для диференційного вимірювання
REF / GND electrode	Опорний електрод	Стабілізація вимірювання та зменшення впливу спільних завад
USB ESP32	Персональний комп'ютер	Живлення плати ESP32, програмування та передавання даних

Запропонована схема підключення є достатньо простою для реалізації і водночас відповідає вимогам до системи реального часу. Вона дозволяє отримати аналоговий сигнал із ЕМГ-сенсора, подати його на АЦП ESP32 та передати цифрові дані на персональний комп'ютер. Завдяки модульному характеру схеми окремі елементи можуть бути замінені або вдосконалені без зміни загального принципу роботи системи.

РОЗДІЛ 3 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ

3.1 Структура програмного забезпечення системи

Програмне забезпечення комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини призначене для організації зчитування ЕМГ-сигналу, передавання цифрових даних на персональний комп'ютер, їх первинної обробки, візуального відображення та збереження результатів експерименту. На відміну від апаратної частини, яка забезпечує фізичне отримання сигналу, програмна частина відповідає за перетворення потоку вимірювань у зручну для користувача форму. Саме завдяки програмному забезпеченню система може працювати в режимі реального часу, відображати зміну м'язової активності та формувати дані для подальшого аналізу [22].

Програмне забезпечення проектованої системи умовно можна поділити на дві взаємопов'язані частини: програма мікроконтролера ESP32 та програму персонального комп'ютера. Програма мікроконтролера виконує функції низькорівневого зчитування сигналу та формування потоку цифрових значень. Програма персонального комп'ютера приймає ці значення, виконує їх попередню обробку, відображає графік ЕМГ-сигналу та забезпечує запис експериментальних даних у файл. Такий поділ дозволяє розмежувати задачі апаратно наближеного рівня та задачі користувацького аналізу [22].

Програмна частина ESP32 повинна бути простою, стабільною і передбачуваною. Її основне завдання полягає у періодичному зчитуванні значень з аналогового входу, до якого підключено вихід ЕМГ-сенсорного модуля. Після кожного вимірювання отримане цифрове значення передається через послідовний інтерфейс до персонального комп'ютера. Для подальшої

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розроб.</i>		Логин Р.Т.			<i>Програмне забезпечення системи контролю активності м'язів людини</i>	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Перевірив.</i>		Луцків А.М.					38	
<i>Реценз.</i>		Стоянов Ю.М.				<i>ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42</i>		
<i>Н. Контр.</i>		Тиш Є.В.						
<i>Затверд.</i>		Осухівська Г.М.						

обробки важливо, щоб дані надходили рівномірно, без довгих пауз і без зайвих службових повідомлень, які могли б ускладнити їх приймання на ПК.

У базовому варіанті ESP32 виконує роль джерела цифрових відліків. За потреби на цьому рівні можуть бути реалізовані лише допоміжні дії: встановлення частоти зчитування, базове обмеження некоректних значень або додавання часової мітки. Основні операції згладжування, нормалізації, розрахунку інформативних ознак і побудови графіків доцільніше виконувати на персональному комп'ютері [23].

Програма персонального комп'ютера є центральною частиною користувацької взаємодії із системою. Вона повинна забезпечувати підключення до послідовного порту, приймання потоку даних від ESP32, перетворення отриманих рядків у числові значення, відображення сигналу в реальному часі та запис результатів вимірювання. Оскільки користувач має бачити зміну м'язової активності безпосередньо під час експерименту, програмний інтерфейс повинен оновлювати графік із достатньою частотою та не блокувати приймання нових даних.

Для реалізації програми персонального комп'ютера доцільно використати мову Python. Її перевагою є наявність бібліотек для роботи з послідовним портом, обробки числових даних, побудови графіків і збереження результатів у файл. Для приймання даних може бути використана бібліотека pyserial, для обробки масивів – numpy, для побудови графіків у реальному часі – matplotlib або pyplot, а для запису результатів а – стандартні засоби роботи з CSV-файлами [23].

До структури програмного забезпечення входить набір взаємопов'язаних програмних компонентів. Перший модуль відповідає за зчитування сигналу на ESP32. Другий модуль забезпечує передавання цифрових значень через послідовний інтерфейс. Третій модуль на персональному комп'ютері виконує приймання та перевірку даних. Четвертий модуль здійснює попередню обробку сигналу. П'ятий модуль відповідає за побудову графіка, а шостий – за запис результатів експерименту у файл.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

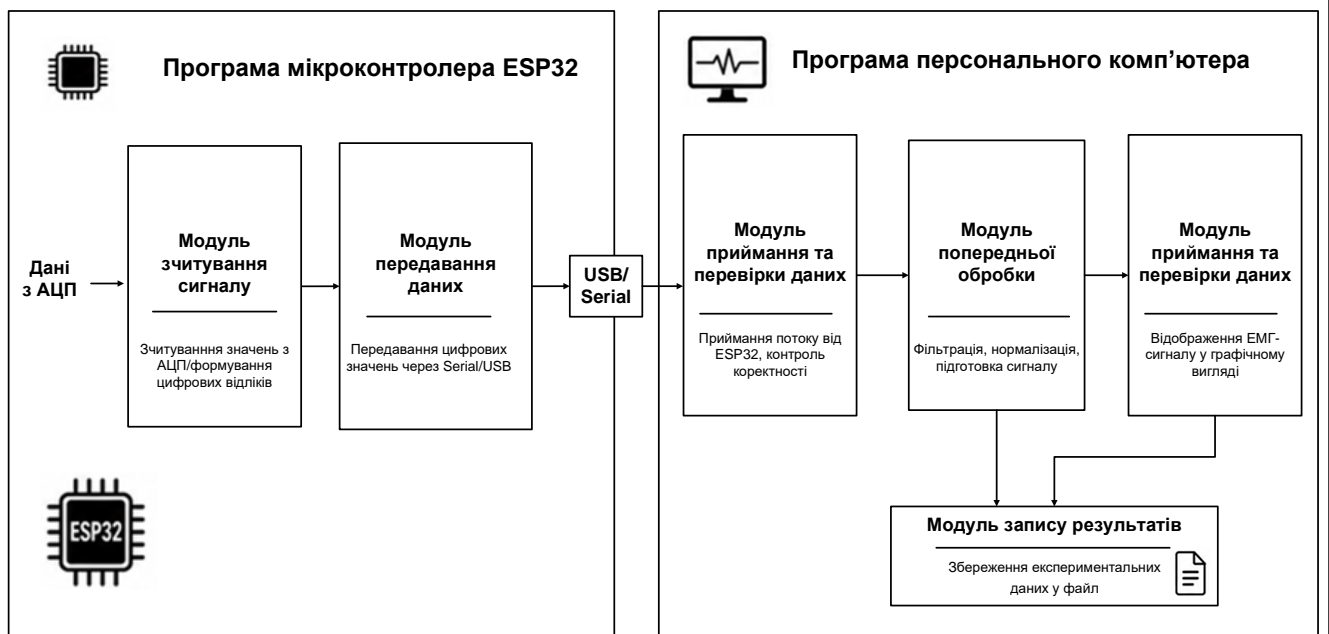


Рисунок 3.1 – Структура програмного забезпечення системи контролю активності м'язів

Запропонована структура дає змогу розробляти систему поетапно. Спочатку перевіряється зчитування значень на ESP32 та їх виведення у послідовний порт. Після цього реалізується приймання потоку даних на ПК. Далі додається графічне відображення, а після перевірки стабільності роботи – збереження результатів у файл і розрахунок параметрів сигналу. Такий підхід зменшує ризик помилок, оскільки кожен програмний модуль можна протестувати окремо.

Важливою вимогою до програмного забезпечення є підтримка режиму реального часу. У цій роботі під цим розуміється не жорсткий режим реального часу, характерний для критичних промислових або медичних систем, а можливість оперативного відображення зміни сигналу без помітної для користувача затримки. Програма повинна достатньо швидко приймати нові значення, додавати їх до буфера, оновлювати графік і за потреби записувати дані, не зупиняючи процес вимірювання.

Для роботи з потоком ЕМГ-даних використовується буферизація. Оскільки сигнал надходить у вигляді послідовності числових відліків, програма

на ПК повинна зберігати останній фрагмент даних у пам'яті. Саме цей фрагмент використовується для побудови графіка та обчислення поточних характеристик. Буфер має фіксований розмір, наприклад кілька сотень або кілька тисяч відліків. Коли надходять нові значення, старі поступово вилучаються з області відображення, що дає змогу підтримувати рухомий графік сигналу.

Окремим елементом програмної структури є модуль попередньої обробки. Його завдання полягає у підготовці сирих даних до візуального та кількісного аналізу [24]. На цьому етапі виконуються згладжування, приведення значень до зручного діапазону, видалення очевидних помилкових значень, розрахунок середнього рівня, максимального значення або середньоквадратичного показника на заданому часовому вікні.

Модуль візуалізації є важливим для системи, оскільки саме через нього користувач спостерігає зміну м'язової активності. Графік повинен оновлюватися динамічно та відображати останні значення сигналу.

Модуль запису даних забезпечує збереження результатів вимірювань для подальшого аналізу. Найпростішим і водночас зручним форматом є CSV-файл, у якому кожен рядок містить номер відліку, часову мітку та значення сигналу. За потреби до файлу можуть додаватися додаткові поля, наприклад позначка режиму експерименту: спокій, помірне напруження або сильне напруження. Такий формат легко відкривається у табличних редакторах і може бути використаний для побудови графіків або статистичного аналізу [25].

