

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

Магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Методи і засоби дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних
сигналів людини у процесі реабілітації

Виконав: студент 6 курсу, групи СІм-61
спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія»

(шифр і назва спеціальності)

Керівник

(підпис)

Коритко А.В.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Осухівська Г.М.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Луцик Н.С.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Осухівська Г.М.

(прізвище та ініціали)

Готович В.А.

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2025

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)

«17» листопада 2025 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

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

студенту Коритко Артему Володимировичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Методи і засоби дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів людини у процесі реабілітації

Керівник роботи Осухівська Галина Михайлівна, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «14» листопада 2025 року № 4/7-987

2. Термін подання студентом завершеної роботи 16 грудня 2025 р.

3. Вихідні дані до роботи Наукові літературні джерела, мова програмування C++

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

Вступ.

1. Аналіз наукових досліджень у сфері моніторингу електроміографічних сигналів

2. Методи та засоби дистанційного моніторингу електроміографічних сигналів

3. Реалізація системи дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

Висновки

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

1. Тема кваліфікаційної роботи, актуальність і мета дослідження

2. Завдання, об'єкт і предмет, наукова новизна і практична цінність дослідження

3. Метод дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів

4. Архітектура системи

5. Схема з'єднань

6. Алгоритм роботи системи

7. Результати

8. Висновки

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Охорона праці</i>	<i>Осухівська Г.М., зав.каф. КС</i>	<i>04.12.2025</i>	
<i>Безпека в надзвичайних ситуаціях</i>			

7. Дата видачі завдання 17.11.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Коритко А.В.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Осухівська Г.М.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Коритко А.В. Методи і засоби дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів людини у процесі реабілітації: робота на здобуття кваліфікаційного ступеня магістра: спец. 123 – комп'ютерна інженерія / наук.кер. Осухівська Г.М. Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2025.

Ключові слова: електроміографічні сигнали, дистанційний моніторинг, Інтернет речей, м'язова активність, мікроконтролер ESP32.

Кваліфікаційна робота присвячена розробленню методів і засобів дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини у процесі реабілітації. У роботі розглянуто сучасні підходи до вимірювання та цифрової обробки ЕМГ-сигналів, проведено моделювання процесу їх формування, визначено ключові фактори впливу на якість даних та обґрунтовано вибір оптимальних фільтраційних алгоритмів. Запропоновано удосконалений метод моніторингу, що поєднує локальну обробку сигналу на мікроконтролері з передаванням основних метрик через MQTT-протокол, що підвищує швидкодію та енергоефективність системи. Розроблено модель IoT-архітектури, яка структурує взаємодію сенсорного, комунікаційного та аналітичного рівнів для забезпечення надійного дистанційного контролю м'язової активності. Обґрунтовано вибір апаратних засобів, зокрема TTGO ESP32 та сенсора AD8232, визначено вимоги до системи та побудовано її архітектуру. Результати роботи підтверджують ефективність підходу та придатність системи для використання у реабілітаційних застосуваннях.

ANNOTATION

Korytko A.V. Methods and tools for remote IoT monitoring of human electromyographic signals during rehabilitation. Master's Graduation Thesis: speciality 123 – Computer engineering / supervisor Osukhivska H.M. Ternopil: Ternopil Ivan Puluj National Technical University, 2025.

Keywords: electromyographic signals, remote monitoring, Internet of Things, muscle activity, ESP32 microcontroller.

The qualification thesis is devoted to the development of methods and tools for remote IoT monitoring of human electromyographic signals during rehabilitation. The work examines modern approaches to EMG measurement and digital signal processing, performs mathematical modelling of EMG formation, and identifies key factors influencing data quality. An improved monitoring method is proposed, combining local signal processing on a microcontroller with transmission of calculated metrics via the MQTT protocol, which enhances system speed and energy efficiency. An IoT architecture model is developed to structure the interaction between the sensing, communication, and analytics layers, ensuring reliable remote control of muscle activity. The selection of hardware components – TTGO ESP32 and AD8232 sensor – is justified, system requirements are formulated, and a system architecture is constructed. The results demonstrate the effectiveness of the proposed approach and confirm the system's suitability for rehabilitation-oriented applications.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	7
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ У СФЕРІ ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЛЮДИНИ	11
1.1. Аналіз сфери застосування систем дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини.....	11
1.2. Фізіологічні основи електроміографічних сигналів	13
1.3. Огляд наукових досліджень у сфері моніторингу електроміографічних сигналів людини	15
1.4. Застосування технологій Інтернету речей у медичних системах моніторингу.....	19
1.5. Проблеми та напрями подальших досліджень	21
1.6. Висновки до розділу 1	22
РОЗДІЛ 2 МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЛЮДИНИ	23
2.1. Методи вимірювання та обробки електроміографічних сигналів	23
2.2. Математичне моделювання процесу формування та зчитування електроміографічних сигналів.....	27
2.3. Метод дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини.....	29
2.4. Модель IoT-архітектури для дистанційного моніторингу ЕМГ-сигналів.....	32
2.5. Теоретичне обґрунтування вибору апаратних та програмних засобів системи	34
2.6. Формулювання вимог до проєктованої системи моніторингу.....	36
2.7. Висновки до розділу 2	37
РОЗДІЛ 3 РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ДИСТАНЦІЙНОГО ІОТ МОНІТОРИНГУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЛЮДИНИ	39

3.1. Апаратна реалізація системи дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини.....	39
3.2. Алгоритм та програмне забезпечення системи	46
3.3. Інтеграція системи з хмарною IoT-платформою.....	53
3.4. Тестування розробленої системи.....	55
3.5. Висновки до розділу 3	57
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	59
4.1. Охорона праці	59
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях	62
ВИСНОВКИ.....	65
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	67
Додаток А Тези конференцій	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

АЦП аналогово-цифрове перетворення

ЕМГ електроміографія

ФВЧ фільтр високих частот

ФНЧ фільтр низьких частот

IoT (англ. Internet of Things) Інтернет речей

IoMT (англ. Internet of Medical Things) Інтернет медичних речей

API (англ. Application Programming Interface) інтерфейс прикладного програмування

BLE (англ. Bluetooth Low Energy) енергоефективний Bluetooth-протокол

RMS (англ. Root Mean Square) кореневе середньоквадратичне значення

ВСТУП

Актуальність роботи. Сучасний розвиток реабілітаційної медицини та телемедицини зумовлює зростаючу потребу у створенні ефективних систем моніторингу стану людини. Одним із ключових інформативних біомедичних сигналів, що використовується для оцінювання роботи м'язової системи, є електроміографічний (ЕМГ) сигнал. Аналіз ЕМГ дозволяє визначати рівень м'язової активності, динаміку відновлення після травм, ефективність реабілітаційних вправ та своєчасно виявляти відхилення у нервово-м'язовій регуляції. Разом із тим традиційні методи реєстрації та аналізу ЕМГ, які застосовуються в клінічних умовах, здебільшого орієнтовані на стаціонарне використання, потребують спеціалізованого обладнання та не забезпечують безперервного дистанційного контролю стану пацієнта.

Інтенсивний розвиток технологій Інтернету речей (IoT), мікроконтролерних платформ із вбудованими бездротовими модулями зв'язку, хмарних сервісів обробки даних та сучасних методів цифрової обробки сигналів створює передумови для побудови компактних, енергоефективних і масштабованих систем дистанційного моніторингу електроміографічних сигналів. Проте актуальною залишається проблема комплексної інтеграції методів вимірювання, попередньої обробки, аналізу та передачі ЕМГ-даних у реальному часі з урахуванням вимог до точності, надійності та зручності використання у процесі реабілітації.

Метою кваліфікаційної роботи є розроблення та дослідження методів і засобів дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів людини, орієнтованих на практичне застосування в умовах позаклінічного спостереження.

Завдання кваліфікаційної роботи:

- провести аналіз сучасних методів вимірювання та обробки електроміографічних сигналів;
- дослідити математичні моделі формування та зчитування ЕМГ-сигналів;
- розробити метод дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів людини;

- сформувати IoT-архітектуру системи дистанційного моніторингу ЕМГ-сигналів;
- розробити апаратні і програмні засоби для реалізації системи моніторингу електроміографічних сигналів;
- здійснити тестування прототипу системи з передаванням даних у хмарне середовище.

Об'єкт дослідження: процес дистанційного моніторингу електроміографічних сигналів людини.

Предмет дослідження: методи та засоби комп'ютеризованого IoT-моніторингу ЕМГ-сигналів людини у процесі реабілітації.

Методи дослідження: аналіз наукових джерел, математичне моделювання, експериментальні дослідження, методи цифрової обробки сигналів, порівняльний аналіз технічних рішень.

Наукова новизна дослідження:

1) Удосконалено метод дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів, який передбачає поєднання локальної обробки ЕМГ-сигналу з передаванням обчислених параметрів через MQTT-протокол у реальному часі, що забезпечує зменшення навантаження на мережу та підвищення швидкодії системи під час реабілітаційного моніторингу.

2) Отримала подальший розвиток модель IoT-архітектури для біомедичних систем, у якій вперше для даного типу задач структуровано взаємодію сенсорного, комунікаційного та аналітичного рівнів із урахуванням специфіки формування ЕМГ-сигналів, що дало змогу оптимізувати вибір апаратних засобів та параметрів передачі даних для підвищення точності і надійності моніторингу.

Практичне значення результатів кваліфікаційної роботи полягає у можливості застосування розроблених методів і засобів для створення доступних та ефективних систем дистанційного моніторингу м'язової активності людини у процесі реабілітації.

Публікації. Результати дослідження апробовано на XIV міжнародній науково-практичній конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі

сучасних технологій», XIII науково-технічній конференції «Інформаційні моделі, системи та технології», у вигляді тез конференцій.

Структура роботи. Робота складається з пояснювальної записки та графічної частини. Пояснювальна записка складається із вступу, 4 розділів, висновків, списку використаних джерел та додатку [1-3].

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ У СФЕРІ ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЛЮДИНИ

1.1. Аналіз сфери застосування систем дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини

Сучасний розвиток IoT технологій відкриває нові можливості для розроблення інтелектуальних систем медичного моніторингу, здатних здійснювати безперервний збір, передавання та аналіз біомедичних сигналів у реальному часі. Одним із ключових напрямів застосування таких технологій є дистанційний моніторинг ЕМГ сигналів людини, що дозволяє оцінювати стан та функціональну активність скелетних м'язів, а також контролювати процес відновлення рухових функцій під час реабілітації [4].

Електроміографічні сигнали відображають електричну активність, яка виникає в м'язових волокнах при їх скороченні, і є інформативним показником для оцінки нервово-м'язової взаємодії. Традиційно вимірювання ЕМГ здійснювалось у лабораторних або клінічних умовах із застосуванням стаціонарних систем, що обмежувало можливості постійного спостереження за пацієнтом. Використання IoT-технологій дозволило створити портативні та енергоефективні пристрої, які забезпечують збір, попередню обробку та передавання сигналів на віддалені сервери. Це створює нові можливості для телемедицини, дистанційної реабілітації та персоналізованого контролю стану пацієнтів [5].

Системи дистанційного моніторингу ЕМГ-сигналів широко застосовуються у реабілітаційній медицині, де вони дозволяють оцінювати ефективність відновлювальних процедур після травм, інсультів чи оперативних втручань. Вони використовуються для контролю активності певних груп м'язів під час виконання вправ, автоматичного регулювання навантаження, формування індивідуальних реабілітаційних програм. Завдяки можливості передавання даних у реальному часі,

лікар або реабілітолог може дистанційно відстежувати прогрес пацієнта, коригувати програму тренувань і своєчасно виявляти відхилення від норми.

Інший важливий напрям – керування роботизованими реабілітаційними пристроями, такими як екзоскелети, протези або роботизовані маніпулятори. ЕМГ-сигнали використовуються для розпізнавання намірів користувача щодо руху, що дозволяє реалізувати інтуїтивне керування. Інтеграція таких систем у середовище IoT дає можливість об'єднати кілька сенсорних пристроїв, забезпечити синхронізацію між різними каналами даних (ЕМГ, ЕКГ) та здійснювати аналітичну обробку на хмарних сервісах.

Сфера застосування дистанційного IoT моніторингу ЕМГ-сигналів також охоплює спорт і фітнес, де такі системи використовуються для аналізу рухової техніки, оцінки рівня втоми м'язів і оптимізації тренувального процесу. Завдяки IoT-підключенню дані можуть передаватися тренеру або медичному фахівцю для формування персоналізованих рекомендацій. Крім того, системи такого типу можуть застосовуватися в ергономіці – для моніторингу стану працівників, які виконують монотонну або фізично навантажену роботу, з метою запобігання професійним травмам і м'язовим перенапруженням.

Однак, недостатньо опрацьованими є питання адаптивної фільтрації сигналів у реальному часі, захисту персональних медичних даних при їх передаванні через мережу, енергоефективності сенсорних вузлів та точності класифікації м'язової активності в умовах динамічних рухів. Також важливим завданням є розробка уніфікованих методик калібрування систем для різних типів користувачів і сценаріїв реабілітації.

Проведений аналіз показує, що системи дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів є перспективним напрямом розвитку біомедичних технологій. Їх застосування сприяє підвищенню ефективності процесу реабілітації та забезпечує можливість безперервного контролю за станом пацієнта. Разом з тим, необхідність удосконалення методів обробки та передавання даних визначає актуальність подальших досліджень у цій сфері.

1.2. Фізіологічні основи електроміографічних сигналів

Електроміографічні сигнали відображають електричну активність, яка виникає у скелетних м'язах під час їх скорочення. Природа цієї активності зумовлена фізіологічними процесами, що відбуваються на рівні окремих м'язових волокон і моторних одиниць. Кожна моторна одиниця складається з мотонейрона та м'язових волокон, які він іннервує. Під час передачі нервового імпульсу через синапс виникає локальна зміна електричного потенціалу мембрани волокна, що спричиняє деполяризацію та скорочення м'яза. Сумарна електрична активність усіх активованих волокон формує потенціал дії моторної одиниці. Саме сукупність цих потенціалів, зареєстрованих з поверхні шкіри або безпосередньо з м'яза, і є джерелом електроміографічного сигналу.

Процес генерації ЕМГ-сигналів залежить від кількості активованих моторних одиниць, частоти їх активації та просторового розташування волокон відносно електродів. Під час слабких м'язових скорочень активується невелика кількість моторних одиниць із низькою частотою збудження, тоді як при інтенсивному навантаженні – більше одиниць із вищою частотою. Таким чином, електроміографічний сигнал є сумою багатьох потенціалів дії, що перекриваються в часі та просторі, утворюючи складну стохастичну форму [6].

Основними параметрами ЕМГ-сигналів є амплітуда, частота та форма хвилі (рис. 1.1). Амплітуда сигналу, що зазвичай знаходиться в межах від 50 мкВ до 5 мВ, відображає рівень активності м'яза і корелює з кількістю активованих моторних одиниць. Частотний спектр ЕМГ-сигналів зазвичай розташований у діапазоні від 20 до 500 Гц, причому основна енергія припадає на частоти 50–150 Гц. Форма сигналу є нерегулярною та квазірівномірною, оскільки відображає сумарну активність великої кількості незалежних джерел. Аналіз цих параметрів дає змогу оцінювати стан м'язової системи, ступінь втоми, ефективність реабілітаційних процедур та координацію рухів.

На якість і достовірність електроміографічних сигналів впливають як фізичні, так і фізіологічні фактори. До фізичних належать властивості електродів,

контакт із шкірою, товщина підшкірно-жирового шару, електропровідність тканин та наявність зовнішніх електричних перешкод. Для мінімізації впливу цих чинників застосовуються спеціальні електроди зі стабільним гальванічним контактом, обробка шкіри перед накладанням сенсорів, а також екранізація кабелів і диференційна схема підсилення сигналу.

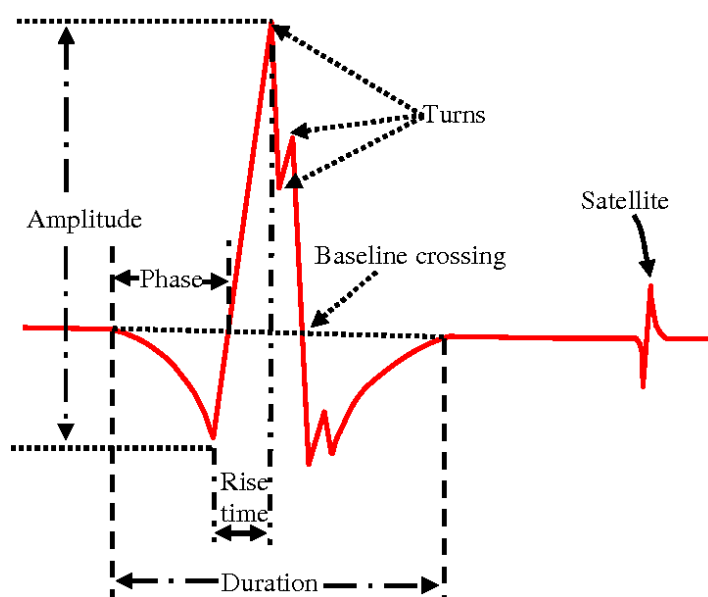


Рис. 1.1. Основні параметри ЕМГ-сигналу

Фізіологічні фактори охоплюють індивідуальні особливості м'язової структури, рівень гідратації, температуру тіла, втому м'язів та емоційний стан людини. Наприклад, втома призводить до зниження середньої частоти спектра ЕМГ, що пояснюється сповільненням проведення потенціалів по мембранах волокон. Крім того, зміни температури впливають на амплітуду та тривалість потенціалів дії. Тому при проведенні електроміографічних вимірювань важливо дотримуватися стабільних фізіологічних і зовнішніх умов, а також враховувати індивідуальні відмінності пацієнтів.