Основні програмні модулі системи та їх призначення наведено в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Програмні модулі системи контролю активності м'язів

Програмний модуль	Основне призначення	Рівень реалізації
Модуль зчитування сигналу	Періодичне отримання цифрових значень з аналогового входу	ESP32
Модуль передавання даних	Формування потоку значень і передавання через послідовний інтерфейс	ESP32
Модуль приймання даних	Зчитування рядків із послідовного порту та перетворення їх у числовий формат	Персональний комп'ютер

Програмний модуль	Основне призначення	Рівень реалізації
Модуль буферизації	Збереження останнього фрагмента сигналу для відображення й аналізу	Персональний комп'ютер
Модуль попередньої обробки	Згладжування, нормалізація та розрахунок базових ознак	Персональний комп'ютер
Модуль візуалізації	Побудова графіка ЕМГ-сигналу в реальному часі	Персональний комп'ютер
Модуль запису	Збереження експериментальних даних у CSV-файл	Персональний комп'ютер

Під час розроблення програмної структури важливо забезпечувати узгоджену роботу всіх модулів. Якщо мікроконтролер передає дані швидше, ніж програма ПК встигає їх приймати та відображати, можуть виникати затримки або накопичення даних у буфері послідовного порту. Якщо ж частота передавання буде занадто низькою, графік втратить плавність і частина динаміки сигналу не буде помітною. Тому параметри зчитування, передавання та оновлення графіка повинні підбиратися спільно [26].

Ще однією вимогою є стійкість до помилок у потоці даних. У реальних умовах програма може отримати неповний рядок, порожнє значення або символи, які не перетворюються у число. Тому модуль приймання повинен перевіряти коректність кожного отриманого значення і пропускати некоректні записи, не зупиняючи роботу всієї системи. Така перевірка підвищує стабільність програмного забезпечення під час тривалого експерименту.

Архітектура програмної системи орієнтована на подальше розширення функціональності. Наприклад, у майбутньому до неї можна додати класифікацію рухів, бездротове передавання даних, автоматичне визначення моменту скорочення м'яза або збереження результатів у базу даних. Тому модулі бажано розділяти за функціями: окремо приймання даних, окремо обробка, окремо візуалізація і запис.

3.2 Реалізація програми ESP32 для зчитування ЕМГ-сигналу

Програмне забезпечення, що функціонує на ESP32, реалізовано в середовищі Arduino IDE. Такий варіант спрощує розробку програми, оскільки дозволяє використовувати стандартні функції `analogRead()` для зчитування сигналу та `Serial.println()` для передавання значень на персональний комп'ютер. Для комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі реалізовано компактну програму, яка складається з ініціалізації послідовного порту, налаштування аналогового входу та циклічного зчитування даних (рис. 3.2).

```
const int emgPin = 34;
const int sampleDelayMs = 5;

void setup() {
  Serial.begin(115200);

  analogReadResolution(12);
  pinMode(emgPin, INPUT);

  delay(1000);
}

void loop() {
  unsigned long timeMs = millis();
  int emgValue = analogRead(emgPin);

  Serial.print(timeMs);
  Serial.print(";");
  Serial.println(emgValue);

  delay(sampleDelayMs);
}
```

Рисунок 3.2 – Програмний код зчитування та передачі даних з ЕМГ-модуля

У функції `setup()` виконується початкове налаштування мікроконтролера. Передусім відкривається послідовний порт зі швидкістю 115200 біт/с.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						43
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Така швидкість є достатньою для передавання потоку числових значень без помітних затримок. Далі задається роздільна здатність АЦП. Для ESP32 використовується 12-бітне представлення, при якому результат зчитування знаходиться в діапазоні від 0 до 4095. Це забезпечує оптимальну деталізацію зміни сигналу для побудови графіка та подальшого аналізу [26].

У функції loop() реалізується основний цикл роботи. На кожній ітерації програма зчитує значення з аналогового входу GPIO34, після чого передає його у послідовний порт у вигляді окремого рядка. Після передавання значення виконується коротка затримка, яка визначає період зчитування.

У наведеному на рис. 3.2 фрагменті програми змінна emgPin задає номер аналогового входу, до якого підключено вихід ЕМГ-сенсорного модуля. Змінна sampleDelayMs визначає інтервал між окремими вимірюваннями. Якщо встановлено затримку 5 мс, мікроконтролер виконує приблизно 200 зчитувань за секунду.

Функція analogReadResolution(12) задає 12-бітну роздільну здатність аналого-цифрового перетворення. У цьому випадку мінімальне значення відповідає нижній межі вимірюваного діапазону, а максимальне наближається до 4095. Отримане число не є безпосереднім значенням напруги у вольтах, але воно відображає відносну зміну рівня сигналу. Для задачі контролю м'язової активності цього достатньо, оскільки основний інтерес становить не абсолютна напруга, а зміна сигналу під час скорочення м'яза [26].

Передавання значень за допомогою Serial.println() забезпечує простий текстовий формат обміну. Кожне значення завершується символом переходу на новий рядок, тому програма персонального комп'ютера може читати потік даних рядок за рядком. Такий підхід зручний для налагодження, оскільки поточні значення можна переглядати безпосередньо у моніторі послідовного порту Arduino IDE. Крім того, цей формат легко обробляється засобами Python.

Для підвищення стабільності роботи програми можна передбачити усереднення кількох швидких вимірювань перед передаванням результату. Це дає змогу зменшити вплив випадкових короткочасних коливань аналогового входу. Наприклад, замість одного зчитування програма може виконати чотири

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

або вісім вимірювань, обчислити середнє значення та передати його на персональний комп'ютер. Такий спосіб не замінює повноцінну цифрову фільтрацію, але допомагає зробити потік даних менш шумним. Загальний алгоритм роботи програмного забезпечення, що функціонує на ESP32 подано на рис. 3.3.



Рисунок 3.3 – Блок-схема алгоритму роботи програми на ESP32

Отже, програмна реалізація ESP32 у цій системі базується на регулярному зчитуванні аналогового входу GPIO34, використанні 12-бітного АЦП та передаванні результатів через послідовний інтерфейс.

3.3 Розроблення програмного модуля приймання та попередньої обробки ЕМГ-даних на ПК

Програмний модуль персонального комп'ютера призначений для приймання, аналізу та візуалізації ЕМГ-сигналу, що надходить від ESP32. На цьому рівні система переходить від простого потоку числових значень до впорядкованих даних, які можна використовувати для побудови графіка, запису у файл та розрахунку характеристик м'язової активності [27].

Для реалізації програмного модуля запропоновано використати мову Python, оскільки вона має зручні засоби для роботи з послідовним портом, числовими масивами та графічним відображенням даних. У межах розроблюваної системи Python-програма виконує декілька основних дій: відкриває порт підключення ESP32, приймає рядки з даними, перетворює їх у числовий формат, відсіює некоректні значення, зберігає останній фрагмент сигналу в буфері та передає підготовлені дані до модуля візуалізації.

На відміну від програми ESP32, яка повинна бути максимально простою і стабільною, програма персонального комп'ютера виконує більшу кількість допоміжних операцій.

Початковим етапом роботи модуля є підключення до послідовного порту, через який надходять дані від ESP32. У програмі задаються назва порту та швидкість обміну. Після відкриття порту програма переходить до циклічного приймання даних [27].

Для приймання даних використано бібліотеку `pyserial`. Вона дозволяє відкривати послідовний порт, читати рядки з потоку та обробляти їх у програмі Python. Оскільки дані надходять безперервно, програмний модуль повинен працювати стійко навіть у випадку появи неповного або некоректного рядка. Така ситуація може виникнути під час запуску програми, повторного підключення ESP32 або короткочасного порушення обміну.

Фрагмент коду для відкриття порту та приймання значень проілюстрований на рис. 3.4.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

import serial

port_name = "COM3"
baud_rate = 115200

serial_port = serial.Serial(port_name, baud_rate, timeout=1)

while True:
    line = serial_port.readline().decode("utf-8", errors="ignore").strip()

    if not line:
        continue

    try:
        emg_value = int(line)
        print(emg_value)
    except ValueError:
        continue

```

Рисунок 3.4 – Фрагмент програмного коду зчитування даних з послідовного порта

Як видно з рис. 3.4, програма читає рядок із послідовного порту, видаляє зайві службові символи та перетворює отриманий текст у ціле число. Якщо рядок порожній або містить некоректні символи, він пропускається. Такий підхід дозволяє уникнути зупинки програми через випадкову помилку в потоці даних.

Якщо ESP32 передає не тільки значення сигналу, а й часову мітку, програмний модуль має розділяти рядок на окремі поля. Для цього зручно використовувати символ-розділювач, наприклад крапку з комою. У такому випадку перше поле відповідає часу вимірювання, а друге – значенню ЕМГ-сигналу. Це дає змогу надалі будувати графіки не лише за номером відліку, а й за реальною часовою шкалою. Обробку рядка з часовою міткою наведено на рис. 3.5.

					<i>КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ</i>	Арк.
						47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

line = serial_port.readline().decode("utf-8", errors="ignore").strip()

try:
    time_text, value_text = line.split(";")
    time_ms = int(time_text)
    emg_value = int(value_text)
except ValueError:
    pass

```

Рисунок 3.5 – Обробка рядка з часовою міткою

Після приймання та перевірки значення додається до внутрішнього буфера. Буфер потрібний для зберігання останнього фрагмента сигналу, який використовується для побудови графіка та розрахунку поточних характеристик.