Отже, ЕМГ-сигнал є складним біоелектричним процесом, що відображає інтегральну діяльність нервово-м'язової системи. Розуміння фізіологічної природи його виникнення, а також факторів, що впливають на якість сигналів, є основою для коректного вимірювання, обробки та інтерпретації даних у системах комп'ютеризованого моніторингу м'язової активності людини під час реабілітації.

1.3. Огляд наукових досліджень у сфері моніторингу електроміографічних сигналів людини

Дослідження електроміографічних сигналів та їх застосування в реабілітаційних системах є інтердисциплінарною галуззю, що поєднує біомедицину, сенсорну електроніку, алгоритми обробки сигналів та методи штучного інтелекту. Так, у низці оглядових робіт систематизовано підходи до апаратного забезпечення збору ЕМГ, вимог до електродів, способів боротьби з шумом (артефакти руху, перехресні перешкоди) та класичних алгоритмів виділення ознак у часовій та спектральній областях. Ці висновки відображені в роботах-оглядах останніх років, які підкреслюють потребу у стандартизації протоколів запису та валідації даних для практичних застосунків у реабілітації [6].

Фундаментальні методи обробки ЕМГ описані в класичних оглядах, де розглядаються методи детекції, фільтрації, декомпозиції та виділення характеристик. Ряд публікацій містять огляд класичних підходів до аналізу ЕМГ, що і досі служить базою для вибору методів попередньої обробки та виділення ознак, а сучасні публікації розширюють цей набір за рахунок вейвлетних та адаптивних методів для поліпшення співвідношення сигнал/шум. Аналіз літератури показує, що комбінування часових та часо-частотних ознак часто дає кращі результати класифікації у порівнянні з використанням тільки однорідних ознак, однак вибір оптимального набору ознак залишається предметом експериментальних досліджень [7].

Окрема група публікацій присвячена застосуванню методів машинного навчання та глибинного навчання для розпізнавання жестів та інтенцій на основі ЕМГ, які безпосередньо спрямовані на керування протезами і реабілітаційними пристроями. Роботи останніх років демонструють значне підвищення точності класифікації при застосуванні глибоких нейронних мереж та згорткових архітектур, здатних працювати з «сирими» сигналами або з мінімальним попереднім вилученням ознак. Проте багато досліджень [8] відмічають проблему

узагальнення моделей на нових користувачах та стійкість до зміни положення електродів – це критично для клінічних та побутових реабілітаційних застосувань.

Що стосується прикладних оглядів у сфері реабілітації, кілька робіт спеціалізуються на аналізі реальних систем для контролю протезів та реабілітаційних тренажерів. В таких статтях автори аналізують структуру схем розпізнавання та роблять висновок про практичні труднощі при впровадженні в реальному середовищі (час затримки, енергоспоживання, необхідність наявності тренувальних даних від ампутантів). Ці публікації підкреслюють потребу у легких, енергоефективних та адаптивних алгоритмах для вбудованих IoT портативних платформ.

У галузі апаратних рішень та портативних пристроїв помітний тренд на інтеграцію ЕМГ-електродів з гнучкими матеріалами, текстильними сенсорами та бездротовими інтерфейсами для IoT-застосувань. Останні огляди і експериментальні роботи показують прогрес у створенні еластичних/вбудованих електродів, які підвищують комфорт, зменшують артефакти та дозволяють здійснювати довготривалі записи у побутових умовах. Проте питання стабільності контакту та калібрування пристрою під конкретного користувача залишаються відкритими. Особливо відзначені роботи щодо інтеграції sEMG у «розумний одяг» (рис. 1.2) і передачі даних на хмарні платформи для віддаленого моніторингу [9].

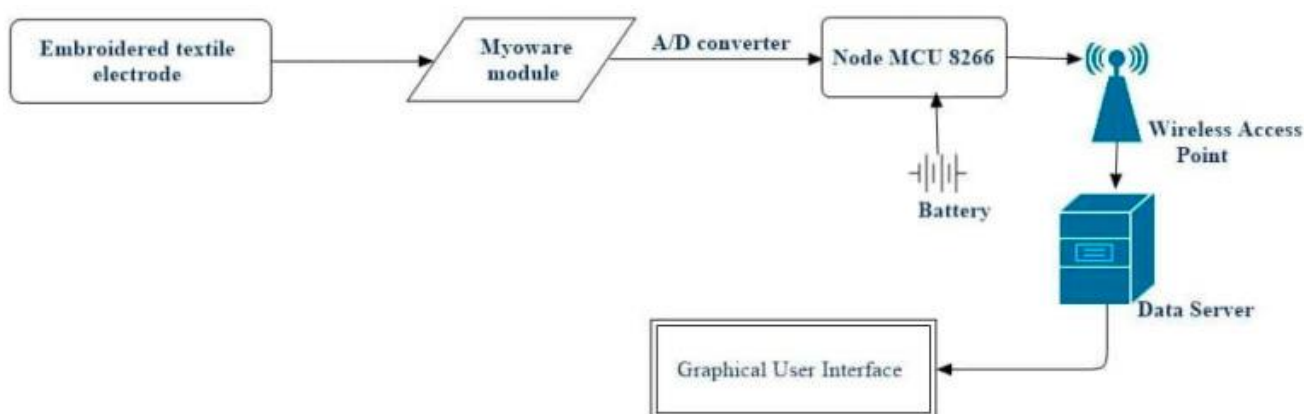


Рис. 1.2. Інтеграція sEMG-електродів з гнучкими матеріалами, текстильними сенсорами та бездротовими інтерфейсами [9]

Ще одна важлива сфера досліджень – розробка IoT-орієнтованих архітектур для віддаленого реабілітаційного моніторингу: кілька досліджень [10] доводять практичність систем, які збирають дані з носимих sEMG-модулів, здійснюють часткову попередню обробку на пристрої (edge computing) та передають дані на хмару для подальшого аналізу й інтеграції у реабілітаційні протоколи (рис. 1.3).

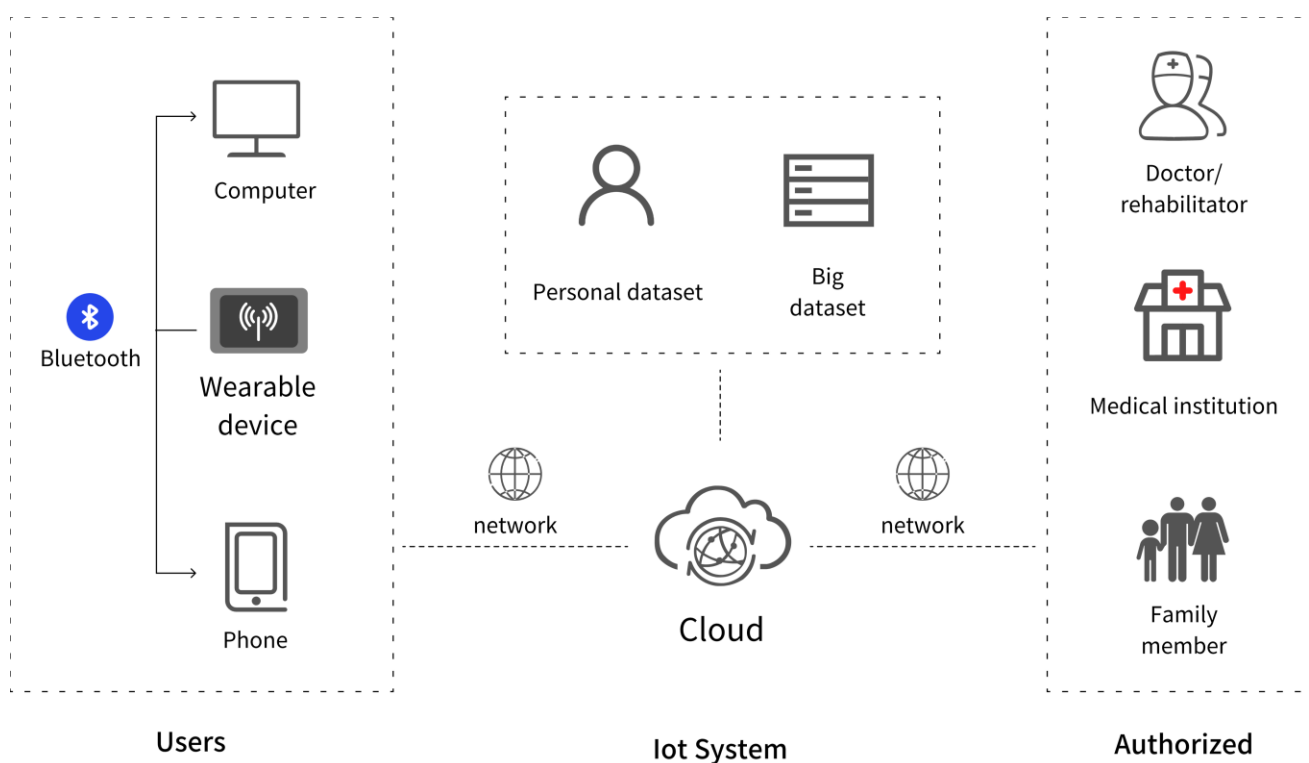


Рис. 1.3. Схема передачі інформації для портативних пристроїв оцінки функціональних можливостей [10]

Проте питання безпеки передачі чутливих медичних даних, латентності в реальному часі та стійкості моделей при зв'язку через мобільні мережі часто розглядаються лише частково.

Кілька досліджень пропонують комбіновані підходи: інтеграція ЕМГ з іншими біосигналами (наприклад, тиском, електрокардіографією або фізіологічними маркерами) для підвищення надійності інтерпретації рухових намірів та стану м'язів [11]. Такі мультисенсорні системи показують кращу стійкість до шумів і артефактів, але підвищують складність апаратної частини та обчислювальні вимоги алгоритмів. Крім того, поєднання фізіологічних маркерів з

ЕМГ відкриває можливості персоналізації реабілітаційних протоколів на основі стану пацієнта у реальному часі. Автори підкреслюють важливість стандартизованих протоколів та порівняльних досліджень. Серед невирішених проблем можна виділити недостатню кількість робіт з клінічною валідацією у великих вибірках, обмежена інформація про тривалість стабільності носимих електродів.

Автори [12] виконали класичний огляд методів детекції і класифікації ЕМГ. Запропоновані методи AR-моделювання і вейвлетного аналізу досі використовуються як базові. Однак, невирішеними проблемами є обмежена адаптація цих методів для вбудованих реальних систем з обмеженими ресурсами та їхня чутливість до змін контакту електродів.

В роботі [13] описані переваги DL-архітектур у розпізнаванні жестів з високою точністю. Розглянуто питання регуляризації та перенавчання. Однак до недоліків можна віднести погану переносимість моделей між користувачами та необхідність великих наборів міток для тренування.

Узагальнюючи огляд, можна виділити декілька напрямків, що потребують подальших досліджень для розробки ефективних реабілітаційних систем на основі ЕМГ: підвищення стійкості моделей до зміни позиції електродів та між-користувацької варіабельності (адаптивні/перенавчаючі моделі); оптимізація архітектур для edge-обчислень з метою зменшення затримки та енергоспоживання; стандартизація протоколів запису та методів валідації у клінічних умовах; інтеграція мультисенсорних підходів з урахуванням компромісу між точністю і складністю апаратури; питання безпеки та конфіденційності при передачі медичних даних по IoT-мережах. Всі згадані роботи дають цінні методологічні напрацювання, проте жодна з них в повному обсязі не вирішує одночасно апаратні, алгоритмічні та клінічні складнощі, необхідні для широкого впровадження ефективних реабілітаційних систем на базі ЕМГ, що й обґрунтовує необхідність подальшого дослідження в рамках цієї кваліфікаційної роботи.

1.4. Застосування технологій Інтернету речей у медичних системах моніторингу

Інтернет речей відкрив нові можливості для розвитку біомедичних систем, зокрема у сфері дистанційного моніторингу фізіологічних параметрів людини. Концепція IoT передбачає інтеграцію великої кількості сенсорів, мікроконтролерів, мобільних пристроїв і хмарних платформ у єдину мережу, що забезпечує автоматичний збір, передавання, аналіз та збереження даних у реальному часі. У біомедичних застосуваннях це дозволяє створювати «розумні» системи моніторингу, які здатні спостерігати за станом пацієнта без необхідності постійної присутності медичного персоналу. Такі системи використовуються у кардіології, неврології, фізичній реабілітації, телемедицині та навіть у спортивній медицині для контролю навантажень.

IoT-системи моніторингу біосигналів зазвичай складаються з декількох ключових компонентів: сенсорного рівня (біосенсори, які знімають сигнали ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ тощо), комунікаційного рівня (модулі передачі даних), обчислювального рівня (мікроконтролери, одноплатні комп'ютери, шлюзи), а також рівня аналітики (хмарні сервіси або сервери для обробки даних). Завдяки цьому можлива реалізація безперервного дистанційного спостереження за життєвими показниками пацієнта, раннього виявлення патологій або відхилень та надання рекомендацій у режимі реального часу.

Для передавання біомедичних даних у системах IoT застосовуються різноманітні протоколи та технології зв'язку. Найпоширенішими є Wi-Fi і Bluetooth Low Energy (BLE), які використовуються для з'єднання між сенсорними модулями та смартфоном або шлюзом. Wi-Fi забезпечує високу швидкість обміну даними, що важливо для роботи з сигналами високої частоти, такими як електроміографічні або електроенцефалографічні. Bluetooth та BLE, у свою чергу, мають низьке енергоспоживання, що робить їх оптимальними для портативних пристроїв.

Для передачі даних між пристроями і хмарними платформами часто застосовується протокол MQTT, який є легким і ефективним у середовищах із нестабільним з'єднанням. Він працює за принципом publish–subscribe, що дозволяє багатьом пристроям одночасно обмінюватися інформацією через брокер-сервер. Інші протоколи, такі як HTTP, CoAP або LoRaWAN, також використовуються залежно від вимог до пропускну здатності, дальності зв'язку та енергоспоживання.

Переваги впровадження IoT у медичних системах є численними. По-перше, це безперервність спостереження, яка дозволяє відстежувати стан пацієнта у режимі 24/7 без його фізичної присутності в лікарні. По-друге, персоналізація лікування, оскільки зібрані дані дають змогу формувати індивідуальні реабілітаційні програми. По-третє, оперативність реагування – система може автоматично повідомляти лікаря або родичів у разі критичних змін у фізіологічних показниках. Крім того, використання хмарних технологій спрощує доступ до медичних даних із будь-якого пристрою та забезпечує централізоване збереження історії стану пацієнта.

Разом із тим, впровадження IoT у медичну практику супроводжується низкою викликів. Найважливішими з них є забезпечення безпеки персональних даних, оскільки надсилання біомедичних сигналів через відкриті мережі створює ризик несанкціонованого доступу. Крім того, енергоспоживання та надійність комунікаційних каналів залишаються критичними факторами для носимих пристроїв. Також важливим є питання стандартизації протоколів та сумісності пристроїв різних виробників, що необхідно для інтеграції в єдину інфраструктуру охорони здоров'я.

Застосування технологій Інтернету речей у системах медичного моніторингу відкриває широкі перспективи для розвитку телемедицини, реабілітаційних технологій і превентивної діагностики. Поєднання IoT-пристроїв, сенсорних технологій та інтелектуальної аналітики дозволяє створювати ефективні, адаптивні та зручні системи віддаленого контролю стану здоров'я людини.

1.5. Проблеми та напрями подальших досліджень

Сучасні методи обробки та інтерпретації електроміографічних сигналів мають ряд суттєвих обмежень. Незважаючи на широке застосування часових, частотних та вейвлет-методів аналізу, більшість алгоритмів все ще чутливі до шумів, артефактів руху та зміщення електродів, що є особливо актуальним для портативних пристроїв. Крім того, складність багатоканального сигналу та високий рівень між-користувацької варіабельності ускладнюють автоматичну класифікацію рухів та оцінку м'язової активності, що обмежує застосування систем у реальних умовах реабілітації поза лабораторією.

Інтеграція IoT технологій у системи реабілітації також стикається з низкою проблем. По-перше, необхідно забезпечити безпеку та конфіденційність передавання медичних даних через відкриті мережі, адже порушення захисту може призвести до витоку персональної інформації. По-друге, портативні IoT-пристрої повинні працювати автономно протягом тривалого часу, що вимагає оптимізації енергоспоживання та стабільності бездротового зв'язку. Додатково, існують труднощі зі стандартизацією протоколів обміну даними, сумісністю різних апаратних платформ та інтеграцією отриманих даних у єдині медичні інформаційні системи. Ці обмеження створюють бар'єри для широкого впровадження IoT-рішень у клінічну практику та домашню реабілітацію.