Для організації буфера можна використати структуру deque з модуля collections. Її перевага полягає в тому, що вона автоматично обмежує кількість збережених елементів. Коли буфер заповнюється, найстаріші значення вилучаються, а нові додаються в кінець. Це дозволяє підтримувати фіксований розмір області відображення. Фрагмент, який реалізує дану функціональність, показано на рис. 3.6.

```

from collections import deque

buffer_size = 1000
emg_buffer = deque(maxlen=buffer_size)

emg_buffer.append(emg_value)

```

Рисунок 3.6 – Використання структури для роботи з буфером

Якщо частота зчитування становить приблизно 200 відліків за секунду, буфер на 1000 значень відповідає приблизно п'яти секундам сигналу. Такий часовий інтервал є зручним для спостереження за зміною м'язової активності під час коротких дій, наприклад стискання кисті, утримання напруження або розслаблення м'яза. За потреби розмір буфера може бути змінений відповідно до тривалості експерименту.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		48

Попередня обробка ЕМГ-даних у програмі ПК має бути достатньо простою, щоб не створювати затримок під час візуалізації. До базових операцій можна віднести перевірку допустимого діапазону значень, згладжування, визначення базового рівня, розрахунок максимального значення та середньоквадратичного показника на короткому часовому вікні. Ці дії не змінюють фізичної природи сигналу, але роблять його зручнішим для аналізу.

Перевірка діапазону потрібна для відсіювання очевидно некоректних значень. Оскільки при 12-бітному аналого-цифровому перетворенні значення повинні перебувати в межах від 0 до 4095, усі інші значення можна вважати помилковими. У разі їх появи програма не повинна додавати такі значення до буфера [27]. Це підвищує стабільність роботи модуля та запобігає появі різких штучних стрибків на графіку. Така перевірка показана рис. 3.7.

```
if 0 <= emg_value <= 4095:  
    emg_buffer.append(emg_value)
```

Рисунок 3.7 – Перевірка допустимого діапазону значень

Для зменшення випадкових короточасних коливань використано метод ковзного середнього. Він полягає в тому, що поточне згладжене значення обчислюється як середнє кількох останніх відліків (рис. 3.8).

```
def moving_average(values, window_size=5):  
    if len(values) < window_size:  
        return list(values)  
  
    result = []  
    data = list(values)  
  
    for i in range(len(data)):  
        start = max(0, i - window_size + 1)  
        window = data[start:i + 1]  
        result.append(sum(window) / len(window))  
  
    return result
```

Рисунок 3.8 – Функція ковзного середнього

Для кількісної оцінки активності м'яза доцільно розраховувати середньоквадратичне значення сигналу. Воно дає змогу оцінити енергетичний рівень сигналу на певному фрагменті та краще відображає зміну активності, ніж одиничний відлік. У програмі ПК цей показник обчислюється для останньої частини буфера або для окремого ковзного вікна, як показано на рис. 3.9.

```
import math

def calculate_rms(values):
    if not values:
        return 0

    square_sum = sum(value * value for value in values)
    return math.sqrt(square_sum / len(values))
```

Рисунок 3.9 – Функція обчислення середньоквадратичного значення сигналу

Крім показника енергії сигналу (середньоквадратичне значення сигналу), програмний модуль може визначати максимальне, мінімальне та середнє значення сигналу в межах поточного буфера. Ці параметри можуть відобразитися у графічному інтерфейсі або записуватися разом із експериментальними даними.

Загальну логіку роботи програмного модуля приймання та попередньої обробки ЕМГ-сигналів подано у вигляді алгоритму, представленого на рис. 3.10.

Спочатку програма встановлює з'єднання з послідовним портом. Далі вона циклічно читає рядки з потоку даних, перевіряє їхню коректність і перетворює у числові значення. Після цього значення додаються до буфера, а на основі буфера виконуються операції згладжування та розрахунку поточних характеристик. Підготовлені дані передаються до модуля візуалізації та, за потреби, до модуля запису.

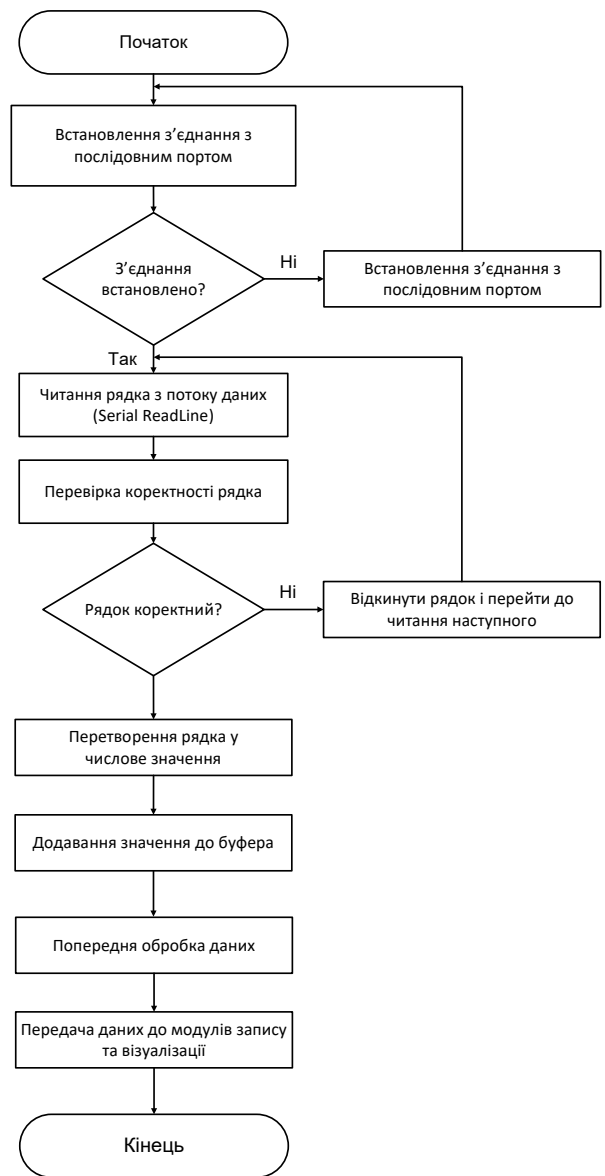


Рисунок 3.10 – Алгоритм роботи модуля зчитування даних з послідовного порта

Такий підхід дозволяє відокремити приймання даних від їх відображення. Це важливо для стабільної роботи програми, оскільки процес читання з порту не повинен зупинятися через перемальовування графіка або запис у файл.

Отже, програмний модуль приймання та попередньої обробки ЕМГ-даних на персональному комп'ютері забезпечує перехід від потоку сирих цифрових значень до структурованих даних, придатних для візуалізації, запису й аналізу. Його основними функціями є відкриття порту, приймання рядків, перевірка коректності, буферизація, згладжування та розрахунок базових характеристик сигналу.

3.4 Реалізація інтерфейсу користувача для візуалізації ЕМГ-сигналу

Для роботи з комп'ютерною системою контролю активності м'язів розроблено програмний інтерфейс користувача на мові Python [27]. Інтерфейс забезпечує підключення до мікроконтролера ESP32, запуск і зупинку приймання даних, відображення ЕМГ-сигналу в реальному часі, показ поточних числових параметрів та керування записом експериментальних даних. Такий підхід дає змогу працювати із системою без використання монітора послідовного порту Arduino IDE та забезпечує зручне спостереження за зміною м'язової активності.

Головне вікно користувацького інтерфейсу складається з кількох функціональних областей (рис. 3.11).

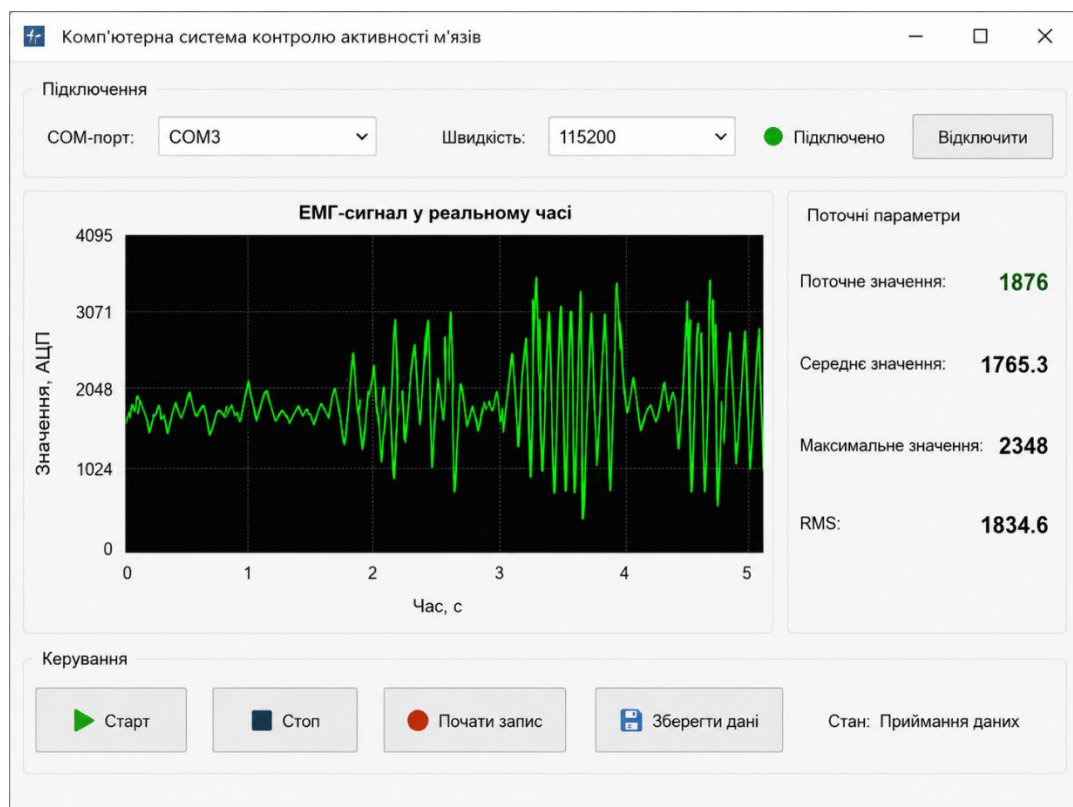


Рисунок 3.11 – Головне вікно користувацького інтерфейсу

У верхній частині розміщено елементи налаштування підключення: поле вибору COM-порту, поле швидкості обміну та кнопка підключення до ESP32. Центральну частину займає графік ЕМГ-сигналу, який оновлюється під час надходження нових даних.

У правій або нижній частині вікна розміщено блок поточних параметрів сигналу: останнє прийняте значення, середнє значення, максимальне значення та середньоквадратичне значення. Окремо передбачено кнопки запуску, зупинки та запису даних.

Після запуску програми користувач вибирає СОМ-порт, до якого підключена плата ESP32, і натискає кнопку «Підключити». Програма відкриває послідовний порт зі швидкістю 115200 біт/с і переходить у режим очікування даних. Після натискання кнопки «Старт» починається приймання значень ЕМГ-сигналу. Кожне коректне значення додається до внутрішнього буфера, після чого графік оновлюється у вікні програми.

Графік відображає останній фрагмент ЕМГ-сигналу. По горизонтальній осі відкладається час або номер відліку, а по вертикальній осі – цифрове значення АЦП ESP32 у діапазоні від 0 до 4095. Для зручності аналізу масштаб вертикальної осі зафіксовано. Завдяки цьому користувач бачить реальну зміну амплітуди сигналу, а не результат автоматичного масштабування графіка. У стані спокою графік має нижчий рівень коливань, а під час напруження м'яза амплітуда сигналу зростає.

Для відображення сигналу використовується буфер фіксованої довжини. Нові значення додаються в кінець буфера, а найстаріші автоматично вилучаються. У результаті на екрані постійно відображається актуальний фрагмент сигналу без перевантаження графіка зайвими даними [27].

Оновлення графіка виконується не після кожного окремого відліку, а через заданий інтервал часу. У програмі використано періодичне оновлення графічного вікна, що забезпечує плавне відображення сигналу та не блокує приймання даних із послідовного порту. Такий підхід підвищує стабільність роботи інтерфейсу, оскільки процес приймання даних і процес перемальовування графіка не заважають один одному. Фрагмент коду, який відповідає за оновлення графіка, наведено на рис. 3.12.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						53
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```
def update_plot():
    if not emg_buffer:
        return

    x_values = list(range(len(emg_buffer)))
    y_values = list(emg_buffer)

    line.set_data(x_values, y_values)

    axis.set_xlim(0, buffer_size)
    axis.set_ylim(0, 4095)

    current_value_label.config(
        text=f"Поточне значення: {y_values[-1]}"
    )

    average_label.config(
        text=f"Середнє: {sum(y_values) / len(y_values):.2f}"
    )

    max_label.config(
        text=f"Максимум: {max(y_values)}"
    )

    rms_label.config(
        text=f"RMS: {calculate_rms(y_values):.2f}"
    )

    canvas.draw_idle()
```

Рисунок 3.12 – Фрагмент коду оновлення графіку ЕМГ-сигналу

Блок числових параметрів призначений для швидкої оцінки поточного стану сигналу. Поточне значення показує останній прийнятий відлік. Середнє значення характеризує загальний рівень сигналу в межах буфера. Максимальне значення використовується для визначення пікової активності. Середньоквадратичне значення сигналу відображає енергетичний рівень сигналу на поточному часовому фрагменті [27]. Ці показники оновлюються разом із графіком і дають змогу кількісно порівнювати стан спокою, помірне напруження та сильне напруження м’яза.

У фрагменті на рис. 3.12, функція update_plot() отримує значення з буфера, оновлює дані графіка та перераховує числові параметри сигналу. Команда canvas.draw_idle() використовується для перемальовування графічної області без

повного блокування роботи програми. Це забезпечує достатню плавність відображення та дозволяє продовжувати приймання нових значень.

Для запуску приймання даних використовується окрема функція. Вона перевіряє, чи відкритий послідовний порт, після чого встановлює ознаку активного режиму роботи. Після натискання кнопки «Старт» програма починає регулярно читати значення з ESP32 та передавати їх до буфера, як показано на рис. 3.13.

```
def start_measurement():
    global is_running

    if serial_port is None or not serial_port.is_open:
        status_label.config(text="ESP32 не підключено")
        return