Недоліки існуючих методів і технологій обґрунтовують необхідність розроблення нових підходів і засобів дистанційного комп'ютеризованого моніторингу ЕМГ-сигналів. Сучасні системи потребують підвищення точності вимірювань, стійкості до артефактів і адаптивності алгоритмів обробки сигналів до індивідуальних особливостей пацієнтів. Також важливо розробити енергоефективні IoT-платформи, що забезпечують безперервне спостереження за м'язовою активністю у домашніх умовах та інтеграцію з хмарними сервісами для аналітики та зберігання даних.

Отже, існує потреба у комплексних рішеннях, які поєднуюватимуть вдосконалені методи обробки ЕМГ-сигналів із сучасними IoT-технологіями. Це

дозволить створити ефективні системи дистанційного моніторингу, що забезпечують точну оцінку м'язової активності, персоналізовану підтримку реабілітаційного процесу та підвищену якість медичного обслуговування пацієнтів у домашніх і клінічних умовах.

1.6. Висновки до розділу 1

У першому розділі було проведене аналітичне дослідження сучасного стану розробок у сфері моніторингу електроміографічних сигналів людини та визначено актуальні наукові напрями в галузі біомедичних систем, інтегрованих із технологіями Інтернету речей. Розглянуто фізіологічні основи формування електроміографічних сигналів, їхні основні характеристики, а також чинники, що впливають на якість вимірювань.

Аналіз наукових джерел показав, що методи електроміографії є важливим інструментом у діагностиці та реабілітації, однак більшість існуючих систем характеризуються стаціонарністю, обмеженою мобільністю й високою вартістю обладнання. Саме це обумовлює потребу у створенні нових підходів, орієнтованих на дистанційний збір та передачу даних у реальному часі.

Подальший розвиток систем моніторингу електроміографічної активності має відбуватися в напрямі інтеграції IoT-технологій, мікроконтролерних платформ та хмарних сервісів, що забезпечують мобільність, доступність і розширені можливості аналізу біомедичних даних у процесі реабілітації людини.

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЛЮДИНИ

2.1. Методи вимірювання та обробки електроміографічних сигналів

Електроміографічні сигнали є результатом біоелектричної активності м'язів, що виникає під час їх скорочення. Для отримання достовірної інформації про стан м'язової системи, рівень фізичної активності або наявність патологій необхідно застосовувати ефективні методи зняття, попередньої обробки та аналізу цих сигналів.

Існують два основні методи реєстрації ЕМГ: поверхнева та внутрішньом'язова електроміографія. Поверхнева електроміографія (sEMG) базується на використанні електродів, які розміщуються на шкірі над досліджуваним м'язом. Цей метод є неінвазивним, простим у використанні та безпечним для пацієнта, тому він широко застосовується в реабілітаційній медицині, спортивній фізіології, ергономії та системах управління протезами. Водночас поверхнева електроміографія є більш чутливою до зовнішніх шумів та впливу розташованих поруч м'язів. Внутрішньо м'язова (інвазивна) електроміографія здійснюється за допомогою тонких голчастих електродів, які вводяться безпосередньо у м'яз. Такий метод дозволяє отримати високу роздільну здатність сигналу та дослідити активність окремих моторних одиниць, проте вимагає спеціального обладнання, стерильності та кваліфікованого медичного персоналу.

Оскільки ЕМГ-сигнали характеризуються низькою амплітудою та високою чутливістю до зовнішніх впливів, перед їх аналізом виконується низка процедур попередньої обробки [14]. Найважливішими з них є фільтрація, нормалізація та видалення шумів. Фільтрація застосовується для усунення артефактів руху, електричних перешкод (наприклад, мережевого шуму 50 Гц) та високочастотних складових, що не містять корисної інформації. Використовуються смугові фільтри,

зазвичай у діапазоні 20–500 Гц. Нормалізація необхідна для приведення сигналів різних сеансів або користувачів до єдиної шкали, що дозволяє виконувати порівняльний аналіз. Процес видалення шумів може включати методи усереднення, медіанної фільтрації або адаптивні алгоритми приглушення перешкод [7].

Попередня обробка електроміографічних сигналів є критичною для забезпечення високої точності аналізу м'язової активності. Основними джерелами перешкод є електричні шуми навколишнього середовища, артефакти руху та зміщення базової лінії сигналу. Теоретично, видалення цих перешкод базується на математичному поданні ЕМГ-сигналу як суми корисного сигналу $EMG_{signal}(t)$ та шуму $n(t)$:

$$EMG_{raw}(t) = EMG_{signal}(t) + n(t).$$

Метою попередньої обробки є відновлення корисного сигналу з мінімізацією втрат інформації, тобто отримання оціненого сигналу $\widehat{EMG}(t)$:

$$\widehat{EMG}(t) = EMG_{raw}(t) - \hat{n}(t),$$

де $\hat{n}(t)$ – оцінка шуму, яку можна отримати різними методами фільтрації.

Одним із традиційних підходів є застосування цифрових фільтрів низьких та високих частот. Фільтр низьких частот (ФНЧ) застосовується для усунення високочастотного шуму, а фільтр високих частот (ФВЧ) – для видалення низькочастотних артефактів і зміщення базової лінії. Передавальна функція ідеального ФНЧ описується як:

$$H_{LP}(f) = \begin{cases} 1, & |f| \leq f_c \\ 0, & |f| > f_c \end{cases}$$

де f_c – гранична частота зрізу.

Для ФВЧ передавальна функція аналогічно:

$$H_{HP}(f) = \begin{cases} 0, & |f| \leq f_c \\ 1, & |f| > f_c \end{cases}$$

У сучасних системах застосовуються також адаптивні фільтри, які дозволяють динамічно підлаштовуватися під змінний рівень шумів та артефактів руху. В загальному випадку вихід адаптивного фільтра можна представити формулою [12]:

$$y[n] = x[n] - \sum_{k=0}^{M-1} w_k[n] x[n-k],$$

де $x[n]$ – вхідний сигнал;

$y[n]$ – фільтрований сигнал;

$w_k[n]$ – коефіцієнти адаптивного фільтра, що оновлюються згідно алгоритму LMS (Least Mean Squares):

$$w_k[n+1] = w_k[n] + \mu e[n] x[n-k],$$

де $e[n] = d[n] - y[n]$ – похибка фільтрації;

μ – коефіцієнт швидкості адаптації;

$d[n]$ – бажаний сигнал.

Вейвлет-фільтри забезпечують багаторівневу декомпозицію сигналу та ефективне виділення низькочастотної корисної компоненти при локалізації високочастотних шумів. Вейвлет-перетворення ЕМГ-сигналу можна представити як [12]:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} EMG(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt,$$

де a – масштабний параметр;

b – часовий зсув;

ψ – материнська вейвлет-функція;

$W(a, b)$ – коефіцієнти вейвлет-перетворення.

Вибір порогових значень для коефіцієнтів дозволяє видаляти шумові компоненти та відновлювати чистий сигнал.

Вибір методів фільтрації для реабілітаційних систем базується на вимогах до точності, швидкодії та збереження корисної інформації сигналу. Для портативних та дистанційних IoT-пристроїв оптимальним є комбінований підхід: базова високочастотна та низькочастотна фільтрація для видалення основних шумів, доповнена адаптивною або вейвлет-обробкою для компенсації артефактів руху та індивідуальних особливостей пацієнта. Такий підхід забезпечує надійне виділення корисних характеристик ЕМГ-сигналів, що є критично важливим для точного моніторингу м'язової активності та контролю прогресу реабілітації.

Після попередньої обробки виконують детальний аналіз сигналів з використанням часових, частотних або комбінованих методів. Часова обробка базується на вивченні характеристик сигналу у часовій області – середньої амплітуди, енергії, інтегральної активності або середньоквадратичного значення (RMS), що дозволяє оцінити силу м'язового скорочення. Частотний аналіз передбачає перетворення сигналу у спектральну область, що дає змогу визначати втомлюваність м'язів або зміни їх функціонального стану. Вейвлет-обробка забезпечує можливість одночасного аналізу часових і частотних характеристик, що особливо корисно для дослідження нестационарних біосигналів. Крім того, сучасні системи все частіше впроваджують алгоритми машинного навчання для класифікації рухів або розпізнавання жестів на основі ЕМГ-даних.

Загалом, комбінація ефективних методів зняття, обробки та аналізу електроміографічних сигналів забезпечує високу точність та надійність у застосуванні систем дистанційного моніторингу на основі технологій Інтернету речей, відкриваючи широкі можливості для медичної діагностики, біомеханічних досліджень та розробки інтелектуальних пристроїв керування рухами людини.

2.2. Математичне моделювання процесу формування та зчитування електроміографічних сигналів

Процес формування електроміографічного сигналу базується на генерації біоелектричної активності м'язових волокон під час скорочення. Кожне скорочення м'язового волокна супроводжується потенціалом дії, що поширюється уздовж волокна та створює локальні електричні поля. Сукупність таких потенціалів формує сигнал, який реєструється електродами. Математично біоелектричну активність м'яза можна подати як суму потенціалів дії окремих волокон:

$$EMG(t) = \sum_{i=1}^N \alpha_i \phi_i(t - \tau_i),$$

де N – кількість активних м'язових волокон;

α_i – амплітудний коефіцієнт, що враховує положення волокна відносно електрода;

$\phi_i(t)$ – потенціал дії i -го волокна;

τ_i – затримка через час поширення сигналу від волокна до електрода.

Ця модель дозволяє врахувати просторове розташування волокон, їхню синхронізацію та амплітудні відмінності, що впливає на форму та спектр кінцевого сигналу.

Вплив електродів, підсилення та фільтрації на якість сигналу можна описати через лінійну модель системи збору даних. Вхідний ЕМГ-сигнал $EMG(t)$ проходить через електроди та підсилювач із передавальною функцією $H(s)$ і фільтр $F(s)$, після чого формується вимірюваний сигнал $EMG_{meas}(t)$:

$$EMG_{meas}(t) = \mathcal{L}^{-1}\{H(s)F(s) \cdot \mathcal{L}\{EMG(t)\}\},$$

де $\mathcal{L}\{\cdot\}$ та $\mathcal{L}^{-1}\{\cdot\}$ – пряме та обернене перетворення Лапласа.

Тут $H(s)$ враховує коефіцієнт підсилення підсилювача, а $F(s)$ – характеристики високочастотної та низькочастотної фільтрації, що застосовується для видалення шумів та перешкод, таких як електромагнітні завади або рухові артефакти.

Наприклад, модель пасивного RC-фільтра для низькочастотного зрізу описується як:

$$F(s) = \frac{sRC}{1 + sRC},$$

де R та C – опір і ємність фільтра відповідно.

Математичний опис процесу вимірювання ЕМГ-сигналу включає дискретизацію та квантування сигналу при перетворенні у цифрову форму через АЦП. Дискретний сигнал формується за формулою:

$$EMG[n] = EMG_{meas}(nT_s), n = 0, 1, 2, \dots, N - 1,$$

де $T_s = 1/f_s$ – період дискретизації;

f_s – частота дискретизації АЦП.

Якість оцифрованого сигналу визначається розрядністю АЦП та частотою дискретизації, що впливає на точність представлення амплітуди сигналу.

Математичне моделювання ЕМГ-сигналів дозволяє комплексно описати процес генерації потенціалів дії, їх передачі через тканини та електроди, вплив апаратних блоків підсилення і фільтрації, а також цифрову обробку сигналу. Це створює основу для подальшого аналізу, розробки алгоритмів попередньої обробки, фільтрації шумів та класифікації рухів у дистанційних системах моніторингу на базі IoT.

2.3. Метод дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини

Розроблений у межах цієї кваліфікаційної роботи метод дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини базується на поєднанні сенсорних технологій, мікроконтролерної обробки, бездротової передачі даних і хмарної аналітики. Основною метою методу є забезпечення безперервного збору, обробки та аналізу ЕМГ-сигналів у реальному часі з можливістю їх віддаленого моніторингу через інтернет. Метод враховує фізіологічні особливості формування біоелектричних сигналів, апаратні характеристики вимірювального модуля та вимоги до надійності та точності передачі даних.

На першому етапі відбувається реєстрація біоелектричної активності м'язів за допомогою сенсорного модуля, який містить електроди, попередній підсилювач та фільтри. Формально сигнал на виході електродів можна представити як суму активностей окремих м'язових волокон:

$$EMG(t) = \sum_{i=1}^N \alpha_i \phi_i(t - \tau_i),$$

де N – кількість активних волокон;

α_i – амплітудний коефіцієнт;

$\phi_i(t)$ – потенціал дії i -го волокна;

τ_i – часовий зсув, пов'язаний із відстанню до електрода.

Отриманий аналоговий сигнал $EMG(t)$ піддається підсиленню та фільтрації для усунення шумів і артефактів руху.

Попередня обробка реалізується у вигляді цифрової фільтрації на мікроконтролері. Сигнал проходить через смуговий фільтр, який відсікає частоти нижче 20 Гц (рухові артефакти) та вище 450 Гц (електричні шуми). Математично фільтрацію можна описати як згортку сигналу з імпульсною характеристикою фільтра $h(t)$:

$$EMG_f(t) = \int_{-\infty}^{\infty} EMG(\tau) h(t - \tau) d\tau,$$

де $EMG_f(t)$ – відфільтрований сигнал.

Далі здійснюється дискретизація сигналу за періодом $T_s = 1/f_s$, де f_s – частота дискретизації, що в системі вибрана 1000 Гц. Отриманий цифровий сигнал $EMG[n]$ використовується для розрахунку основних параметрів активності м'язів. Для визначення рівня активації м'яза застосовується середньоквадратичне значення:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG[n]^2},$$

а також інтегральна амплітуда сигналу (IAV), яка визначається як:

$$IAV = \sum_{n=1}^N |EMG[n]|.$$

Ці параметри відображають силу скорочення м'яза та рівень його активності, що є базовими індикаторами у реабілітаційних застосуваннях.

Отримані цифрові дані передаються на хмарну платформу через Wi-Fi-модуль. Для цього застосовується протокол MQTT, який забезпечує ефективну публікацію даних з мінімальними затримками. Процес передачі можна подати як функцію:

$$D_{cloud}(t) = T_{MQTT}(EMG_f(t), P_{conn}),$$

де $T_{MQTT}(\cdot)$ – оператор передачі через мережу;

P_{conn} – параметри з'єднання (IP-адреса, порт, ключ доступу).

У хмарній системі дані зберігаються у вигляді часових рядів для подальшої аналітики.

Аналітичний блок на стороні хмари здійснює розрахунок динамічних показників м'язової активності. Для виявлення періодів напруження використовується порогова модель активації:

$$A(t) = \begin{cases} 1, & RMS(t) > \theta, \\ 0, & RMS(t) \leq \theta, \end{cases}$$

де θ – динамічний поріг, що визначається емпірично.

Таким способом реалізується автоматичне виявлення моментів скорочення м'язів. Для оцінки стабільності роботи системи застосовується коефіцієнт достовірності передачі даних:

$$K_{reliab} = \frac{N_{rec}}{N_{sent}} \times 100\%,$$

де N_{rec} – кількість отриманих пакетів даних;

N_{sent} – кількість переданих пакетів.

Загалом запропонований метод передбачає послідовну реалізацію етапів:

- зняття ЕМГ-сигналу з м'язів за допомогою сенсорного модуля;
- попередня обробка (підсилення, фільтрація, нормалізація);
- дискретизація та обчислення показників активності;
- передача даних через MQTT-протокол на хмарну платформу;
- аналіз сигналів та візуалізація у веб-інтерфейсі.

Розроблений метод дистанційного IoT моніторингу ЕМГ-сигналів дозволяє здійснювати автоматизований контроль м'язової активності людини з високою точністю, мінімальними затримками передачі та можливістю віддаленого доступу до даних. Його впровадження у реабілітаційних системах сприятиме підвищенню ефективності відновлення рухових функцій.

2.4. Модель IoT-архітектури для дистанційного моніторингу ЕМГ-сигналів

Дистанційний моніторинг електроміографічних сигналів на основі IoT технологій передбачає багаторівневу архітектуру системи, що забезпечує збір, передавання та аналіз біомедичних даних. Загальна структура IoT-системи включає три основні рівні: сенсорний, комунікаційний та аналітичний.

Сенсорний рівень відповідає за безпосереднє зняття ЕМГ-сигналів за допомогою електродів та сенсорних модулів. Сигнал, отриманий від м'язових волокон, спочатку піддається попередній обробці та фільтрації на мікроконтролері. Математично роботу сенсорного рівня можна описати як перетворення електричної активності м'язів у цифровий сигнал:

$$EMG_{digital}[n] = ADC \left(F_{filter}(EMG_{raw}(t)) \right),$$

де $EMG_{raw}(t)$ – аналоговий сигнал ЕМГ;

$F_{filter}(\cdot)$ – функція попередньої обробки та фільтрації;

$ADC(\cdot)$ – аналого-цифрове перетворення.

Комунікаційний рівень забезпечує передачу даних від сенсорного вузла до аналітичної платформи через мережеві протоколи IoT. Для цього застосовуються стандартні технології зв'язку (Wi-Fi, Bluetooth) та протокол MQTT. Передавання даних можна формально подати як функцію:

$$EMG_{cloud}[k] = T_{comm}(EMG_{digital}[n], P_{protocol}),$$

де $T_{comm}(\cdot)$ – функція передавання даних, що враховує обмеження пропускної здатності мережі та пакети протоколу $P_{protocol}$;

k – номер пакета даних у хмарній системі.

Протокол MQTT дозволяє реалізувати модель «publish/subscribe», що забезпечує ефективну доставку даних від багатьох сенсорів до центрального сервера.

Аналітичний рівень включає хмарну платформу, де відбувається зберігання, обробка та аналіз ЕМГ-сигналів. Алгоритми аналізу застосовуються у реальному часі або пакетно для класифікації рухів і оцінки м'язової активності. Модель потоку даних на цьому рівні можна представити як:

$$y(t) = f_{analysis}(EMG_{cloud}[k], \theta),$$

де $f_{analysis}(\cdot)$ – алгоритм класифікації та аналізу сигналу;

θ – набір параметрів алгоритму (порогові значення, коефіцієнти адаптації, ваги нейронної мережі тощо).

Результати аналізу передаються користувачеві або лікарю через мобільний додаток чи веб-інтерфейс, що забезпечує дистанційний моніторинг та контроль прогресу реабілітації.

Інтеграція апаратного забезпечення, мікроконтролера та хмарної платформи реалізується у вигляді системного рівня:

$$System_{IoT} = \{Sensor, MCU, Comm, Cloud, UI\},$$

де *Sensor* – сенсорний модуль для зняття ЕМГ;

MCU – мікроконтролер з функціями фільтрації та дискретизації;

Comm – комунікаційний блок;

Cloud – хмарна платформа;

UI – інтерфейс користувача.

Запропонована IoT-архітектура дозволяє забезпечити безперервний збір, надійну передачу та ефективний аналіз ЕМГ-сигналів у дистанційних реабілітаційних системах, інтегруючи сенсорні модулі, мікроконтролери та хмарні обчислення у єдину функціональну екосистему.

2.5. Теоретичне обґрунтування вибору апаратних та програмних засобів системи

При проектуванні системи дистанційного моніторингу електроміографічних сигналів важливим етапом є обґрунтування вибору компонентів, що забезпечать високу точність збору, надійність передачі та ефективний аналіз даних. Основними критеріями вибору модулів для зняття сигналів є точність вимірювань, співвідношення сигнал/шум, стабільність роботи та енергоефективність. Формально критерій якості сенсорного модуля можна записати як:

$$Q_{sensor} = \frac{S}{N} \cdot \eta \cdot \alpha,$$

де S/N – відношення сигнал/шум;

η – коефіцієнт стабільності роботи;

α – енергетична ефективність модуля.

Сенсорні модулі, що відповідають високим вимогам до точності та низьких шумів, дозволяють зменшити помилки під час подальшої обробки та аналізу ЕМГ-сигналів.

Для обробки сигналів та забезпечення бездротового зв'язку оптимальним вибором є мікроконтролери з інтегрованими Wi-Fi та Bluetooth, такі як ESP32. Основні критерії вибору мікроконтролера включають швидкодію, обсяг оперативної пам'яті, кількість каналів для збору даних та підтримку необхідних протоколів зв'язку. Продуктивність мікроконтролера можна оцінити через показник:

$$P_{MCU} = f_{CPU} \cdot N_{channels} \cdot \beta,$$

де f_{CPU} – тактова частота процесора;

$N_{channels}$ – кількість одночасних каналів збору сигналів;

β – коефіцієнт ефективності обробки даних.

Використання ESP32 дозволяє реалізувати функції фільтрації, дискретизації та первинної обробки сигналів без залучення додаткових зовнішніх пристроїв, що знижує енергоспоживання та підвищує мобільність системи.

Хмарні IoT-платформи забезпечують надійне зберігання, візуалізацію та аналіз ЕМГ-даних у реальному часі. Вибір платформи обґрунтовується такими критеріями: масштабованість, швидкість обробки даних, підтримка аналітичних алгоритмів та інтеграція з мобільними та веб-додатками. Оцінку ефективності платформи можна подати формулою:

$$E_{cloud} = \gamma \cdot T_{latency}^{-1} \cdot S_{scalability},$$

де γ – коефіцієнт стабільності передачі даних;

$T_{latency}$ – затримка доставки пакета;

$S_{scalability}$ – показник масштабованості платформи.

Суміщення апаратного рівня (сенсорні модулі та мікроконтролер ESP32) з хмарною платформою дозволяє забезпечити безперервний збір, надійну передачу та ефективний аналіз ЕМГ-сигналів. Потік даних у системі можна формально описати як:

$$EMG_{processed}[k] = f_{cloud}(T_{comm}(F_{pre}(EMG_{raw}[n]))),$$

де $F_{pre}(\cdot)$ – функція попередньої обробки сигналу на мікроконтролері;

$T_{comm}(\cdot)$ – передача даних через комунікаційні протоколи;

$f_{cloud}(\cdot)$ – обробка та аналіз на хмарній платформі.

Вибір апаратних та програмних засобів системи забезпечує оптимальний баланс між точністю збору сигналів, швидкістю обробки та надійністю дистанційного моніторингу, що є критично важливим для реабілітаційних застосувань.

2.6. Формулювання вимог до проєктованої системи моніторингу

Проектування системи дистанційного моніторингу електроміографічних сигналів починається з чіткого формулювання вимог, що визначають її функціональні, технічні та експлуатаційні характеристики. Функціональні вимоги визначають основні завдання системи: збір та попередню обробку ЕМГ-сигналів у реальному часі, передачу даних на хмарну платформу, візуалізацію параметрів м'язової активності та забезпечення дистанційного доступу для користувача чи лікаря. Важливо, щоб система могла працювати автономно протягом тривалого часу та забезпечувати коректність зняття сигналів навіть у випадках рухових артефактів або неідеального контакту електродів із шкірою.

Технічні вимоги до системи включають точність збору сигналів, частоту дискретизації, рівень шуму та затримку при передачі даних. Для ЕМГ-моніторингу рекомендується частота дискретизації не менше 1 кГц для адекватного відображення часових характеристик м'язової активності. Рівень відношення сигнал/шум сенсорного модуля повинен бути достатнім для точного визначення моментів активації м'язів. Затримка передачі даних у хмару та інтерфейс користувача не повинна перевищувати 200–300 мс для забезпечення практичної оперативності системи у реальному часі. Експлуатаційні вимоги включають мобільність сенсорних вузлів, низьке енергоспоживання, зручність у кріпленні електродів та наявність захисту персональних даних при передачі через мережу.

На основі функціональних та технічних вимог визначено структурні елементи системи. Вона включає сенсорний блок для зняття ЕМГ-сигналів, підсилювач та аналого-цифровий перетворювач, мікроконтролер з модулями Wi-Fi та Bluetooth для первинної обробки та передачі даних, комунікаційний блок для передачі на хмарну платформу та аналітичний рівень у хмарі, що забезпечує обробку сигналів, класифікацію рухів і візуалізацію інформації для користувача. Кожен елемент має задані параметри, такі як частота дискретизації, рівень підсилення, ємність пам'яті, швидкість обробки та пропускна здатність каналу передачі даних.

Формування узагальненої архітектури системи дозволяє відобразити логіку роботи всіх елементів та взаємодію між ними. Потік даних починається від сенсорного вузла, де здійснюється первинна обробка сигналу, після чого дані передаються через комунікаційний блок на хмарну платформу. Там відбувається подальша обробка, класифікація та візуалізація результатів, які надсилаються користувачу через мобільний або веб-інтерфейс. Узагальнено архітектуру можна подати як послідовність функціональних блоків:

$$EMG_{raw} \rightarrow Sensor \rightarrow \frac{ADC}{MCU} \rightarrow Comm \rightarrow Cloud \rightarrow UI,$$

де EMG_{raw} – первинний сигнал;

$Sensor$ – сенсорний модуль;

ADC/MCU – підсилювач та мікроконтролер з аналого-цифровим перетворенням;

$Comm$ – модулі Wi-Fi/Bluetooth;

$Cloud$ – хмарна платформа для аналізу;

UI – інтерфейс користувача.

Чітке формулювання вимог дозволяє забезпечити узгодженість функціональних та технічних характеристик, надійність роботи та можливість ефективної реалізації системи дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів у процесі реабілітації.

2.7. Висновки до розділу 2

У другому розділі здійснено теоретичне обґрунтування побудови системи дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини. Аналіз методів вимірювання ЕМГ-сигналів показав, що поверхнева електроміографія є оптимальним підходом для мобільних реабілітаційних систем завдяки неінвазивності та простоті застосування. Розглянуті методи попередньої цифрової

обробки – фільтрація шумів, нормалізація та видалення артефактів – підтвердили важливість багатоступеневого очищення сигналу для забезпечення достовірності вимірювань.

Математичне моделювання процесу формування та зчитування ЕМГ-сигналів дозволило визначити фактори, які впливають на якість даних, а також сформувати базу для оптимізації алгоритмів обробки. На основі цього запропоновано метод дистанційного моніторингу, який включає локальну обробку біосигнальних показників та передачу інформації через MQTT-протокол, що забезпечує низьку затримку та надійність зв'язку.

Аналіз IoT-архітектури дав змогу визначити взаємодію сенсорного, комунікаційного й аналітичного рівнів, а також обґрунтувати вибір апаратних і програмних засобів. Сформульовані вимоги до системи визначили її функціональні та технічні параметри, що стали основою для практичної реалізації у наступному розділі.

РОЗДІЛ 3

РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ДИСТАНЦІЙНОГО ІОТ МОНІТОРИНГУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЛЮДИНИ

3.1. Апаратна реалізація системи дистанційного ІоТ моніторингу електроміографічних сигналів людини

Архітектура системи дистанційного ІоТ моніторингу ЕМГ сигналів представлена на рис. 3.1.

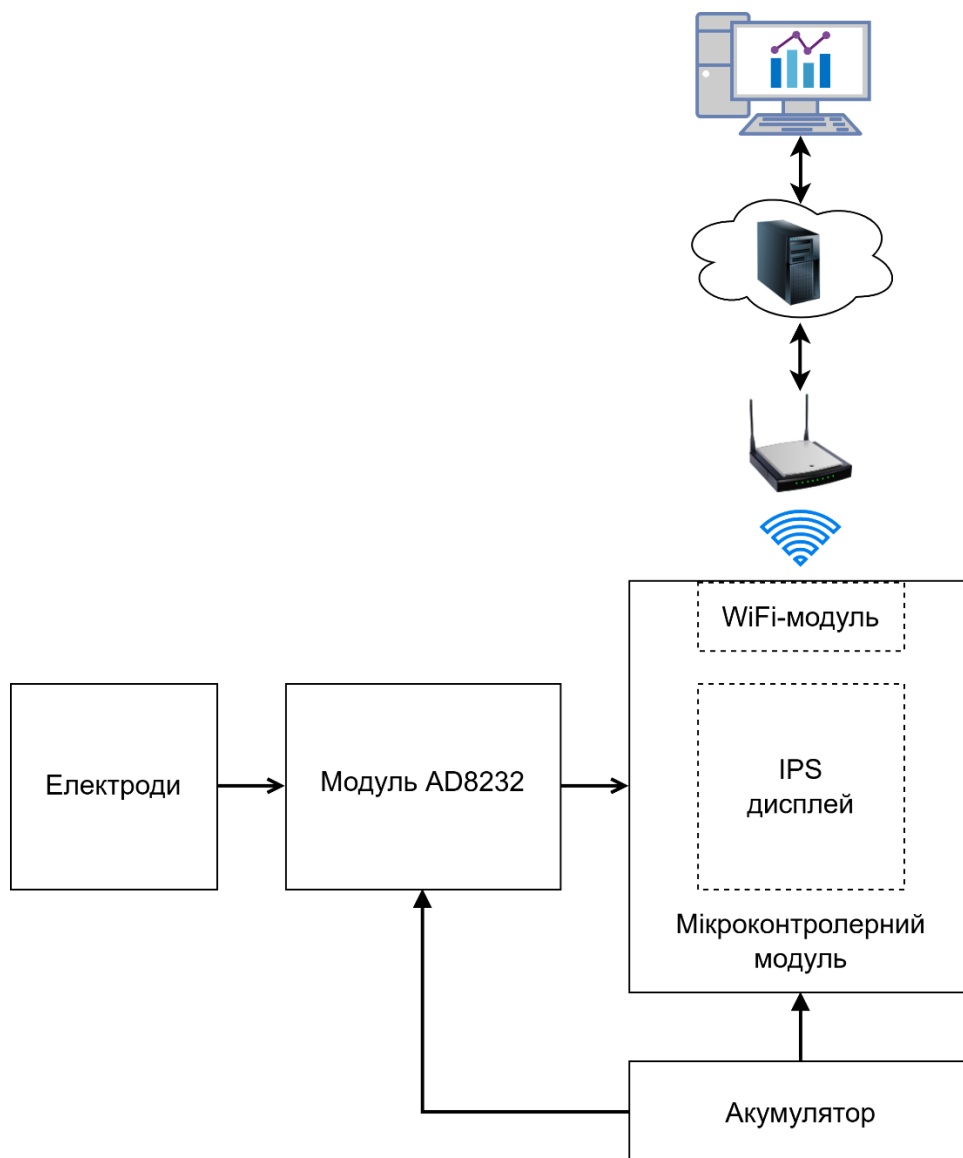


Рис. 3.1. Архітектура системи дистанційного ІоТ моніторингу ЕМГ сигналів

Архітектура пропонованої системи дистанційного IoT моніторингу ЕМГ сигналів містить з функціональні блоки, взаємодія яких забезпечує безперервне отримання, обробку, передавання та відображення даних про м'язову активність пацієнта. Кожен з елементів цієї структури виконує окреме завдання, але у сукупності вони формують цілісну апаратно-програмну систему, орієнтовану на підвищення ефективності процесу реабілітації.

Першим і ключовим елементом є блок зняття біомедичних сигналів, який реалізовано на основі спеціалізованого модуля AD8232 для реєстрації ЕМГ-сигналів. Використання електродів дозволяє знімати слабкі електричні коливання, що виникають у м'язових волокнах під час скорочення та розслаблення. Сигнал з давача передається до блока підсилення і фільтрації, що забезпечує усунення шумів, підвищуючи точність і достовірність отриманих даних.

Далі сигнал надходить до мікроконтролерного модуля, яким у даній системі обрано TTGO ESP32. Цей модуль виконує декілька функцій одночасно: аналого-цифрове перетворення сигналу, попередню цифрову обробку, формування пакету даних для передавання та відображення інформації на вбудованому дисплеї. Важливою перевагою ESP32 є наявність вбудованих інтерфейсів Wi-Fi та Bluetooth, що дозволяє інтегрувати систему у середовище Інтернету речей та забезпечити дистанційний моніторинг у реальному часі.

Наступним блоком є комунікаційний модуль, який реалізується засобами бездротового зв'язку. Завдяки протоколам Wi-Fi або Bluetooth дані з мікроконтролера можуть надсилатися на сервер або хмарну IoT-платформу. Це створює можливість зберігати інформацію у базі даних, здійснювати її подальшу аналітику, формувати статистику та візуалізацію, а також забезпечувати доступ лікаря чи реабілітолога з будь-якої точки світу.

З боку користувача наступним елементом є програмно-аналітичний блок, реалізований у вигляді веб-додатку або мобільного застосунку. Він відповідає за інтерпретацію отриманих даних, побудову графіків електроміографічних сигналів, відображення історії вимірювань та формування попереджень про відхилення у

динаміці відновлення пацієнта. Це значно полегшує роботу медиків, адже вони отримують не лише «сирі» дані, а й аналітично оброблену інформацію.

Запропонована архітектура системи охоплює повний цикл роботи: від зняття біомедичних сигналів за допомогою датчиків та їх попередньої обробки у мікроконтролері – до передачі даних у хмарну інфраструктуру та їх відображення у програмному середовищі. Такий підхід забезпечує інтеграцію апаратної та програмної частини, дозволяє організувати дистанційний моніторинг і створює умови для впровадження персоналізованих реабілітаційних програм, орієнтованих на конкретного пацієнта.

Мікроконтролерний модуль TTGO ESP32 є одноплатним IoT-пристроєм, побудованим на базі мікроконтролера ESP32 з інтегрованими модулями Wi-Fi та Bluetooth (рис. 3.2). Його конструктивною особливістю є наявність вбудованого кольорового дисплея TFT діагоналю 1,14 дюйма, що дозволяє відображати дані без використання зовнішніх пристроїв.



Рис. 3.2. Wi-Fi модуль TTGO ESP-32

Принцип роботи модуля ґрунтується на обробці вхідних сигналів у цифровому вигляді, виконанні алгоритмів оброблення та надсилання даних по бездротовим каналам. Завдяки інтегрованому Wi-Fi та Bluetooth (BLE) ESP32 може

підключатися до локальної мережі або працювати як окрема точка доступу. Це дозволяє організувати віддалений збір і передавання даних у хмарні платформи, мобільні додатки чи веб-інтерфейси. Вбудований TFT-дисплей використовується для оперативної візуалізації параметрів ЕМГ-сигналу (RMS, пікова амплітуда, індикатор активності м'яза) або стану з'єднання з мережею, що особливо зручно під час реабілітаційних вправ або клінічних досліджень.

Вибір ESP32 TTGO для реалізації системи дистанційного IoT моніторингу ЕМГ-сигналів є обґрунтованим з кількох причин. По-перше, ESP32 має достатню потужність для обробки сигналів, що зменшує обсяг переданих даних та навантаження на мережу. По-друге, наявність вбудованого Wi-Fi дає змогу передавати ЕМГ-дані на хмарні платформи у реальному часі. По-третє, вбудований дисплей значно спрощує взаємодію користувача з системою, робить пристрій автономним та зручним для використання.