    is_running = True
    status_label.config(text="Приймання даних запущено")
```

Рисунок 3.13 – Функція активації режиму роботи системи

Кнопка «Стоп» зупиняє приймання даних, але не закриває програму. Це дає змогу тимчасово призупинити експеримент, переглянути поточний графік або виконати збереження результатів. Після повторного натискання кнопки «Старт» приймання даних продовжується.

На рис. 3.14 показано вікно налаштування підключення до мікроконтролера ESP32. Воно використовується перед початком приймання даних і дає змогу вибрати COM-порт, встановити швидкість передавання та задати таймаут очікування відповіді від пристрою [28].

Поле COM-порту призначене для вибору порту, який відповідає підключеній платі ESP32. Поле швидкості передавання встановлено на значення 115200 бод, що відповідає параметрам, заданим у програмі мікроконтролера. Поле таймауту визначає час очікування даних від пристрою.

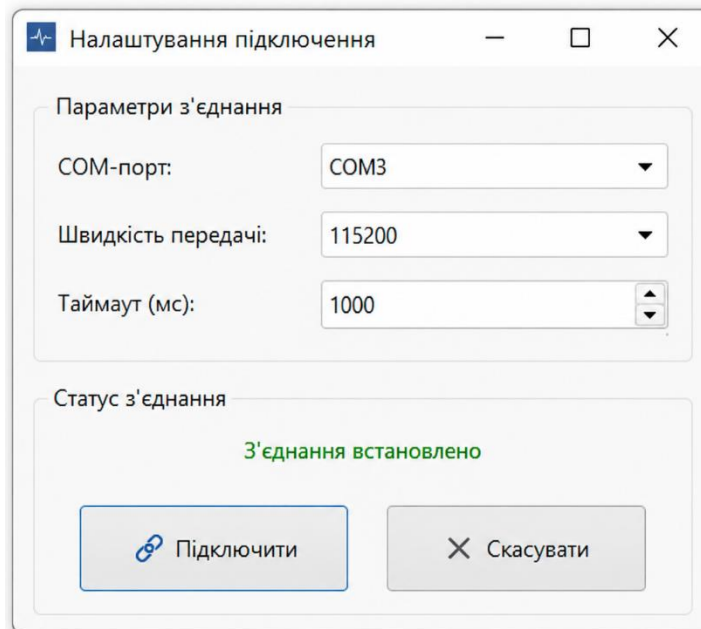


Рисунок 3.14 – Форма налаштування підключення

У нижній частині вікна розміщено індикатор статусу з'єднання та кнопки «Підключити» і «Скасувати». Після успішного встановлення з'єднання програма відображає повідомлення про готовність до приймання ЕМГ-даних.

На рис. 3.15 наведено вікно налаштування параметрів відображення графіка ЕМГ-сигналу. Воно призначене для зміни тривалості видимого фрагмента сигналу, меж вертикальної осі та інтервалу оновлення графіка.

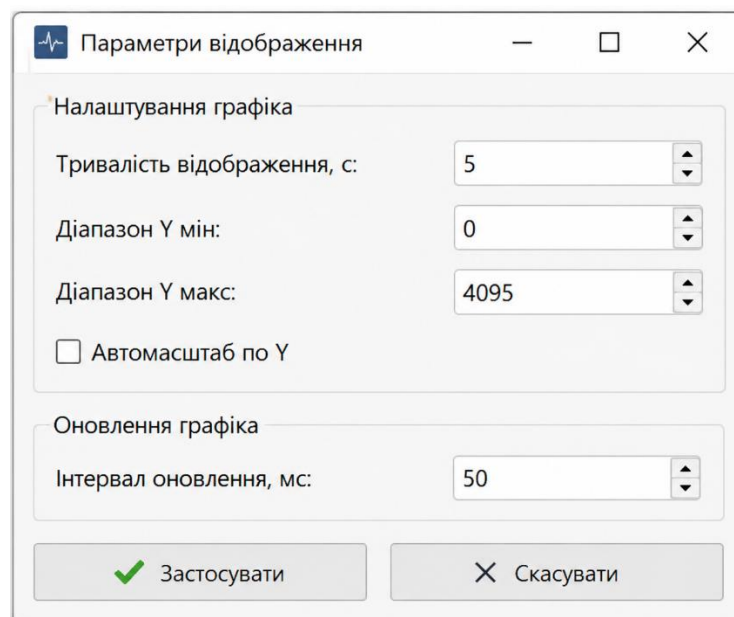


Рисунок 3.15 – Вікно налаштування параметрів відображення

Параметр «Тривалість відображення» визначає, скільки секунд сигналу одночасно показується у головному вікні програми. Поля «Діапазон Y мін» і «Діапазон Y макс» задають нижню та верхню межі шкали значень АЦП.

У конфігурації за замовчуванням використовується діапазон від 0 до 4095, що відповідає 12-бітному представленню даних. Прапорець «Автомасштаб по Y» дозволяє автоматично змінювати вертикальний масштаб залежно від поточного сигналу. Поле «Інтервал оновлення» задає період перемальовування графіка в мілісекундах. Після натискання кнопки «Застосувати» вибрані параметри використовуються для подальшого відображення сигналу.

На рис. 3.16 подано вікно запису експериментальних даних у файл. Це вікно використовується для вибору шляху збереження CSV-файлу, контролю стану запису, перегляду тривалості поточного запису та кількості збережених відліків.

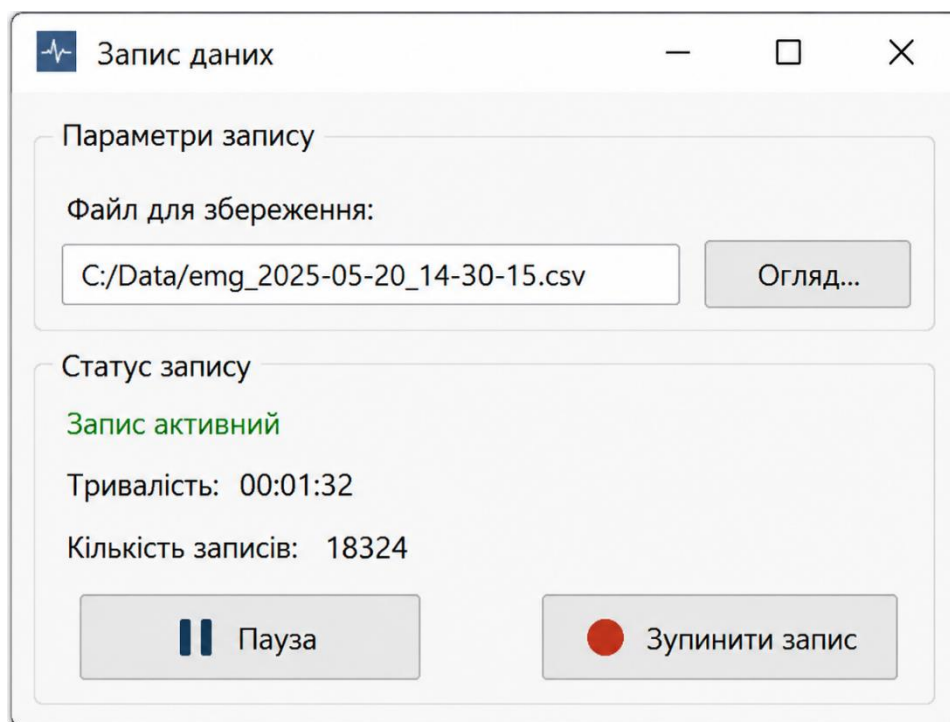


Рисунок 3.16 – Вікно налаштування параметрів запису ЕМГ-сигналу

У верхній частині вікна розміщено поле з назвою файлу, куди записуються прийняті ЕМГ-дані, а також кнопка «Огляд» для вибору місця збереження. У блоці статусу відображається поточний стан запису, тривалість експерименту та

кількість записаних значень. Кнопка «Пауза» дає змогу тимчасово призупинити збереження даних без завершення експерименту, а кнопка «Зупинити запис» завершує запис і фіксує отриманий файл. Така структура вікна забезпечує контроль процесу накопичення експериментальних даних і дає змогу підготувати їх до подальшого аналізу.

Інформаційне вікно програми представлено на рис. 3.17. Воно містить назву програмного забезпечення, номер версії, дату збірки, відомості про автора та короткий опис призначення системи.

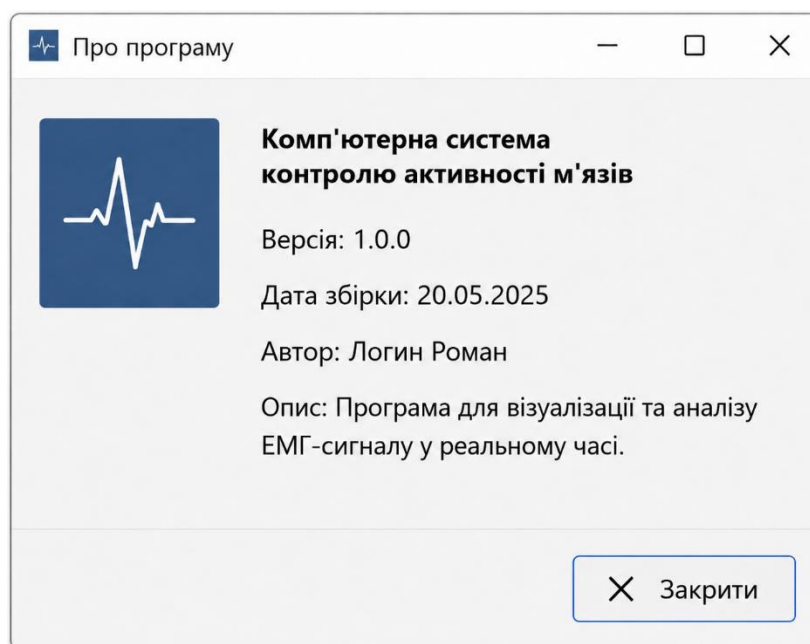


Рисунок 3.17 – Інформаційне вікно програми

Запропонований інтерфейс забезпечує повний цикл взаємодії користувача із системою. Інтерфейс користувача надає засоби візуалізації ЕМГ-сигналу в реальному часі та керування основними режимами роботи. Інтерфейс містить засоби підключення до ESP32, графік сигналу, числові показники активності, кнопки запуску, зупинки та запису даних. Така реалізація робить систему придатною для проведення експериментів і подальшого аналізу активності м'язів людини.

РОЗДІЛ 4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Фізіологічний вплив факторів існування на життєдіяльність людини

Людина – це складна біоенергетична система, життєдіяльність якої забезпечується на трьох рівнях: фізіологічному, психічному та соціальному.

На фізіологічному рівні людина виступає як представник тваринного світу і її розвиток підпорядковується усім відомим біологічним законам [28].

Фундаментальною властивістю живого організму є його відносна сталість, яка забезпечується певним, властивим цьому організмові, рівнем обміну речовин і енергії та характером перебігу життєво важливих процесів.

Обмін речовин – це складний ланцюг перетворень речовин в організмі, починаючи з надходження їх із навколишнього середовища і завершуючи видаленням продуктів розпаду.

В процесі обміну організм дістає речовини для будівельних цілей та енергію, яка витрачається на синтез специфічних для цього організму сполук, на підтримку постійної температури тіла, проведення нервових імпульсів та ін.

Для різних процесів життєдіяльності організму людини потрібно близько 10 500 кДж (2 500 ккал) на добу. Джерело її – енергія хімічних зв'язків молекул органічних речовин, які людина споживає з їжею. Для нормального функціонування організму щоденний раціон повинен містити шість основних складових: білки, жири, вуглеводи, вітаміни, мінеральні речовини та воду [28].

Отже, організм не можна відокремити від середовища, яке його оточує і забезпечує його існування. Єдиним об'єктивним критерієм впливу довкілля на організм людини є його реакції. Реакції організму, які дають змогу зберігати його відносну сталість в умовах значних коливань параметрів довкілля, називаються адаптаційними. Поки організм людини спроможний за допомогою адаптаційних

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розроб.</i>		Логин Р.Т.			Безпека життєдіяльності, основи охорони праці	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Перевірив.</i>		Луцків А.М.					59	
<i>Консульт.</i>		Сенчишин В.С.				ТНТУ, каф. КС, гр. СІ-42		
<i>Н. Контр.</i>		Тиш Є.В.						
<i>Затверд.</i>		Осухівська Г.М.						

реакції забезпечити стабільне функціонування, здоров'я людини перебуває в стані безпеки. Якщо ж організм потрапляє в умови, коли інтенсивність дії чинників довкілля перевищує його адаптаційні можливості, то виникає стан небезпеки для життя людини.

Отже, безпека життєдіяльності людини значною мірою залежить від реакції організму на зовнішні подразники, його можливостей уникати дії небезпечних чинників довкілля.

Енерговитрати сучасної людини різко скоротилися і, згідно з першою вимогою, скорочується споживання їжі. Однак зниження потреби в енергії не супроводжується відповідним зниженням потреби в інших життєво важливих харчових компонентах (вітамінах, мікро- та макроелементах). Оскільки джерелами енергії та інших біологічно активних речовин є одні і ті ж харчові продукти, то виникає певний дисбаланс: адекватний за енергетичною цінністю раціон не забезпечує потреби у вітамінах, мікроелементах та інших речовинах. З цієї причини треба дотримуватись рекомендацій дієтологів про додаткове споживання вітамінних препаратів з добавками мікроелементів хоча б у зимовий період року [28].

Режим харчування повинен забезпечувати ефективну роботу органів травлення, оптимальне засвоєння харчових продуктів і належний перебіг обмінних процесів.

Фізіологічно обґрунтованим є три–чотири разове харчування з інтервалами в 4–5 год. При триразовому харчуванні сніданок повинен забезпечувати 30% енергетичної цінності добового раціону, обід – 45% і вечеря – 25%. При чотириразовому харчуванні на перший сніданок повинно припадати 25%, на другий – 15%, на обід – 35% і вечерю – 25% добової енергетичної цінності харчування.

Під безпечним харчуванням розуміють відсутність токсичного, канцерогенного, мутагенного чи будь-якого іншого несприятливого впливу продуктів харчування на організм людини при споживанні у рекомендованих кількостях [28].

Продукти харчування стають небезпечними, якщо в них наявні:

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- хвороботворні мікроорганізми та продукти їхньої життєдіяльності – токсини;
- отрути тваринного та рослинного походження;
- отруйні гриби;
- важкі метали та миш'як;
- пестициди;
- нітрати, нітрити і нітрозаміни;
- радіонукліди;
- харчові добавки.

Якщо хвороботворні мікроорганізми та продукти їхньої життєдіяльності, отрути тваринного та рослинного походження, отруйні гриби мають природне походження, то всі інші забруднювачі харчових продуктів – важкі метали, пестициди, нітрати, нітрити, нітрозаміни, радіонукліди і харчові добавки мають антропогенне походження.

Хвороботворні мікроорганізми та продукти їхньої життєдіяльності, потрапляючи в організм із їжею людини, здатні викликати інфекційні захворювання і харчові отруєння. Серед харчових інфекцій та отруєнь мікробної етіології найчастіше трапляються:

- дизентерія, збудником якої є мікроорганізми, що належать до роду шигел;
- черевний тиф, збудником якого є черевнотифозна паличка;
- холера, збудник якої – холерні вібріони;
- сальмонельоз, збудник якого – сальмонели; гельмінтози, спричинені паразитичними червами;
- токсоінфекції, спричинені бактеріями роду протея, кишковими паличками, паличками цереус, парагемолітичними вібріонами, стрептококами (ентерококами);
- токсикози: бактеріальні, викликані стафілококами та ботулінічною паличкою, і мікотоксикози, що зумовлені токсинами мікроскопічних грибів.

Джерелом збудників бувають хворі люди, бактеріоносії, хворі тварини, корм для тварин, ґрунти тощо. Для харчових отруєнь характерним є короткий

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						61
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