Загалом, TTGO ESP32 поєднує функціональність, енергоефективність, компактність та зручність візуалізації, що робить його оптимальним вибором для створення мобільної IoT-системи контролю електроміографічної активності м'язів людини у процесі реабілітації.

Модуль для зняття електроміограми AD8232 є інтегрованим аналоговим пристроєм, призначеним для реєстрації біоелектричних сигналів малої амплітуди, таких як електроміографічні та електрокардіографічні сигнали (рис. 3.3). Він містить у своїй структурі інструментальний підсилювач із високим коефіцієнтом підсилення, фільтри для придушення шумів та зсуву базової лінії, а також схеми придушення перешкод від електромережі [15].

Модуль побудований на мікросхемі AD8232 виробництва Analog Devices. На виході модуль формує відфільтрований та підсилений аналоговий сигнал, який легко піддається подальшій оцифровці за допомогою АЦП мікроконтролера.

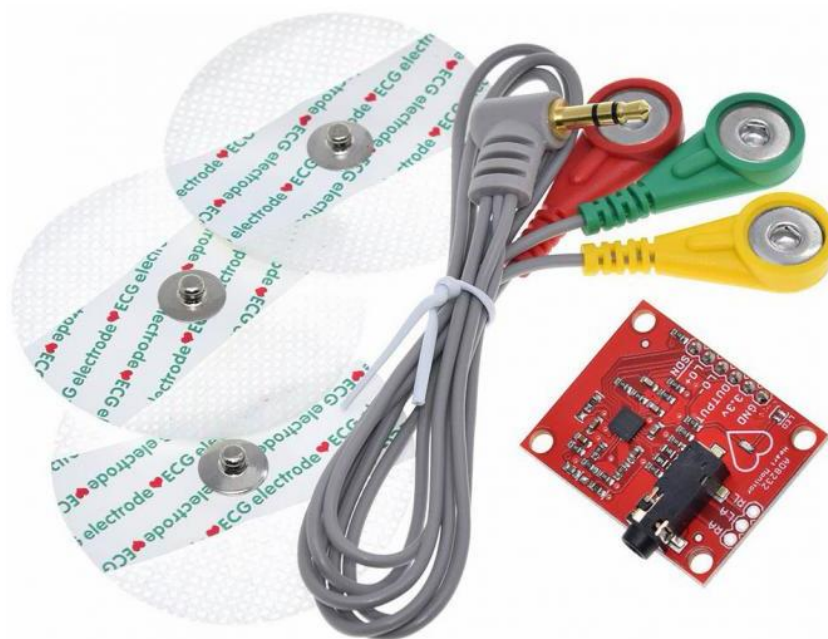


Рис. 3.3. Модуль AD8232

Принцип роботи AD8232 полягає у вимірюванні різниці потенціалів між двома поверхневими електродами, розміщеними на тілі пацієнта. Сигнал з електродів надходить на входи інструментального підсилювача, де відбувається його початкове підсилення при мінімальному рівні шуму. Подальша обробка включає відновлення базової лінії та фільтрацію низьких і високих частот, що дозволяє виокремити корисну біоелектричну активність від електричних перешкод і рухових шумів. Завдяки такій структурі модуль забезпечує стабільну форму сигналу навіть за умов неповного контакту електродів зі шкірою.

Технічні характеристики модуля роблять його придатним для роботи з ЕМГ сигналами: напруга живлення становить 3,3–5 В, вихідний сигнал – аналоговий з амплітудою, сумісною з АЦП мікроконтролерів, коефіцієнт підсилення – близько 100, смуговий фільтр може охоплювати частоти у межах до 40–450 Гц, що відповідає діапазону поверхневих ЕМГ-сигналів. Модуль має низьке енергоспоживання, що дозволяє застосовувати його у портативних системах. На платі передбачені роз'єми для підключення трьох електродів (RA, LA, RL), світлодіодний індикатор активності та стандартний аналоговий вихід.

Вибір модуля AD8232 для реалізації системи дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів обґрунтований його компактністю і високою чутливістю до слабких біосигналів. Він дозволяє отримувати сигнали достатньої якості для подальшої цифрової фільтрації та аналізу на мікроконтролері. Крім того, модуль легко інтегрується з платформами на базі ESP32, що забезпечує можливість бездротової передачі ЕМГ-даних у хмару для віддаленого моніторингу, що є ключовою вимогою у розробці IoT-систем реабілітаційного призначення. Отже, AD8232 є оптимальним рішенням для портативних, енергоефективних та інтелектуальних систем контролю м'язової активності людини.

На рис. 3.4 зображено схему з'єднань пристрою для дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів, що включає мікроконтролерний модуль TTGO ESP32, модуль зняття ЕМГ-сигналів AD8232 та акумуляторну систему живлення. Схема демонструє електричні зв'язки між компонентами, необхідні для коректного зчитування, обробки та передачі сигналів.

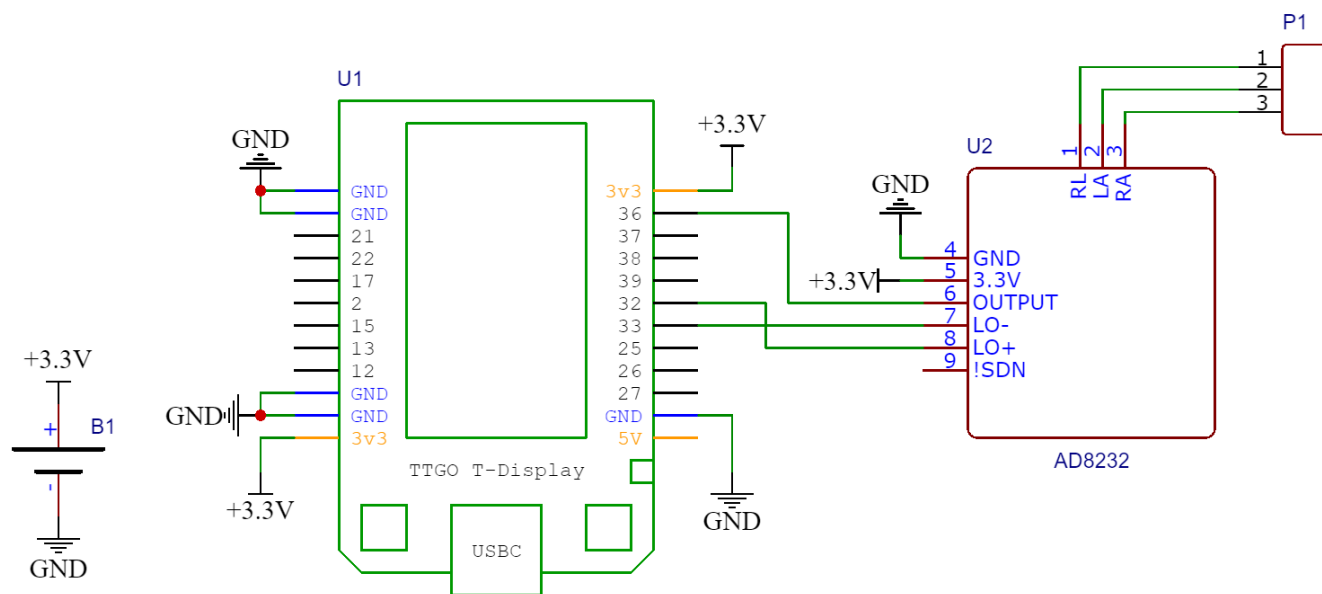


Рис. 3.4. Схема з'єднань пристрою для дистанційного IoT моніторингу ЕМГ сигналів

Основним елементом системи є TTGO ESP32, який виконує функції збору, первинної обробки та передачі результатів через бездротові інтерфейси Wi-Fi або

Bluetooth. Він містить інтегрований мікроконтролер ESP32, дисплей на базі контролера ST7789 та необхідні інтерфейси введення/виведення. До аналогового входу мікроконтролера D36 підключено вихід OUT підсилювача біосигналів модуля AD8232, що забезпечує передачу відфільтрованого та підсиленого ЕМГ-сигналу. Лінії LO+ та LO- підключені до цифрових входів ESP32 для контролю якості контакту електродів із тілом.

Живлення модуля AD8232 здійснюється від лінії 3.3V з TTGO ESP32, що забезпечує стабільну напругу та захист від перевантажень. Загальна земля (GND) модулів об'єднана для запобігання появі різниці потенціалів та зменшення шумів. Для живлення всієї системи використовується літій-іонний акумулятор 3,7 В, який підключений до вбудованої плати живлення TTGO ESP32. Вона містить стабілізатор напруги та схему заряджання акумулятора через порт USB-C, що дозволяє автономну роботу пристрою без зовнішнього джерела живлення.

На рис. 3.5 зображено модель пристрою для моніторингу електроміографічних сигналів.

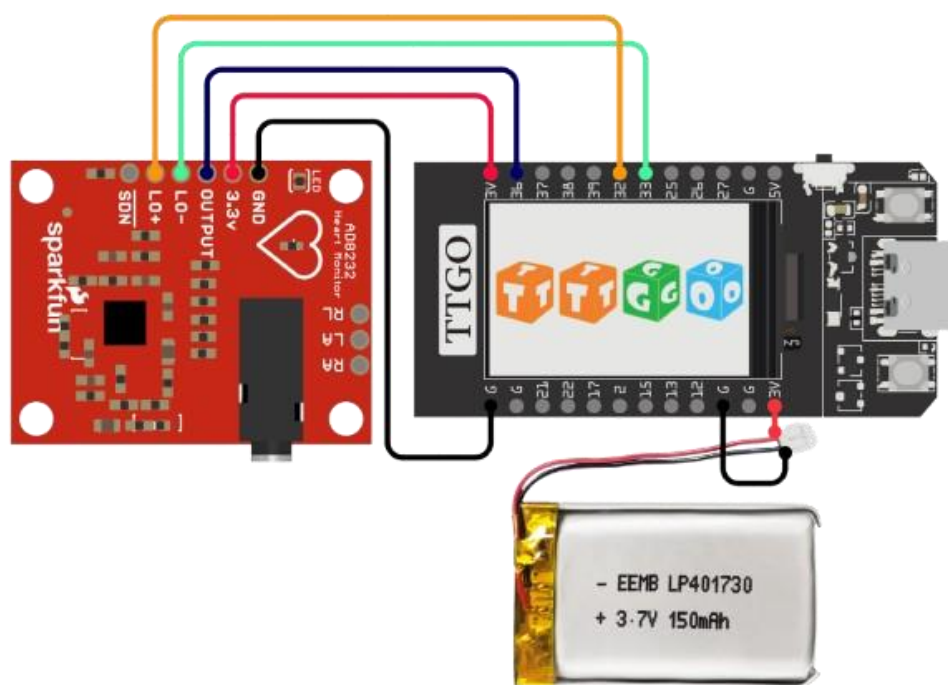


Рис. 3.5. Модель пристрою для моніторингу електроміографічних сигналів

Взаємне розташування та узгодження елементів забезпечують мінімізацію електричних перешкод та зниження рівня шумів у сигнальному тракті. Електроди, з'єднані з модулем AD8232, розташовуються на поверхні м'язів пацієнта, забезпечуючи зчитування біопотенціалів, що формуються під час скорочення м'язових волокон. Отриманий аналоговий сигнал підсилюється, фільтрується та передається на мікроконтролер для аналізу та подальшої передачі у хмарну IoT-платформу.

Представлена модель демонструє узгоджену роботу сенсорного, обчислювального та комунікаційного рівнів пристрою, забезпечуючи можливість бездротового моніторингу м'язової активності людини в реальному часі.

3.2. Алгоритм та програмне забезпечення системи

Алгоритм роботи системи моніторингу електроміографічних сигналів людини, складається з послідовних етапів ініціалізації, зчитування, обробки, візуалізації та передавання даних. Після запуску пристрою мікроконтролер виконує ініціалізацію графічного дисплея TFT, встановлюючи параметри шрифту, кольору та орієнтації екрану. Одночасно активуються необхідні апаратні входи, що відповідають за зчитування сигналів з модуля AD8232: аналоговий канал для ЕМГ та два цифрові входи контролю контакту електродів (LO+ і LO–). Цей етап також включає підключення до Wi-Fi-мережі та налаштування MQTT-клієнта для взаємодії з хмарною платформою.

У циклічній частині програми (рис. 3.6) першочергово перевіряється стабільність MQTT-підключення. У разі його втрати реалізується автоматичне перепідключення. Далі система оцінює стан електродів: якщо один з контрольних входів сигналізує про відрив або поганий контакт, мікроконтролер відображає попередження на екрані та тимчасово призупиняє подальше зчитування сигналу, що запобігає обробці некоректних даних.

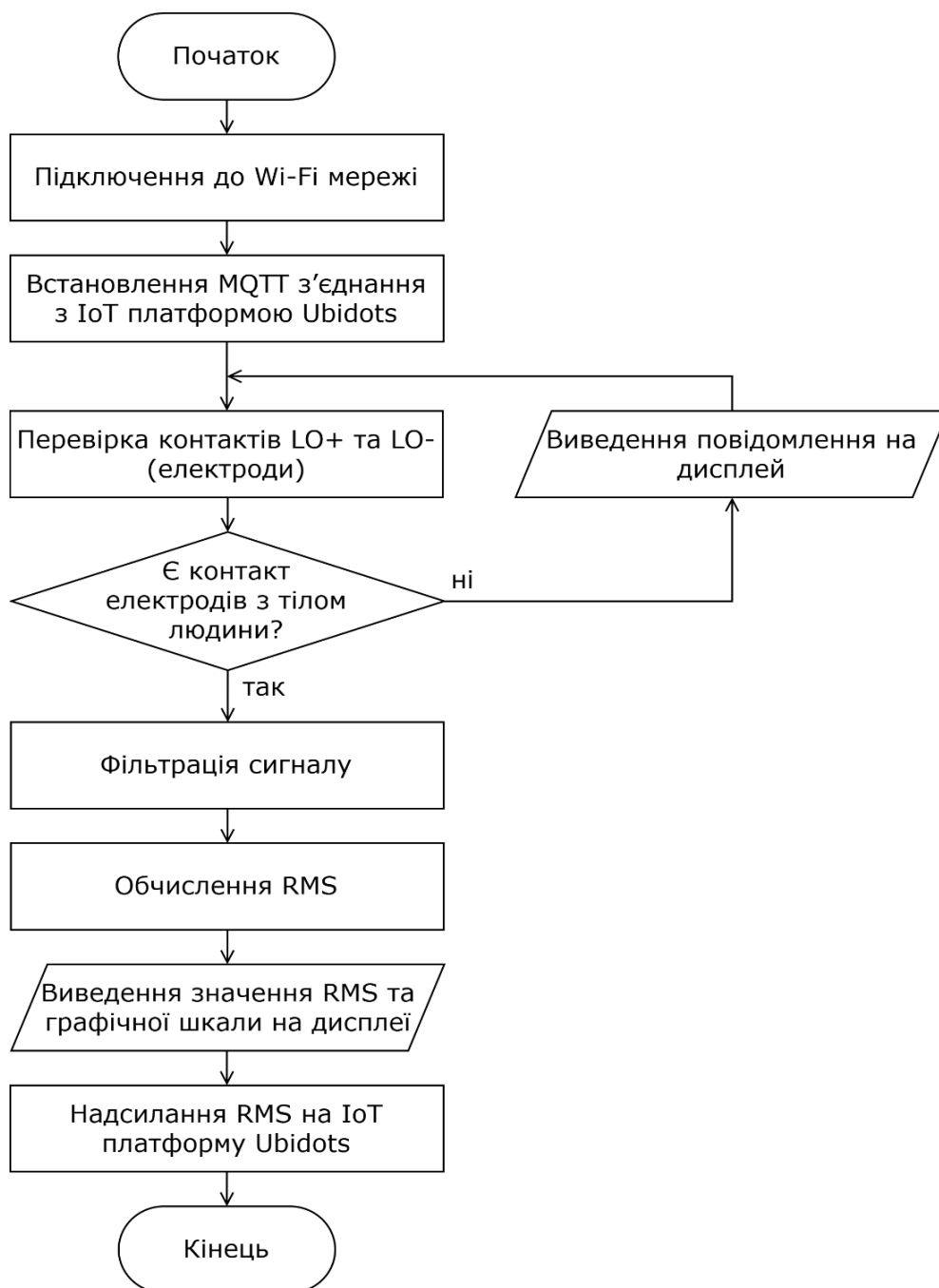


Рис. 3.6. Блок-схема алгоритму головного циклу програми мікроконтролера

За умови коректного контакту здійснюється зчитування миттєвого значення біоелектричного сигналу через 12-бітний АЦП ESP32. Оскільки сигнал ЕМГ має зміщення, програма виконує компенсацію постійної складової. Отримане значення заноситься до циклічного буфера вибірок, який використовується для згладжування сигналу. Коли буфер заповнений, виконується обчислення RMS – середньоквадратичної амплітуди, що дозволяє оцінювати інтенсивність м'язової активності у реальному часі.

Після цього програма формує MQTT-повідомлення у форматі JSON і надсилає RMS-значення на IoT-платформу Ubidots через захищений канал. Одночасно дані відображаються на TFT-дисплеї: числовий показник рівня ЕМГ сигналу та динамічна індикаторна смуга, довжина якої змінюється пропорційно інтенсивності скорочення м'язів.