інкубаційний період (2–24 год) і раптовий гострий початок з ознаками розвитку як місцевих процесів у шлунково-кишковому тракті, так із загальнотоксичними ознаками (головний біль, підвищена температура).

Чинники, які сприяють попаданню хвороботворних мікроорганізмів та продуктів їх життєдіяльності в організм:

- споживання продуктів харчування, одержаних від інфікованих тварин;
- інфікування продуктів харчування під час їх заготівлі;
- порушення умов зберігання та транспортування;
- порушення вимог кулінарної обробки;
- порушення термінів реалізації готової продукції;
- стан здоров'я працівників харчових підприємств (відсутність хворих та носіїв збудників хвороб).

Отрути тваринного та рослинного походження рідко потрапляють в організм людини. Можливе отруєння скумбрієвими рибами. М'ясо цих риб містить гістидин, який при порушенні умов і термінів зберігання перетворюється в отруту – заурин. Тимчасово, на час нересту ікра, молоко і печінка деяких риб (окуня, налима, щуки та ін.) можуть теж бути отруйними, хоча їхнє м'ясо є безпечним.

4.2 Характеристика небезпечних зон обладнання та розробка заходів безпеки

Процес експлуатації основного і допоміжного технологічного обладнання передбачає безпосередній тимчасовий або постійний контакт людини з органами контролю і управління обладнання. В цьому просторі людина може потрапляти під дію НШВФ. В техніці безпеки простір, в якому постійно або тимчасово діють небезпечні та шкідливі виробничі фактори, отримав назву небезпечних зон. Небезпечні зони поділяються на постійні і змінні. Постійні характеризуються незмінними розмірами у часі, змінні – змінюють розміри у часі [29].

Засоби захисту небезпечних зон поділяються на колективні і індивідуальні.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Коллективні засоби захисту небезпечних зон умовно розділяють на: огорожувальні, запобіжні, сигнальні, дистанційного управління.

Огорожувальні засоби бувають стаціонарними, знімними і переносними.

Стаціонарні – постійно закривають доступ до небезпечної зони і демонтуються при огляді, ремонті та обслуговуванні робочих органів обладнання. Це корпуси, кожухи, бар’єри, незнімні огороження тощо.

Знімні – встановлюються в місцях періодичного доступу до небезпечних зон і знімаються для виконання допоміжних операції (завантаження – розвантаження сировини в машинах періодичної дії, зміни інструменту, зміна картриджу тощо). Вони обов’язково блокуються з приводом робочих органів і забезпечують їх зупинку при зміні положення знімного огороження. Блокувальні пристрої бувають механічними, електричними, фотоелектричними, електромеханічними тощо [29].

Переносні огороження встановлюються на час виконання монтажних, ремонтних, будівельних та інших робіт.

Запобіжні пристрої забезпечують захист обладнання у автоматичному режимі від аварій і поломок та пов’язаних з цим вірогідністю травматизму. Запобіжні пристрої в залежності від відновлення працездатності обладнання підрозділяються на:

- з автоматичним включенням (запобіжний клапан, термореле та інші);
- з ручним включенням (електромагнітний вимикач, тепловий захист тощо);
- зі зміною слабкої ланки (штифти, які зрізуються; плавкі вставки; запобіжні мембрани тощо).

Сигнальні пристрої інформують працівників про роботу обладнання і виникаючих при цьому небезпечних і шкідливих виробничих факторах. Інформація буває оперативною, попереджувальною та іншою [29]. Доводиться до працюючих світлом, кольором, знаками, звуком або їх комбінацією. Вони широко застосовуються для контролю різних параметрів: рівня продукту, тиску, температури і вологості середовища, хімічного складу, вібрації, шуму тощо.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						63
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Дистанційне управління дозволяє усунути дію на людину вібрації, шуму, теплових випромінювань та інших небезпечних і шкідливих факторів. Воно широко розповсюджено на підприємствах харчової промисловості і в значній мірі поліпшує умови праці людини [29].

Індивідуальні засоби захисту використовують в тих випадках, коли використання колективних засобів захисту недостатньо або при їх відсутності. До них відносяться: глушники шуму, діелектричні рукавички, окуляри, протигази, хімічний одяг, кольчужні рукавички, каски і широкий клас інших засобів захисту.

Основне технологічне і допоміжне обладнання у виробничих приміщеннях розташовується і компонується у відповідності до галузевих норм технологічного проектування та галузевих правил з охорони праці.

Основні вимоги галузевих норм:

- послідовність розташування згідно технологічної схеми;
- максимальне забезпечення безпеки робіт;
- зручність налаштування, обслуговування, ремонту;
- забезпечення максимального значення коефіцієнта природного освітлення (КПО);
- забезпечення нормованих показників мікроклімату робочої зони і виробничих приміщень тощо.

Основні норми ширини проходів при розміщенні обладнання для магістральних (генеральних проходів) не менше 1,5 м; між обладнанням не менше 1,2 м; між стінами виробничих будівель і обладнанням не менше 1,0 м. Вони збільшуються на 0,75 м при однобічному розташуванні працюючих від проходів і не менш ніж на 1,5 м при двобічному розташуванні працюючих від проходів [29]. Ширина проїздів устанавлюється в залежності від виду транспорту, який використовується, з урахуванням радіуса його повороту. Для ремонту і обслуговування відстань від обладнання до стін повинна бути не менше 0,7 м.

Монтажні прорізи у перекриттях будівель повинні бути передбачені не менш ніж на 1 м більше габаритів змонтованого обладнання.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Основне технологічне та допоміжне обладнання повинно виготовлятися відповідно до наступних ергономічних вимог: антропометричних, психофізіологічних та естетичних.

Відповідність антропометричним вимогам визначається економією рухів, виключенням незручних поз, вибором параметрів конструкції з урахуванням антропометричних особливостей людини тощо [29].

Психофізіологічна відповідність базується на властивостях аналізаторів людини, які відповідають за взаємодію людини з об'єктами навколишнього середовища: зоровий, слуховий та шкірний [29].

Естетична відповідність визначається емоційним задоволенням людини від зорового сприйняття виробничого об'єкта за гармонійністю, пропорцією, кольором, масштабністю тощо.

Загальні вимоги безпеки щодо організації робочих місць:

- необхідні для роботи предмети розташовуються поруч з працівником;
- не слід захащувати робоче місце непотрібними предметами, заготовками й готовими деталями;
- робоче місце повинно мати необхідну оглядовість;
- більш небезпечне обладнання треба розташовувати вище менш небезпечного;
- засоби відображення інформації повинні бути розташовані в зонах інформаційного поля робочого місця;
- більш значуща інформація повинна виділятися від менш значущої тощо.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						65
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі розроблено комп'ютерну систему контролю активності м'язів людини в реальному часі. Розроблена система забезпечує повний цикл роботи з ЕМГ-сигналом: від зняття біоелектричної активності з поверхні шкіри до її цифрового представлення, візуалізації та збереження.

У першому розділі проаналізовано особливості електроміографічних сигналів як джерела інформації про м'язову активність людини. Обґрунтовано використання поверхневої електроміографії як безпечного та зручного підходу для створення апаратно-програмного прототипу.

У другому розділі виконано проєктування апаратної частини системи. Сформовано загальну архітектуру вимірювального тракту, яка включає поверхневі електроди, ЕМГ-сенсорний модуль, мікроконтролер ESP32 та персональний комп'ютер. Для реєстрації біоелектричної активності обґрунтовано використання сенсорного модуля MyoWare Muscle Sensor, зняття сигналу забезпечують одноразові гелеві електроди типу Ag/AgCl.

У роботі обґрунтовано вибір мікроконтролера ESP32 як центрального вузла апаратної частини. Розроблена схема підключення компонентів системи забезпечує взаємодію електродів, сенсорного модуля, ESP32 та ПК у межах єдиного вимірювального тракту.

У третьому розділі розроблено програмне забезпечення системи. Програмна частина поділена на два рівні: програму мікроконтролера ESP32 та програму персонального комп'ютера. Для ESP32 реалізовано програму зчитування ЕМГ-сигналу з аналогового входу, використання 12-бітного АЦП та передавання даних через послідовний інтерфейс. Для персонального комп'ютера розроблено програмний модуль приймання, перевірки, буферизації та попередньої обробки ЕМГ-даних.

Розроблено апаратно-програмний прототип комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі може застосовуватися для попереднього аналізу м'язової активності та подальшого вдосконалення в напрямі систем реабілітації, біомеханіки та людино-машинної взаємодії.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		66

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Жаровський Р.О., Луцик Н.С., Осухівська Г.М., Паламар А.М., Тиш Є.В. Методичні вказівки до виконання кваліфікаційної роботи бакалавра, розроблені у відповідності з освітньою програмою «Комп'ютерна інженерія» першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 123 «Комп'ютерна інженерія» галузі знань 12 «Інформаційні технології». Тернопіль: ТНТУ, 2024. 39 с.
2. Луцків А., Лупенко С., Пасічник В. Паралельні та розподільнені обчислення. Навчальний посібник. Львів: Видавництво «Магнолія 2006», 2024. 566 с.