Завершальним етапом кожного циклу є коротка затримка, що стабілізує роботу графічного інтерфейсу та запобігає надмірному оновленню дисплея. Таким чином алгоритм забезпечує безперервний збір, надійну цифрову обробку та ефективну передачу електроміографічних даних у реальному часі з можливістю локального відображення, що є ключовим для реалізації системи дистанційного IoT-моніторингу у реабілітаційних застосуваннях.

Програма для мікроконтролера TTGO ESP32 починається з підключення необхідних бібліотек (рис. 3.7), серед яких модулі для роботи з Wi-Fi, MQTT-клієнт PubSubClient, драйвер TFT-дисплея TFT_eSPI, а також файл із конфіденційними параметрами підключення secrets.h. Далі оголошені константи входів для зчитування ЕМГ-сигналу з модуля AD8232 та ліній контролю контакту електродів LO+ і LO–, а також визначено розмір буфера для обчислення RMS – 50 вибірок.

```
#include <WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>
#include <TFT_eSPI.h>
#include <SPI.h>
#include "secrets.h"
// ----- НАЛАШТУВАННЯ ПІДКЛЮЧЕНЬ -----
#define EMG_PIN 36      // вихід OUT з AD8232
#define LO_PLUS 32      // LO+
#define LO_MINUS 33     // LO-
#define ADC_SAMPLES 50  // розмір буфера фільтрації
```

Рис. 3.7. Підключення бібліотек та визначення входів мікроконтролера

У наступному фрагменті, наведеному на рис. 3.8, визначено глобальні змінні: мітки пристрою та змінної Ubidots, об'єкти Wi-Fi-клієнта, MQTT-клієнта та графічного дисплея, а також масив sampleBuffer[], індекс буфера та змінна rmsValue, у якій зберігається середньоквадратичне значення ЕМГ-сигналу. Ці

змінні формують основу подальших процесів вимірювання, обробки та передавання сигналів.

```
// ----- ДАНІ ДЛЯ UBIDOTS -----
String DEVICE_LABEL = "emg_monitor";
String VARIABLE_LABEL = "emg_value";
// ----- ОБ'ЄКТИ -----
WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);
TFT_eSPI tft = TFT_eSPI();
// ----- ЗМІННІ ДЛЯ ОБРОБКИ СИГНАЛУ -----
int bufferIndex = 0;
float sampleBuffer[ADC_SAMPLES];
float rmsValue = 0;
```

Рис. 3.8. Визначення глобальних змінних

Функція підключення до Wi-Fi connectWiFi() (рис. 3.9) реалізує цикл повторних спроб встановлення з'єднання, доки статус Wi-Fi не зміниться на WL_CONNECTED. Оскільки передавання даних на Ubidots можливе лише через стабільний інтернет-канал, ця функція є важливою частиною механізмів надійності системи.

```
void connectWiFi() {
    WiFi.begin(WIFI_SSID, WIFI_PASS);
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(400);
    }
}
```

Рис. 3.9. Функція connectWiFi()

На рис. 3.10 подано функцію reconnectMQTT(), яка забезпечує повторне з'єднання з MQTT-брокером Ubidots у разі втрати підключення. Функція виконує перевірку стану клієнта і, якщо з'єднання відсутнє, ініціює вхід до системи з використанням токена доступу. Цей механізм дозволяє уникати переривання передачі даних навіть при тимчасових мережевих збоях.

```

void reconnectMQTT() {
    while (!client.connected()) {
        if (client.connect("ESP32", UBIDOTS_TOKEN.c_str(), "")) break;
        delay(1000);
    }
}

```

Рис. 3.10. Функція reconnectMQTT()

Далі наведено функцію обчислення середньоквадратичного значення computeRMS() (рис. 3.11), що виконує накопичення квадратів вибірок у буфері та подальше обчислення квадратного кореня. Саме RMS дозволяє коректно оцінити рівень активності м'язів, оскільки він усуває вплив знаку сигналу та підвищує стійкість щодо шумів.

```

float computeRMS() {
    float sum = 0;
    for (int i = 0; i < ADC_SAMPLES; i++) {
        sum += sampleBuffer[i] * sampleBuffer[i];
    }
    return sqrt(sum / ADC_SAMPLES);
}

```

Рис. 3.11. Функція computeRMS()

Функція sendToUbidots() (рис. 3.12) формує MQTT-тему та JSON-повідомлення й передає обчислене значення RMS на платформу Ubidots. У структурі повідомлення дані прив'язані до конкретної змінної, що дозволяє сторонній аналітичній системі коректно їх інтерпретувати та відображати.

```

void sendToUbidots(float value) {
    String topic = "/v1.6/devices/" + DEVICE_LABEL;
    String payload = "{\"" + VARIABLE_LABEL + "\": " + String(value) + "}";
    client.publish(topic.c_str(), payload.c_str());
}

```

Рис. 3.12. Функція computeRMS()

Етап ініціалізації пристрою описано у функції setup() (рис. 3.13). Тут виконується запуск дисплея, встановлення режимів виводу тексту, ініціалізація

контактних входів AD8232, підключення до Wi-Fi та налаштування MQTT-клієнта. Також формується стартовий екран системи «EMG Monitor System».

```
void setup() {
  tft.init();
  tft.setRotation(1);
  tft.fillRect(TFT_BLACK);
  tft.setRotation(3);
  tft.setTextColor(TFT_BLUE);
  tft.drawString("EMG Monitor System", 3, 50, 4);
  delay(2000);
  tft.setTextColor(TFT_GREEN, TFT_BLACK);
  tft.setTextSize(2);
  pinMode(LO_PLUS, INPUT);
  pinMode(LO_MINUS, INPUT);
  connectWiFi();
  client.setServer(UBIDOTS_MQTT, 1883);
}
```

Рис. 3.13. Функція setup()

Основний алгоритм роботи представлено у функції loop() (3.14). На початку перевіряється стан MQTT-підключення, а у разі його відсутності програма автоматично викликає reconnectMQTT(). Наступний крок – перевірка контакту електродів LO+ та LO–. Якщо один із входів має високий рівень, програма виводить попередження про поганий контакт електродів «!» та перериває подальшу обробку, запобігаючи відправленню некоректних даних.

Після підтвердження коректного контакту зчитується ЕМГ-сигнал через АЦП ESP32. Виконано компенсацію зміщення (офсету) сигналу шляхом віднімання 2048. Отримане значення записується до циклічного буфера, індекс якого обмежується оператором модуля.

Далі викликається функція обчислення RMS, що забезпечує отримання числового показника рівня м'язової активності. Передавання даних на Ubidots відбувається раз на 200 мс, що демонструє оптимальний баланс між частотою оновлення та навантаженням на Wi-Fi.

На завершення виконується оновлення графічного інтерфейсу на дисплеї виводиться поточне значення RMS, а також відображається вертикальна шкала-індикатор, довжина якої пропорційна інтенсивності ЕМГ-сигналу. Завдяки цьому

користувач отримує як числові, так і візуальні дані про роботу м'язів у реальному часі.

```
void loop() {
  if (!client.connected()) reconnectMQTT();
  client.loop();
  // Перевірка контакту електродів
  if (digitalRead(LO_PLUS) == 1 || digitalRead(LO_MINUS) == 1) {
    tft.fillScreen(TFT_BLACK);
    tft.setCursor(5, 10);
    tft.println("Поганий контакт електродів!");
    delay(500);
    return;
  }
  // Зчитування сигналу
  int rawValue = analogRead(EMG_PIN);
  float signal = (float)rawValue - 2048.0; // компенсація зсуву
  // Збереження в буфер
  sampleBuffer[bufferIndex] = signal;
  bufferIndex = (bufferIndex + 1) % ADC_SAMPLES;
  // Обчислення RMS
  rmsValue = computeRMS();
  // Відправлення в Ubidots раз на 200 мс
  static unsigned long lastSend = 0;
  if (millis() - lastSend > 200) {
    sendToUbidots(rmsValue);
    lastSend = millis();
  }
  // Відображення на дисплеї
  tft.fillScreen(TFT_BLACK);
  tft.setCursor(10, 20);
  tft.print("EMG Level: ");
  tft.println(rmsValue, 2);
  // Візуальна "шкала"
  int bar = map(rmsValue, 0, 300, 0, 220);
  tft.fillRect(10, 70, bar, 20, TFT_RED);
  delay(10);
}
```

Рис. 3.14. Функція loop()

Код описаної програми реалізує повний цикл вимірювання, аналізу, візуалізації та IoT-передавання ЕМГ-сигналів, забезпечуючи безперервний дистанційний моніторинг, що є ключовим для системи реабілітаційного призначення.

3.3. Інтеграція системи з хмарною IoT-платформою

Платформа Ubidots є хмарною IoT-сервісною інфраструктурою. Вона надає зручне середовище для створення веб-панелей моніторингу, інтеграції IoT-сенсорів, а також організації керування пристроями на основі отриманих даних. Ubidots підтримує різні протоколи передавання інформації, зокрема HTTP, MQTT, UDP, що дозволяє легко інтегрувати її з широким спектром мікроконтролерних платформ, включаючи ESP32, на якому базується розроблювана система моніторингу ЕМГ-сигналів.

Платформа забезпечує можливість створення інтерактивних інформаційних панелей з графіками, індикаторами, текстовими полями та віджетами управління. Це дає змогу лікарям або фахівцям з реабілітації наочно спостерігати за змінами м'язової активності пацієнта, відстежувати динаміку відновлення рухових функцій та аналізувати статистичні показники. Ubidots також дозволяє налаштовувати системи сповіщення при досягненні критичних значень параметрів, що є важливим у реабілітації, коли необхідно контролювати перевантаження м'язів або відхилення у стані пацієнта.

Окрім візуалізації даних, Ubidots підтримує обробку інформації на сервері за допомогою власних сценаріїв і логічних правил. Це робить можливим автоматичне виявлення змін у структурі ЕМГ-сигналу, їх аналіз та формування висновків без використання локальних обчислювальних потужностей. Такий підхід знижує вимоги до продуктивності мікроконтролера і дозволяє зменшити енергоспоживання пристрою під час роботи.

Вибір платформи Ubidots для реалізації системи дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів є обґрунтованим з кількох причин. По-перше, сервіс має зручний API та готові бібліотеки для ESP32, що спрощує інтеграцію та скорочує час розробки. По-друге, платформа забезпечує високу надійність передавання даних та їхню безпечність, що є критично важливим при роботі з медичними даними. По-третє, інтуїтивно зрозумілий інтерфейс дозволяє створювати аналітичні панелі без залучення спеціалістів з веброзробки. Крім того,

можливість віддаленого доступу через веб-браузер або мобільний додаток забезпечує зручність контролю стану пацієнтів у будь-який час та в будь-якому місці.

Отже, Ubidots є оптимальним рішенням для реалізації дистанційної хмарної частини системи моніторингу ЕМГ-сигналів, оскільки поєднує простоту інтеграції, аналітичні можливості, надійну передачу даних та зручність використання як для розробника, так і для кінцевих користувачів у сфері реабілітації.

Процес налаштування IoT-платформи Ubidots для реалізації дистанційного моніторингу електроміографічних сигналів включав кілька послідовних етапів, які забезпечують можливість приймання, обробки та візуалізації даних у реальному часі. Спершу було створено новий пристрій (Device), який буде представляти мікроконтролерну систему збирання ЕМГ-сигналів. Після цього система автоматично створила унікальний Token – ключ доступу, який використовуватиметься мікроконтролером ESP32 для передавання даних на сервер.

Наступним кроком було налаштування змінних (Variables), які відображають параметри ЕМГ-сигналу (рис. 3.15). Змінна створюється у межах існуючого пристрою і має унікальний ідентифікатор, який використовуються в програмному коді для відправлення даних. Важливим етапом є перевірка правильності передавання даних. Для цього мікроконтролер із прошитим кодом, у якому задані токен доступу та адреса MQTT або HTTP API Ubidots, ініціює підключення до платформи. Якщо налаштування виконано коректно, у вебінтерфейсі Ubidots почнуть оновлюватися значення змінних у реальному часі.

Для організації візуалізації даних було створено Dashboard (інтерактивну панель моніторингу). У відповідному розділі були обрані віджети (графіки та текстові індикатори), які прив'язувалися до змінних пристрою.

Крім основної візуалізації, платформа дозволяє налаштувати повідомлення про події – наприклад, надсилення сповіщення, якщо амплітуда сигналу перевищує безпечний поріг або активність м'яза свідчить про можливе перенавантаження.

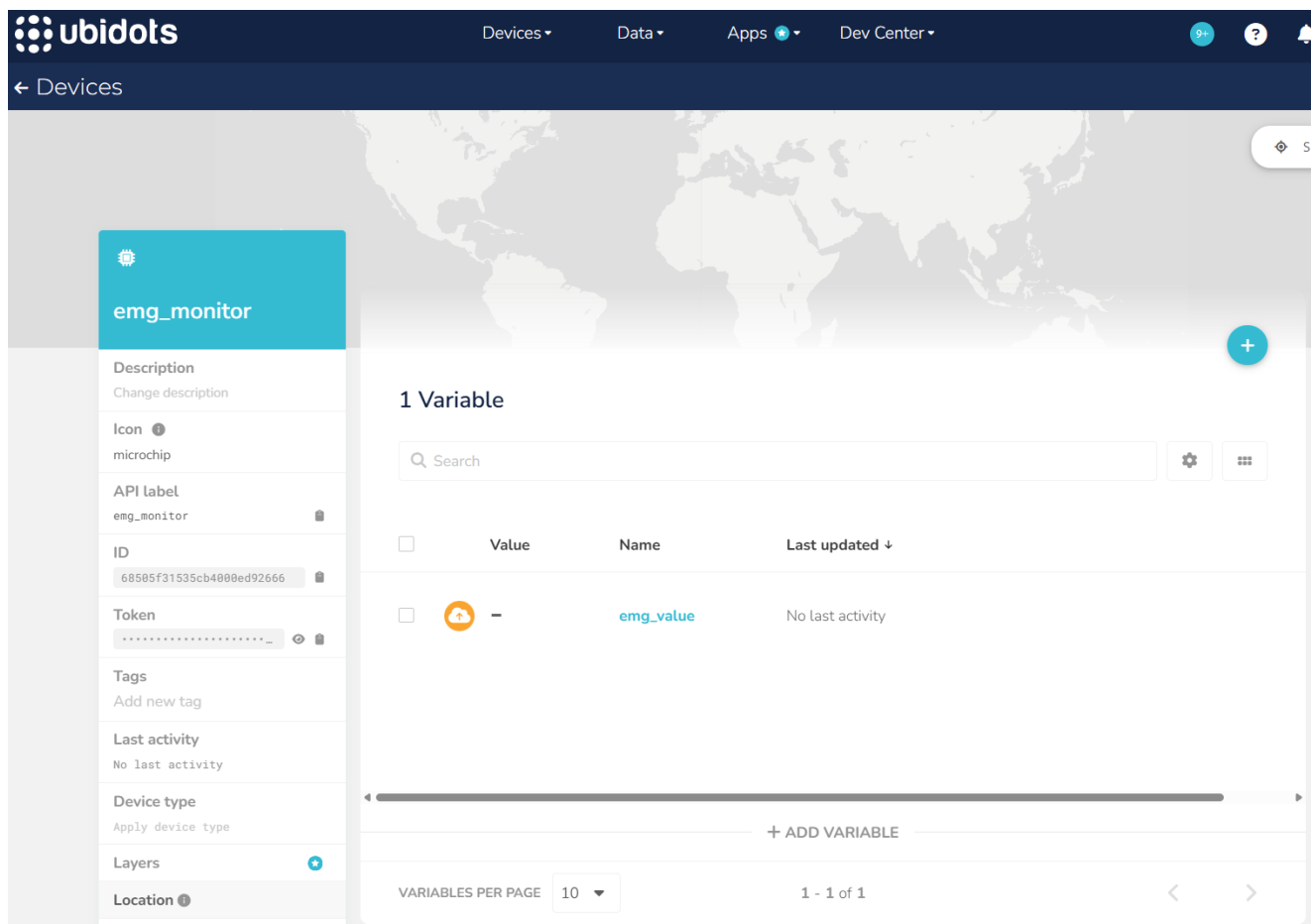


Рис. 3.15. Процес налаштування IoT платформи Ubidots

Налаштування Ubidots забезпечило повний цикл: від реєстрації пристрою та приймання даних до створення зручного дашборду і системи сповіщень. Це дозволяє спеціалістам з реабілітації оперативно відстежувати стан пацієнтів, аналізувати зміни м'язової активності та приймати своєчасні рішення щодо коригування програми відновлення.

3.4. Тестування розробленої системи

Тестування прототипу розробленої системи було проведено з метою оцінки коректності роботи апаратної частини, стабільності зчитування сигналу, ефективності попередньої обробки та точності передавання даних до хмарної платформи. На першому етапі виконано перевірку працездатності апаратних компонентів: модуль AD8232 було під'єднано до м'язів передпліччя за допомогою

поверхневих електродів, а вихід сигналу подано на аналоговий вхід TTGO ESP32. Через дисплей користувач міг спостерігати індикацію стану контакту електродів та рівень поточного сигналу (рис. 3.16). Було підтверджено стабільність живлення, адекватність підсилення сигналу та відсутність критичних електромагнітних завад при правильному розташуванні електродів.

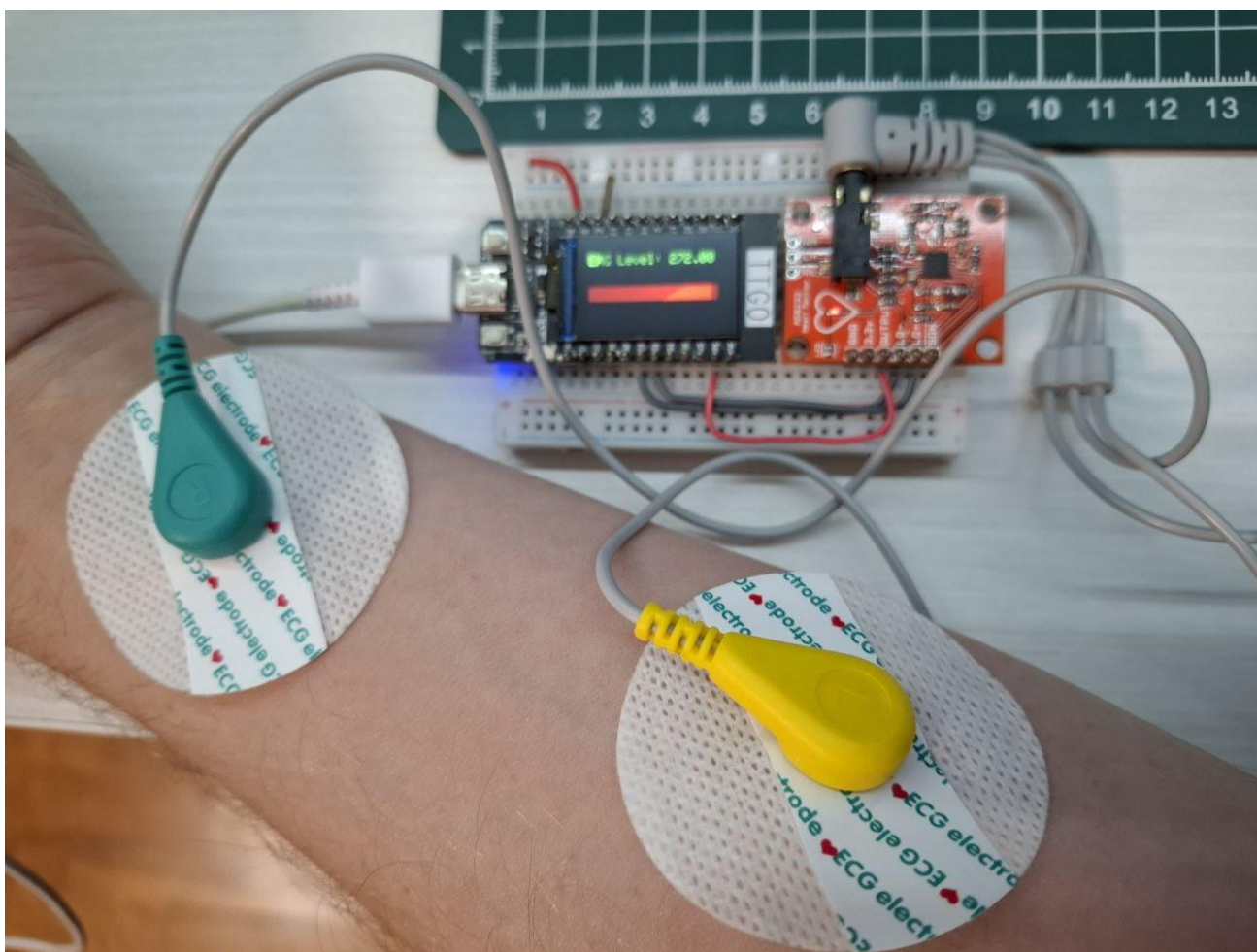


Рис. 3.16. Прототип пристрою для моніторингу ЕМГ сигналів людини

Другий етап тестування передбачав оцінку якості попередньої обробки сигналу. Під час експерименту користувач виконував серію скорочень м'язів різної інтенсивності. Мікроконтролер обраховував похідні параметри, зокрема RMS та середню амплітуду, що дозволяло інтерпретувати активність м'яза кількісно. Візуалізація результатів на локальному дисплеї підтвердила правильність реалізованих алгоритмів обробки.

На третьому етапі було протестовано передачу даних до IoT-платформи Ubidots. Після встановлення Wi-Fi-з'єднання пристрій здійснював передачу обчислених параметрів. На хмарній платформі були створені графічні віджети для відображення динаміки сигналу. Графіки показали відповідність переданих значень тим, що спостерігались на локальному дисплеї, що свідчить про коректність передачі без суттєвих затримок (рис. 3.17). В середньому затримка між вимірюванням і відображенням у вебінтерфейсі становила 150–300 мс, що є прийнятним для задач реабілітаційного моніторингу.



Рис. 3.17. Результати тестування інтеграції пристрою з IoT-платформою Ubidots

В результаті проведеного тестування була підтверджена працездатність прототипу: система коректно зчитувала електроміографічні сигнали, виконувала їх фільтрацію, обчислювала інформативні параметри та забезпечувала надійну передачу у хмарну платформу для подальшого аналізу. Водночас було виявлено, що якість сигналів значною мірою залежить від правильного розташування електродів та мінімізації рухових артефактів. Загалом, прототип продемонстрував свої функціональні можливості та готовність до подальшого вдосконалення й практичного застосування у реабілітаційних системах.

3.5. Висновки до розділу 3

У третьому розділі було реалізовано практичну частину кваліфікаційної роботи, спрямовану на створення прототипу системи дистанційного IoT

моніторингу електроміографічних сигналів людини. Розроблено структурну та електричну схему пристрою, що включає сенсорний модуль AD8232, мікроконтролер TTGO ESP32 з вбудованим дисплеєм, а також автономне джерело живлення. Визначено оптимальні параметри підключення компонентів, особливості узгодження аналогових і цифрових сигналів, а також способи забезпечення стабільної роботи системи в умовах впливу шумів.

Розроблено ПЗ для ESP32, яке реалізує зчитування ЕМГ-сигналу, його фільтрацію, обчислення RMS-показника активності м'язів, перевірку якості контакту електродів та передавання результатів через MQTT-протокол на хмарну платформу Ubidots. На дисплеї пристрою реалізовано візуалізацію рівня м'язової активності у вигляді числового значення та індикаторної шкали.

Отримані результати демонструють ефективність інтеграції IoT-технологій у процес реабілітаційного моніторингу та доводять практичну реалізованість запропонованого методу дистанційного контролю електроміографічної активності людини.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Мета кваліфікаційної роботи магістра полягає у розробці методів та засобів дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини. Оскільки в процесі виконання роботи використовувався персональний комп'ютер, тому необхідно забезпечити дотримання вимог з охорони праці, техніки безпеки та протипожежної безпеки при використанні ПК. Основними регламентуючими нормативними документами охорони праці користувачів ПК є:

- НПАОП 0.00-7.15-18 «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями»;
- Примірня інструкція з охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин, затверджена наказом Міністерства доходів і зборів України від 5 вересня 2013 р. № 443;
- ДБН В.2.5-56:2014 «Системи протипожежного захисту».

Вимоги до приміщень, згідно з [32], щодо розташування робочого місця передбачають виконання наступних вимог:

- мінімальна площа, яка виділяється на одне робоче місце повинна становити мінімум $6,0 \text{ м}^2$, при об'ємі – мінімум $20,0 \text{ м}^3$;
- розташування робочих місць користувачів ПК заборонено у цокольних або підвальних приміщеннях.

При організації робочих місць у НПАОП 0.00-7.15-18 передбачена наявність природного і штучного освітлення. Зазвичай, природне освітлення поступає у приміщення через вікна та світлові прорізи і забезпечує коефіцієнт освітленості на рівні не менше 1,5 %. Орієнтація вікон – на північ або північний схід. Штучне освітлення забезпечують відповідні джерела, наприклад, люмінесцентні лампи.

Приміщення з комп'ютерною технікою не повинні межувати з будівлями, де рівень шуму чи вібрації перевищує визначені допустимі значення. Покриття

підлоги повинне бути матовим з коефіцієнтом відбиття 0,3-0,5. Для внутрішнього оздоблення приміщень слід використовувати дифузно-відбивні матеріали з коефіцієнтами відбиття для стелі 0,7-0,8, для стін 0,5-0,6 [33].

У приміщеннях, де організовано робочі місця користувачів ПК, повинні бути забезпечені аптечками першої медичної допомоги. Вологе прибирання у таких приміщеннях є обов'язковим кожного дня.

Щодо ергономічної організації робочого місця, то воно також повинно відповідати вимогам, наведеним у [32]. Конструкція робочого місця повинна забезпечити підтримання оптимальної робочої пози. У відповідності до НПАОП 0.00-7.15-18, обладнання і організація робочого місця працюючих з ЕОМ мають забезпечувати відповідність конструкції всіх елементів робочого місця та їх взаємного, розташування ергономічним вимогам з урахуванням характеру і особливостей трудової діяльності.

Екран комп'ютера повинен бути розміщений на відстані 600...700 мм від очей користувача. Розташування монітору має забезпечувати зручність зорового спостереження у вертикальній площині під кутом +30 градусів до нормальної лінії погляду працівника [33].

Електромережі штепсельних з'єднань та електророзеток для живлення ПК потрібно виконувати за магістральною схемою. При організації робочих місць електромережу штепсельних розеток для живлення ПК у центрі приміщення прокладають у каналах або під знімною підлогою в металевих трубах або гнучких металевих рукавах [32].

Щодо безпеки при роботі з ПК, щодня перед початком роботи необхідно очищати монітор від пилу та інших забруднень. Після закінчення роботи з ПК, він та периферійні пристрої повинні бути відключені від електричної мережі. У разі виникнення певної аварійної ситуації необхідно негайно відключити ПК від електричної мережі. Не допускається виконувати обслуговування, ремонт та налагодження ПК безпосередньо на робочому місці [32].

Основні вимоги до пожежної безпеки вказані в НАПБ А.01.001-2014 «Правила пожежної безпеки в Україні». Згідно з [33], на та під приміщеннями, в

яких розміщені ЕОМ, а також у суміжних із ними приміщеннях не дозволяється розташування приміщень категорій А та Б за вибухопожежною небезпекою.

Фальш підлога у приміщеннях з ЕОМ має бути з негорючих матеріалів або матеріалів груп горючості Г1, Г2 з межею вогнестійкості не менше 0,5 год. Простір під нею слід розділяти негорючими діафрагмами на відсіки площею не більше 250 м². Діафрагми повинні мати межу вогнестійкості не менше 0,75 год. Звукопоглинаюче облицювання стін та стель цих приміщень слід виготовляти з негорючих матеріалів або матеріалів груп горючості Г1, Г2.

Персональні комп'ютери після закінчення роботи повинні відключатися від мережі. Не рідше одного разу на квартал необхідно очищати від пилу агрегати та вузли, кабельні канали та простір між підлогами. Приміщення повинні бути забезпечені первинними засобами пожежогасіння, а саме вогнегасниками, що використовуються для локалізації і ліквідації пожеж у їх початковій стадії розвитку [33].

Вогнегасники слід встановлювати у легкодоступних та помітних місцях (коридорах, біля входів або виходів з приміщень тощо), а також у пожежонебезпечних місцях, де найбільш вірогідна поява осередків пожежі. При цьому необхідно забезпечити їх захист від попадання прямих сонячних променів та безпосередньої (без загороджувальних щитків) дії опалювальних та нагрівальних приладів. Вибір типу та необхідної кількості вогнегасників визначається відповідно до типових норм належності вогнегасників.

У кваліфікаційній роботі розроблялась система дистанційного моніторингу електроміографічних сигналів людини за допомогою програмного забезпечення для ПК. Через це важливо було провести аналіз основних вимог до приміщень та робочих місць з ПК, що дозволило забезпечити комфортні і безпечні умови праці інженерам комп'ютерних систем. Також проаналізовано правила електробезпеки під час роботи з ПК та вимоги до пожежної безпеки в приміщенні. Усі ці правила і вимоги були враховані під час розробки системи дистанційного IoT моніторингу електроміографічних сигналів людини.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Вплив електромагнітного імпульсу на функціонування обладнання на основі IoT технологій та заходи захисту. Електромагнітний імпульс (ЕМІ) – в телекомунікаційній галузі і фізиці це явище означає факт створення і поширення електромагнітного імпульсного випромінювання широкого спектру частот та великої напруженості протягом короткого відрізка часу [34].

Електромагнітний імпульс, що виникає під час ядерних вибухів є до такої міри потужним, що розглядається як один з чинників ураження цієї зброї. Електромагнітний імпульс ядерного вибуху є потужним не тривалим полем з довжинами хвиль від 1 до 1000 м і більше, що виникає в момент вибуху. При наземному і низькому повітряному вибухах вплив від ураження ЕМІ спостерігається на відстані до кількох кілометрів від епіцентру вибуху [34].

ЕМІ здатний викликати потужні імпульси струмів і напруг у проводах і кабелях повітряних і підземних ліній зв'язку, сигналізацій, управління, електропередачі, в антенах радіостанцій. Вплив ЕМІ може призвести до згорання чутливих електронних і електричних елементів, пов'язаних з великими антенами чи відкритими проводами, а також до серйозних порушень в цифрових і контрольних пристроях, зазвичай без необоротних змін.

Для найбільш важливих пристроїв треба застосовувати заходи захисту та підвищувати їх стійкість до ЕМІ. Ступінь ушкодження залежить в основному від амплітуди наведеного імпульсу напруги чи струму і електричної міцності обладнання. Особливо схильна до впливу ЕМІ радіоелектронна апаратура, виконана на напівпровідникових та інтегральних системах, працюючих на малих струмах і напругах і, чутливих до впливу зовнішніх електричних і магнітних полів.

ЕМІ пробиває ізоляцію, випалює елементи електросхем радіоапаратури, викликає коротке замикання в радіопристроях, іонізацію діелектриків, спотворює або повністю стирає магнітний запис, позбавляє пам'яті ЕОМ.

Інженерно-технічні заходи мають забезпечити підвищену стійкість виробничих споруд, технологічних ліній, устаткування, комунікацій об'єкта до

впливу уражаючих факторів під час надзвичайних ситуацій. При проведенні цих заходів необхідно враховувати конкретні умови підприємства. Проте є загальні організаційні інженерно-технічні заходи, які мають проводитись на всіх об'єктах.

Захистити цінне і унікальне устаткування можна завдяки проведенню інженерно-технічних заходів, щоб зменшити небезпеку пошкодження і руйнування цінного й унікального устаткування, комп'ютерної техніки, станків з програмним керуванням, шліфувальних, токарних, розточних, зубофрезерних, пресових станків, автоматичних конвеєрних ліній та іншого устаткування. Варіантами такого захисту є розміщення зазначеного устаткування в заглиблених приміщеннях, а також використання спеціальних захисних пристосувань, закріплення станків на фундаментах, застосування контрфорсів для підвищення стійкості проти перекидання обладнання [35].

Створення резерву енергетичних потужностей за рахунок автономних пересувних електростанцій, а також місцевих джерел електроенергії. Підготовка автономних електростанцій до роботи за спеціальним режимом (графіком) для забезпечення технологічних процесів виробництва, для яких неможливі тривалі перерви в електропостачанні. З метою попередження аварій на електричних мережах необхідно установити автоматичну систему відключення при виникненні перенапруги.

Повітряні лінії електропостачання замінити на підземно-кабельні. Створення необхідних запасів (резервів) паливно-мастильних матеріалів та інших видів палива й організація їх безпечного зберігання. Щоб не допустити зупинки підприємства через дефіцит палива, необхідно підготуватись для роботи на різних видах палива: нафта, вугілля, газ.

В загальному, методи і засоби захисту від електромагнітних полів можна умовно розділити на інженерно-технічні, організаційні та лікувально-профілактичні. Згідно зі встановленою процедурою, захист людини від такого небезпечного впливу повинен здійснюється такими способами [35]:

- зменшення випромінювання від джерела;
- екранування джерела випромінювання та робочого місця;

— встановлення санітарно-захисної зони.

Залежно від джерел випромінювання та того, де саме вони знаходяться — ззовні чи в середині приміщення, можна оптимально підібрати захист від ЕМП. Якщо джерело забруднення електромагнітним випромінюванням знаходиться ззовні приміщення (трансформатора підстанція чи електрощитова, вишка стільникового зв'язку, тощо), надійним засобом захисту від електромагнітного випромінювання у цьому випадку є спеціально розроблена для захисту від ЕМП екрануюча сітка. Цю сітку кріплять до стіни за допомогою спеціального клею, що також має екрануючі властивості. Сітка забезпечує захист від ЕМП високих частот та від малих електричних полів, сітка потребує заземлення.

Якщо ж джерело ЕМП знаходиться в середині приміщення, оптимальним засобом захисту від електромагнітного випромінювання є екрануюча фарба.. Вона не токсична, відтак, придатна до використання як в середині приміщення, так і ззовні.

Окрім функції захисту від електромагнітного випромінювання, ці засоби можна також використовувати і для захисту даних з комп'ютерних мереж та комп'ютерів. Окрім того, захист офісу від ЕМП ззовні дасть можливість заблокувати зовнішні мережі WiFi, та захистити від проникнення ззовні власну мережу WiFi, що актуально для офісів, розміщених у великих офісних центрах.