3. Паламар М.І., Стрембіцький М.О., Паламар А.М. Проектування комп'ютеризованих вимірювальних систем і комплексів. Навчальний посібник. Тернопіль: ТНТУ. 2019. 150 с.
4. Павловський О.М. Мікроконтролери та мікропроцесорна техніка: лабораторний практикум. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. 104 с.
5. Денисюк В.О., Цирульник С.М. Мікропроцесорні системи управління: навч. посіб. Вінниця: ВНАУ, 2021. 204 с.
6. Цирульник С.М., Азаров О.Д., Крупельницький Л.В., Трояновська Т.І. Мікропроцесорна техніка: навч. посіб. Вінниця: ВНТУ, 2017. 143 с.
7. Сокол Є.І., Домнін І.Ф., Рисований О.М., Замаруєв В.В., Єресько О.В. Спеціалізовані мікроконтролерні системи. Теорія і практика: підручник. Харків: НТУ «ХП», 2007. 252 с.
8. Клименко І.А., Таранюк В.А., Ткаченко В.В., Каплунов А.В. Мікропроцесорні системи. Частина 1. Програмування для процесора Cortex M4: навч. посіб. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. 100 с.
9. Програмування вбудованих систем: навч. посіб. Кропивницький: ЦНТУ, 2023. 185 с.
10. Нікітчук А.В. Програмування вбудованих систем Інтернету речей: навч. посіб. Запоріжжя: ЗНУ, 2024. 140 с.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

11. Рисований О.М., Грушенко М.В. Цифрові пристрої та мікропроцесори. Архітектура та програмне забезпечення: навч. посіб. Харків: ХУПС, 2015. 384 с.

12. Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications / ed. by R. Merletti, D. Farina. Hoboken: Wiley-IEEE Press, 2016. 592 p.

13. SparkFun Electronics. Getting Started with the MyoWare 2.0 Muscle Sensor Ecosystem. URL: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/getting-started-with-the-myoware-20-muscle-sensor-ecosystem> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

14. SparkFun Electronics. MyoWare 2.0 Muscle Sensor. URL: <https://www.sparkfun.com/myoware-2-0-muscle-sensor.html> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

15. Espressif Systems. ESP32-WROOM-32 Datasheet. URL: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_data_sheet_en.pdf (дата звернення: 04.06.2026 р.).

16. Espressif Systems. ESP32 Technical Reference Manual. URL: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_technical_reference_manual_en.pdf (дата звернення: 04.06.2026 р.).

17. Антонюк В.І., Луцик Н.С., Паламар А.М. Комп'ютеризована IoT-система для аналізу споживання електроенергії у житлових приміщеннях. Актуальні задачі сучасних технологій : збірник тез доповідей XIV міжнародної науково-практичної конференції молодих учених та студентів (Тернопіль, 11-12 грудня 2025 року), Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2025. С. 225.

18. Voloshchuk A., Velychko D., Osukhivska H., Palamar A. Computer system for energy distribution in conditions of electricity shortage using artificial intelligence. CEUR Workshop Proceedings, 2nd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2024), Ternopil, Ukraine, June 12-14, 2024. Vol. 3742 P. 66-75.

19. Tysh Ie. Approach And Method Of Evaluation Of The General Reliability Indicator Of Computer Systems. International Scientific Journal Computer Systems And Information Technologies. Khmelnytskyi : Khmelnytskyi National University №3. 2021.P.74-80.

					КС КРБ 123.184.00.00 ПЗ	Арк.
						68
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

20. Palamar A., Palamar M., Osukhivska H. Real-time Health Monitoring Computer System Based on Internet of Medical Things. CEUR Workshop Proceedings, 3rd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP 2023), Ternopil, Ukraine, Opole, Poland, November 22–24, 2023. Vol. 3628. P. 106-115.

21. Yatsyshyn V., Pastukh O., Palamar A., Zharovsky R. Technology of relational database management systems performance evaluation during computer systems design. Scientific Journal of TNTU, Ternopil, Ukraine, 2023. Vol. 109, No 1. P. 54–65.

22. Arduino. Arduino IDE Documentation. URL: <https://docs.arduino.cc/software/ide/> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

23. Espressif Systems. Arduino Core for ESP32 Documentation. URL: <https://docs.espressif.com/projects/arduino-esp32/en/latest/> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

24. Python Software Foundation. Python 3 Documentation. URL: <https://docs.python.org/3/> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

25. pySerial. pySerial Documentation. URL: <https://pyserial.readthedocs.io/en/latest/> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

26. NumPy Developers. NumPy Documentation. URL: <https://numpy.org/doc/stable/> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

27. Matplotlib Developers. Matplotlib Documentation. URL: <https://matplotlib.org/stable/contents.html> (дата звернення: 04.06.2026 р.).

28. Катренко Л.А., Катренко А.В. Охорона праці в галузі комп'ютерингу. Львів: Магнолія-2006, 2012. 544 с.

29. Методичні вказівки для написання розділу «Безпека життєдіяльності, основи охорони праці» в кваліфікаційних роботах здобувачів освітнього рівня «бакалавр». Для студентів всіх форм навчання, рівень вищої освіти перший (бакалаврський) / укл.: О.Я. Гурик, І.Б. Окіпний. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2021. 20 с.

Додаток А
Технічне завдання

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії

Кафедра комп'ютерних систем та мереж

“Затверджую”

Завідувач кафедри КС

_____ Осухівська Г.М.

« 02 » лютого _____ 2026 р

КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА КОНТРОЛЮ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ
В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на 10 листках

Вид робіт:

Кваліфікаційна робота

На здобуття освітнього ступеня «Бакалавр»

Спеціальність 123 «Комп'ютерна інженерія»

«УЗГОДЖЕНО»

«ВИКОНАВЕЦЬ»

Керівник кваліфікаційної роботи

Студент групи СІ-42

_____ к.т.н., доц. Луцків А.М.

_____ Логин Р.Т.

« 02 » лютого _____ 2026 р.

« 02 » лютого _____ 2026 р.

Тернопіль 2026

1.1 Повна назва та її умовне позначення

Повна назва теми кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна система контролю активності м'язів людини в реальному часі».

Умовне позначення кваліфікаційної роботи: КС КРБ 123.184.00.00

1.2 Виконавець

Студент групи СІ-42, факультету комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії, кафедри комп'ютерних систем та мереж, Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, Логин Роман Тарасович.

1.3 Підстава для виконання роботи

Підставою для виконання кваліфікаційної роботи є наказ по університету (№4/9-188 від 24.04.2026 р.)

1.4 Планові терміни початку та завершення роботи

Плановий термін початку виконання кваліфікаційної роботи – 26.01.2026 р.

Плановий термін завершення виконання кваліфікаційної роботи – 21.06.2026 р.

1.5 Порядок оформлення та пред'явлення результатів роботи

Порядок оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу здійснюється у відповідності до чинних норм та правил ISO, ЕСКД, ЕСПД та ДСТУ.

Пред'явлення проміжних результатів роботи з виконання кваліфікаційної роботи здійснюється у відповідності до графіку, затвердженого керівником роботи.

Попередній захист кваліфікаційної роботи відбувається при готовності роботи на 90% , наявності пояснювальної записки та графічного матеріалу.

Пред'явлення результатів кваліфікаційної роботи відбувається шляхом захисту на відповідному засіданні ЕК, ілюстрацією основних досягнень за допомогою графічного матеріалу.

2 Призначення і цілі створення системи

2.1 Призначення системи

Комп'ютерна система контролю активності м'язів людини в реальному часі розробляється як апаратно-програмний комплекс для реєстрації, оцифрування, передавання, візуалізації та збереження електроміографічних сигналів. Система призначена для спостереження за зміною м'язової активності під час скорочення та розслаблення м'язів людини.

Система повинна забезпечувати зчитування ЕМГ-сигналу за допомогою поверхневих електродів, його первинне формування сенсорним модулем, аналого-цифрове перетворення мікроконтролером ESP32 та передавання цифрових даних на персональний комп'ютер. На комп'ютері дані відображаються у вигляді графіка в реальному часі, а також можуть зберігатися у файл для подальшого аналізу.

2.2 Мета створення системи

Метою створення комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі є розроблення апаратно-програмного рішення, яке забезпечує реєстрацію ЕМГ-сигналу, його передавання до персонального комп'ютера, візуалізацію у графічному вигляді та збереження експериментальних даних.

Для досягнення мети необхідно розв'язати такі задачі:

- проаналізувати особливості електроміографічних сигналів;
- визначити спосіб поверхневої реєстрації м'язової активності;
- обґрунтувати вибір ЕМГ-сенсорного модуля;
- обрати електроди та спосіб їх розміщення;
- обґрунтувати використання мікроконтролера ESP32;
- розробити схему підключення ЕМГ-сенсора до ESP32;

- реалізувати програму зчитування сигналу на ESP32;
- розробити програму персонального комп'ютера для приймання, обробки, візуалізації та запису ЕМГ-даних.

2.3 Характеристика об'єкту

Об'єктом проектування є комп'ютерна система контролю активності м'язів людини в реальному часі, яка виконує зчитування електроміографічного сигналу з поверхні шкіри, перетворення його у цифрову форму та передавання на персональний комп'ютер.

Система складається з апаратної та програмної частин. Апаратна частина забезпечує зняття сигналу з м'яза, його первинне формування, оцифрування та передавання. Програмна частина забезпечує приймання даних, перевірку коректності значень, буферизацію, попередню обробку, побудову графіка, розрахунок показників та збереження результатів.

До складу апаратної частини входять:

- поверхневі електроди типу Ag/AgCl;
- ЕМГ-сенсорний модуль MyoWare Muscle Sensor або сумісний модуль;
- мікроконтролер ESP32;
- USB-кабель для живлення та передавання даних;
- персональний комп'ютер;
- з'єднувальні провідники.

Мікроконтролер ESP32 виконує роль вузла зчитування та передавання даних. Він приймає аналоговий сигнал з ЕМГ-сенсора, виконує аналого-цифрове перетворення та передає цифрові значення на персональний комп'ютер через послідовний інтерфейс.

3.1 Вимоги до системи в цілому

Комп'ютерна система контролю активності м'язів повинна забезпечувати повний цикл роботи з ЕМГ-сигналом: від його зняття з поверхні шкіри до відображення та збереження результатів на персональному комп'ютері.

Основними вимогами до системи є:

- реєстрація ЕМГ-сигналу за допомогою поверхневих електродів;
- використання триелектродної схеми підключення;
- підсилення та первинне формування сигналу сенсорним модулем;
- зчитування аналогового сигналу мікроконтролером ESP32;
- використання аналого-цифрового перетворення;
- передавання даних на ПК через USB-UART;
- приймання цифрових значень у програмі персонального комп'ютера;
- перевірка коректності отриманих даних;
- відображення ЕМГ-сигналу в реальному часі;
- розрахунок поточного значення, середнього значення, максимального значення;
- збереження експериментальних даних у CSV-файл;
- забезпечення зручного інтерфейсу користувача;
- можливість запуску, зупинки та запису вимірювання;
- модульна структура апаратної та програмної частин.

Система повинна бути придатною для використання і попереднього дослідження м'язової активності.

3.1.1 Вимоги до способів та засобів зв'язку між компонентами системи

Обмін даними між компонентами системи повинен здійснюватися через прості та надійні інтерфейси, придатні для реалізації навчально-дослідного прототипу.

Взаємодія між компонентами повинна виконуватися такими способами:

- поверхневі електроди підключаються до входів ЕМГ-сенсорного модуля;

- аналоговий вихід ЕМГ-сенсора підключається до входу GPIO34 мікроконтролера ESP32;
- виводи GND сенсорного модуля та ESP32 об'єднуються;
- ESP32 підключається до персонального комп'ютера через USB;
- передавання даних виконується через послідовний інтерфейс;
- швидкість передавання даних становить 115200 біт/с;
- дані передаються у вигляді числових значень або рядків формату timeMs;emgValue.

З'єднання між компонентами повинні бути надійними, а сигнальні провідники – достатньо короткими для зменшення впливу завад.

3.1.2 Вимоги по діагностуванню системи

Діагностування системи повинно передбачати перевірку працездатності основних апаратних і програмних компонентів перед початком вимірювання.

Під час запуску системи повинні перевірятися:

- правильність підключення ESP32 до персонального комп'ютера;
- доступність СОМ-порту;
- відповідність швидкості передавання даних;
- наявність потоку числових значень від ESP32;
- коректність зчитування аналогового входу GPIO34;
- наявність реакції сигналу на скорочення м'яза;
- можливість відображення графіка у програмі ПК;
- можливість запису даних у файл.

У разі помилки програма повинна виводити повідомлення про відсутність підключення, неправильний СОМ-порт, некоректні дані або неможливість запису файлу.

3.1.3 Перспективи розвитку, модернізація системи

Перспективи розвитку системи пов'язані з підвищенням зручності використання, розширенням функцій аналізу та переходом до більш автономного режиму роботи.

Основними напрямками модернізації є:

- реалізація бездротового передавання ЕМГ-даних через Wi-Fi або Bluetooth;
- додавання автономного живлення для портативного використання;
- використання декількох ЕМГ-каналів для одночасного контролю кількох м'язів;
- розширення набору інформативних ознак сигналу;
- реалізація автоматичного визначення моменту скорочення м'яза;
- додавання класифікації рухів;
- збереження результатів у базу даних;
- створення веб-інтерфейсу або мобільного застосунку для перегляду даних.

Подальше вдосконалення системи може бути спрямоване на використання у задачах біологічного зворотного зв'язку, навчальних лабораторних стендах, реабілітаційних дослідженнях і людино-машинній взаємодії.

3.1.4 Вимоги до надійності системи

Система повинна забезпечувати стабільне зчитування, передавання, відображення та збереження ЕМГ-даних під час проведення експерименту.

Надійність системи повинна забезпечуватися такими засобами:

- використанням низьковольтного живлення;
- стабільним USB-підключенням ESP32 до персонального комп'ютера;
- надійним контактом електродів зі шкірою;
- перевіркою допустимого діапазону значень АЦП;
- пропуском некоректних або неповних рядків даних;
- буферизацією поточного фрагмента сигналу;
- можливістю зупинки і повторного запуску приймання даних;
- збереженням результатів у файл після завершення експерименту.

Програмне забезпечення повинно продовжувати роботу при появі окремих некоректних рядків у потоці даних. Некоректні значення не повинні призводити до аварійного завершення програми.

3.1.5 Вимоги до функцій системи

Комп'ютерна система контролю активності м'язів повинна забезпечувати такі функції:

- запуск програми персонального комп'ютера;
- вибір СОМ-порту;
- встановлення швидкості передавання даних;
- підключення до ESP32;
- зчитування ЕМГ-сигналу з аналогового входу мікроконтролера;
- передавання цифрових значень на персональний комп'ютер;
- приймання рядків даних у програмі ПК;
- перевірку коректності отриманих значень;
- збереження останнього фрагмента сигналу у буфері;
- відображення графіка ЕМГ-сигналу в реальному часі;
- розрахунок поточного, середнього, максимального значення та RMS;
- запуск і зупинку приймання даних;
- запуск і зупинку запису експериментальних даних;
- збереження результатів у CSV-файл;
- відображення інформації про стан підключення та режим роботи програми.

Мікроконтролер ESP32 повинен виконувати такі задачі:

- ініціалізувати послідовний порт;
- налаштувати аналоговий вхід GPIO34;
- зчитувати значення АЦП;
- формувати рядок даних;
- передавати значення через Serial;
- працювати з фіксованим інтервалом між вимірюваннями.

3.1.6 Вимоги до апаратного забезпечення

Апаратне забезпечення системи повинно бути доступним, сумісним між собою та достатнім для реалізації прототипу системи контролю активності м'язів.

Основними апаратними компонентами системи повинні бути:

- мікроконтролер ESP32 DevKit або сумісна плата на базі ESP32;
- ЕМГ-сенсорний модуль MyoWare Muscle Sensor або сумісний модуль;
- одноразові поверхневі електроди Ag/AgCl;
- USB-кабель для підключення ESP32 до ПК;
- персональний комп'ютер або ноутбук;

- з'єднувальні провідники;
- елементи фіксації електродів і проводів.

9

Апаратна частина повинна забезпечувати зняття ЕМГ-сигналу, його первинне формування, подання на аналоговий вхід ESP32 та передавання цифрових даних на персональний комп'ютер.

3.1.7 Вимоги до програмного забезпечення

Програмне забезпечення системи повинно мати модульну структуру та складатися з програми мікроконтролера ESP32 і програми персонального комп'ютера.

Програма ESP32 повинна забезпечувати:

- ініціалізацію послідовного порту;
- налаштування аналогового входу;
- 12-бітне зчитування значень АЦП;
- передавання даних через Serial;
- роботу з періодом зчитування близько 5 мс.

Програма персонального комп'ютера повинна бути реалізована мовою Python і забезпечувати:

- підключення до COM-порту;
- приймання даних від ESP32;
- перевірку коректності рядків;
- буферизацію ЕМГ-сигналу;
- попередню обробку даних;
- розрахунок числових характеристик;
- побудову графіка сигналу в реальному часі;
- запис даних у CSV-файл;
- графічний інтерфейс користувача.

4 Вимоги до документації

Документація повинна відповідати вимогам ЄСКД та ДСТУ

Комплект документації повинен складатись з:

9

– пояснювальної записки; 10

– графічного матеріалу:

1 Принцип зняття електроміографічного сигналу м'язів.

2 Архітектура комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі.

3 Архітектура програмного забезпечення комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі.

4 Алгоритм роботи програмного забезпечення ESP32.

*Примітка: У комплект документації можуть вноситися міни та доповнення в процесі розробки.

5 Стадії та етапи проектування

Таблиця 1 – Стадії та етапи виконання кваліфікаційної роботи бакалавра

№	Назва етапу виконання кваліфікаційної роботи	Термін виконання
1	Розробка технічного завдання	26.01 – 02.02
2	Робота над першим розділом «Аналіз підходів та вимог до систем контролю активності м'язів людини в реальному часі»	03.02 – 15.02
3	Робота над другим розділом «Проектування комп'ютерної системи контролю активності м'язів людини в реальному часі»	20.04 – 25.04
4	Робота над третім розділом «Програмне забезпечення системи контролю активності м'язів людини»	26.04 – 05.05
5	Робота над четвертим розділом «Безпека життєдіяльності, основи охорони праці»	07.05 – 25.05
6	Оформлення пояснювальної записки і графічного матеріалу	26.05 – 7.06
7	Перевірка на академічний плагіат, перевірка керівником та консультантами	8.06 – 14.06
8	Попередній захист кваліфікаційної роботи бакалавра	15.06 – 21.06
9	Захист кваліфікаційної роботи бакалавра	24.06.2026

6 Додаткові умови виконання кваліфікаційної роботи

Під час виконання кваліфікаційної роботи у дане технічне завдання можуть вноситися зміни та доповнення.