ВИСНОВКИ

Основні висновки та наукові результати дослідження.

Проведено аналіз сучасних наукових публікацій і технічних рішень у сфері вимірювання та обробки електроміографічних сигналів. Розглянуто підходи до зняття ЕМГ-сигналів, методи їх попередньої обробки, фільтрації та аналізу, а також тенденції використання IoT-технологій у біомедичних і реабілітаційних системах. За результатами аналізу визначено основні переваги й обмеження існуючих систем, що підтвердило доцільність розроблення компактної та енергоефективної системи дистанційного моніторингу ЕМГ-сигналів.

Досліджено математичні моделі формування та зчитування електроміографічних сигналів з урахуванням біоелектричної природи м'язової активності, впливу електродів, підсилювачів та цифрової обробки сигналів. Це дозволило обґрунтувати вибір параметрів аналого-цифрового перетворення, методів компенсації зсуву та підходів до оцінювання інформативних характеристик ЕМГ-сигналів.

Розроблено метод дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів людини, який поєднує локальну обробку ЕМГ-даних на мікроконтролерному рівні з передаванням обчислених параметрів у хмарне середовище. Використання MQTT-протоколу забезпечило зменшення обсягу передаваних даних, підвищення швидкодії та стабільності системи під час реабілітаційного моніторингу.

Сформовано модель IoT-архітектури системи віддаленого моніторингу ЕМГ-сигналів, у якій структуровано взаємодію сенсорного, комунікаційного та аналітичного рівнів. Запропонована архітектура враховує специфіку формування електроміографічних сигналів, вимоги до енергоефективності та надійності передачі даних, що створює передумови для масштабування системи та її інтеграції з іншими медичними інформаційними сервісами.

Обґрунтовано вибір засобів для реалізації системи, зокрема мікроконтролерної платформи з підтримкою Wi-Fi, модуля для зняття ЕМГ-

сигналів та хмарної IoT-платформи для зберігання і візуалізації даних. Показано, що обрані компоненти забезпечують необхідну точність вимірювань та достатню обчислювальну продуктивність.

Здійснено розроблення апаратно-програмного прототипу системи дистанційного IoT-моніторингу електроміографічних сигналів та реалізовано алгоритм його роботи. Проведено експериментальне тестування прототипу з передаванням даних у хмарне середовище, що підтвердило працездатність запропонованого методу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Луцик Н.С., Луцків А.М., Осухівська Г.М., Тиш Є.В. Програма та методичні рекомендації з проходження практики за тематикою кваліфікаційної роботи для студентів спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» другого (магістерського) рівня вищої освіти усіх форм навчання. Тернопіль: ТНТУ. 2024. 45 с.

2. Луцик Н.С., Луцків А.М., Осухівська Г.М., Тиш Є.В. Методичні рекомендації до виконання кваліфікаційної роботи магістра для студентів спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» другого (магістерського) рівня вищої освіти усіх форм навчання. Тернопіль. 2024. 44 с.

3. Варавін А.В., Лещишин Ю.З., Чайковський А.В. Методичні вказівки до виконання курсового проєкту з дисципліни «Дослідження і проєктування комп'ютерних систем та мереж» для здобувачів другого (магістерського) рівня вищої освіти спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» усіх форм навчання. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 32 с.

4. Осухівська Г.М., Коритко А.В., Паламар А.М. Комп'ютерна система реального часу для аналізу електроміографічних сигналів у процесі реабілітації пацієнтів. 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. 318-319.

5. Осухівська Г., Коритко А., Паламар А. Апаратно-програмний комплекс для дистанційного контролю м'язової активності з використанням MQTT-технологій. Матеріали XIII науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (Тернопіль, 17-18 грудня 2025 року), Тернопіль: ТНТУ, 2025. С. 136.

6. Al-Ayyad M., Owida H.A., De Fazio R., Al-Naami B., Visconti P. Electromyography monitoring systems in rehabilitation: A review of clinical applications, wearable devices and signal acquisition methodologies. *Electronics*, 2023, 12(7). P. 1520.

7. Chowdhury R.H., Reaz M.B., Ali M.A.B.M., Bakar A.A., Chellappan K., Chang T.G. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 2013, 13(9). P. 12431-12466.

8. Phinyomark A., Quaine F., Charbonnier S., Serviere C., Tarpin-Bernard F., Laurillau Y. Feature extraction of the first difference of EMG time series for EMG pattern recognition. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2014, 117(2), P. 247–256.
9. Etana B. B., Malengier B., Krishnamoorthy J., Van Langenhove L. Integrating wearable textiles sensors and IoT for continuous sEMG monitoring. *Sensors*, 2024, 24(6), P. 1834.
10. Zhi Z., Wu Q. Wearable IoT system for hand function assessment based on EMG signals. *Electronics*, 2024, 13(4), 778.
11. Farina D., Merletti R., Enoka R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG: 2004–2024. *Journal of Applied Physiology*, 2025, 138(1), P. 121–135.
12. Omar S.N., Saad N.M., Abdullah A.R., Shair E.F., Rashid H. A review of classification techniques for electromyography signals. *Asian Journal Of Medical Technology*, 2023, 3(1). P. 47-64.
13. Li W., Shi P., Yu H. Gesture recognition using surface electromyography and deep learning for prostheses hand: state-of-the-art, challenges, and future. *Frontiers in neuroscience*. 2021, 15, P. 621885.
14. Farago E., MacIsaac D., Suk M., Chan A.D. A review of techniques for surface electromyography signal quality analysis. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2022, Vol. 16, P. 472-486.
15. AD8232 Heart Rate Monitor Front End. Analog Devices. URL: <https://www.analog.com/en/products/ad8232.html> (дата звернення: 08.11.2025).
16. Palamar A., Karpinski M., Palamar M., Osukhivska H., Mytnyk M. Remote Air Pollution Monitoring System Based on Internet of Things. *CEUR Workshop Proceedings*, 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems, Ternopil, Ukraine, November 22–24, 2022. Vol. 3309. P. 194-204.
17. Palamar A. Intelligent control and monitoring module for uninterruptible power supply system. II International Scientific and Practical Conference «Theoretical and Applied Aspects of Device Development on Microcontrollers and FPGAs» (MC&FPGA-2020), Kharkiv, Ukraine. 2020. P. 12-13.
18. Fedorovych I., Osukhivska H., Lutsyk N. Performance Benchmarking of

Continuous Processing and Micro-Batch Modes in Spark Structured Streaming: ITTAP'2024: 4th International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems, November 20–22, 2024, Ternopil, Ukraine, Opole, Poland. P.80-90

19. 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.

20. Palamar A., Karpinsky M. Control of an Uninterruptible Power Supply in a DC Microgrid System. 10th International Symposium "Topical Problems in the Field of Electrical and Power Engineering" and "Doctoral School of Energy and Geotechnology II" (January 10-15, 2011), Pärnu, Estonia, 2011. P. 80-84.

21. Velychko D., Osukhivska H., Palaniza Y., Lutsyk N., Sobaszek Ł. Artificial Intelligence Based Emergency Identification Computer System. Advances in Science and Technology Research Journal. Volume 18, Issue 2, 2024: 296–304.

22. Palamar A. Control system simulation by modular uninterruptible power supply unit with adaptive regulation function. Scientific Journal of TNTU, Ternopil, Ukraine, 2020. Vol. 98, No 2. P. 129–136.

23. Palamar A., Pettai E. Microgrid for the Department of Electrical Drives and Power Electronics. 8th International Symposium "Topical Problems in the Field of Electrical and Power Engineering" and "Doctoral School of Energy and Geotechnology II" (January 11-16, 2010), Pärnu, Estonia, 2010. P. 54-61.

24. Stadnyk M., Palamar A. Project management features in the cybersecurity area. Scientific Journal of TNTU, Ternopil, Ukraine, 2022. Vol. 106, No 2. P. 54–62.

25. Palamar A. Methods and means of increasing the reliability of computerized modular uninterruptible power supply system. Scientific Journal of TNTU, Ternopil, Ukraine, 2020. Vol. 99, No 3. P. 133–141.

26. Palamar A., Stadnyk M., Palamar M. Adaptive PID regulation method of uninterruptible power supply battery charge current based on artificial neural network. Scientific Journal of TNTU, Ternopil, Ukraine, 2022. Vol. 107, No 3. P. 5–13.

27. Palamar M., Pasternak Y., Palamar A., Poikhalo A. Precision tracking of the trajectory LEO satellite by antenna with induction motors in the control system. Proceedings of the 2017 IEEE 9th International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS 2017), Bucharest, Romania, September 21–23, 2017. Vol. 2. P. 1051–1055.
28. Palamar A., Palamar M. Fire Safety Monitoring System Based on Internet of Things. CEUR Workshop Proceedings, 2023. 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023), Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. Vol. 3468. P. 164-172.
29. Voloskyi V., Leshchyshyn Y., Romanyshyn N., Palamar A., Tarasenko L. Method and algorithm for efficient cell balancing in the lithium-ion battery control system. CEUR Workshop Proceedings, The 1st International Workshop on Bioinformatics and Applied Information Technologies (BAIT 2024), Zboriv, Ukraine, October 02-04, 2024. Vol. 3842. P. 258-267.
30. Palamar M., Horyn T., Palamar A., Batuk V. Method of calibration MEMS accelerometer and magnetometer for increasing the accuracy determination angular orientation of satellite antenna reflector. Scientific Journal of TNTU, Ternopil, Ukraine, 2022. Vol. 108, No 4. P. 79–88.
31. Микитишин А. Г., Митник М. М., Стухляк П. Д. Телекомунікаційні системи та мережі. Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2017. 384 с.
32. Зеркалов Д.В. Охорона праці в галузі: Загальні вимоги. Навчальний посібник. К.: Основа. 2011. 551 с.
33. Желібо Є. П., Сагайдак І. С. Безпека життєдіяльності. Навчальний посібник для аудиторної та практичної роботи. К.:ЕКОМЕН. 2011. 200 с.
34. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної та заочної (дистанційної) форм навчання «Безпека в надзвичайних ситуаціях». В.С. Стручок. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А. 156 с.
35. Навчальний посібник «Техноекоекологія та цивільна безпека. Частина «Цивільна безпека»». Автор-укладач В.С. Стручок. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А. 156 с.

Додаток А

Тези конференцій

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
Маріборський університет (Словенія)
Технічний університет у Кошице (Словаччина)
Вільнюський технічний університет ім. Гедимінаса (Литва)
Краківський економічний університет (Польща)
Вроцлавський економічний університет (Польща)
Університет «Опольська Політехніка» (Польща)
Національний університет «Полтавська політехніка імені Юрія Кондратюка»
Вінницький національний аграрний університет
Львівський національний університет ім. І. Франка
Головне управління Пенсійного фонду в Тернопільській області
Наукове товариство ім. Шевченка
Тернопільський обласний комунальний інститут післядипломної педагогічної освіти
Сумський державний педагогічний університет
Запорізький національний університет

АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Збірник

тез доповідей

**XIV Міжнародної науково-технічної
конференції молодих учених та студентів
11-12 грудня 2025 року**



**УКРАЇНА
ТЕРНОПІЛЬ – 2025**

43.	Ю.Б. Максим'як ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ПРАЦЕЗДАТНОСТІ МАСЦО: ПІДХОДИ, ВИКЛИКИ ТА ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ	297
44.	К. П. Марущак, Г. В. Козбур ЕФЕКТИВНІ ПІДХОДИ ДО ВІЗУАЛЬНОГО ПОДАННЯ КАТЕГОРІЙНИХ ДАНИХ	299
45.	Матисюк І.В БІОДРУК. ЖИТТЯ ТА ПРОГРЕС	301
46.	Д.С. Матюк, М.В. Деркач NetScore: ПЕНТЕСТІНГ БЕЗДРОВОТОВИХ МЕРЕЖ	302
47.	А.Г. Микитишин, Д.Р. Максимів, В.І. Федчак ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ПЛАТФОРМИ ЕНЕРГОМЕНЕДЖМЕНТУ ЯК ІНСТРУМЕНТ ПІДВИЩЕННЯ ЕНЕРГОЕФЕКТИВНОСТІ БУДІВЕЛЬ: КОНЦЕПЦІЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ВПРОВАДЖЕННЯ VENEFIT	305
48.	О. Мимрик АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ГІБРИДНИХ СИСТЕМ ЕНЕРГОПОСТАЧАННЯ (СОНЯЧНА + ВІТРОВА ЕНЕРГІЯ)	307
49.	Р.С. Михайлишин, М.В. Приймак КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ПОТОКУ ЛЮДЕЙ У ГРОМАДСЬКИХ МІСЦЯХ НА ОСНОВІ ІОТ-ТЕХНОЛОГІЙ	309
50.	Л.Є. Мосій СТАТИСТИЧНІ МЕТОДИ ВАЛІДАЦІЇ МОДЕЛІ АМПЛІТУДНОЇ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ	310
51.	А.А. Музичук ОПТИМІЗАЦІЯ АЛГОРИТМІВ СОРТУВАННЯ ВІДЕОДАНИХ У ХМАРНИХ СИСТЕМАХ ПЕРЕДАЧІ МУЛЬТИМЕДІА	312
52.	В.В. Невмержицький, Н.Б. Стадник МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ КОНТРОЛЮ СОНЯЧНИМ ВОДОНАГРІВАЧЕМ НА БАЗІ МІКРОКОНТРОЛЕРА STM32	313
53.	В.В. Никитюк, І. К. Генсбора ІНФОРМАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДАНИХ У СИСТЕМАХ ЦИФРОВОГО ЗБЕРЕЖЕННЯ МУЗЕЙНИХ ФОНДІВ	314
54.	О.А. Пастух, Х.О. Новицька МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ УПРАВЛІННЯ РИЗИКАМИ В ЖИТТЄВОМУ ЦИКЛІ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ UML ТА АДАПТОВАНОЇ SEI-МОДЕЛІ	315
55.	С. Орлов, С. Марценко ДОСЛІДЖЕННЯ ІТ ЛОГІСТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ	317
56.	Г.М. Осухівська, А.В. Коритко, А.М. Паламар КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА РЕАЛЬНОГО ЧАСУ ДЛЯ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ У ПРОЦЕСІ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ	318
57.	А.В. Павлик, А.М. Паламар КОМП'ЮТЕРІЗОВАНА СИСТЕМА ДЛЯ ЕНЕРГОЕФЕКТИВНОГО КЕРУВАННЯ СОНЯЧНОЮ ЕЛЕКТРОСТАНЦІЄЮ У РОЗУМНОМУ БУДІНКУ	319

моделей є оптимізувати послідовність операцій, зменшити витрати та підвищити швидкість логістичних завдань.

Математичні та оптимізаційні моделі застосовуються для точних розрахунків і планування. Сюди належать моделі оптимізації маршрутів (VRP — Vehicle Routing Problem), моделі управління запасами (EOQ, ABC/XYZ), а також методи лінійного та нелінійного програмування. Для їх реалізації використовуються інструменти Python, R, MATLAB та спеціалізовані системи, наприклад, AnyLogic чи Lingo.

Імітаційні моделі дають змогу відтворювати логістичні процеси у віртуальному середовищі. Сюди відносять агентне моделювання, дискретно-подійне або системна динаміка.

Цифрові двійники (Digital Twin) створюють цифрову копію логістичної системи, яка працює в режимі реального часу. Вони дають змогу прогнозувати можливі збої та оптимізувати роботу транспорту й складів.

Інформаційно-аналітичні та Big Data моделі використовуються для прогнозування попиту, аналізу ризиків, оптимізації запасів і вибору найкращих постачальників. У цьому випадку застосовуються алгоритми машинного навчання – нейронні мережі, регресійні моделі та дерева рішень.

Моделі інтеграції IT-систем показують, як взаємодіють різні корпоративні системи: ERP (SAP, Oracle), WMS (складські системи), TMS (транспортні системи) та MRP (системи планування ресурсів). Таким чином, кожен тип моделі виконує свою роль – від опису структури та процесів до точних розрахунків, симуляцій і цифрових двійників, що забезпечує комплексне управління логістичною системою.

Література

1. How Does Digital Transformation Impact Logistics – Now and in The Future? - Camelot Management Consultants. Camelot Management Consultants. URL: <https://www.camelot-mc.com/blog/how-does-digital-transformation-impact-logistics-now-and-in-the-future/> (date of access: 18.11.2025).

УДК 681.518.3

Г.М. Осухівська, к.т.н., доц.; А.В. Коритко; А.М. Паламар, к.т.н., доц.
(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА РЕАЛЬНОГО ЧАСУ ДЛЯ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ У ПРОЦЕСІ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ

Н.М. Osukhivska, Ph.D., Assoc. Prof.; A.V. Korytko; A.M. Palamar, Ph.D., Assoc. Prof.
REAL-TIME COMPUTER SYSTEM FOR ANALYZING ELECTROMYOGRAPHIC
SIGNALS DURING PATIENT REHABILITATION

У сучасних умовах розвитку медичних технологій важливого значення набувають системи, здатні забезпечувати безперервний контроль фізіологічних показників пацієнта під час реабілітації. Електроміографічні (ЕМГ) сигнали, що відображають електричну активність м'язів, є ключовим індикатором стану опорно-рухового апарату, рівня м'язової взаємодії та динаміки відновлення після травм чи захворювань. Традиційні системи ЕМГ-моніторингу здебільшого громіздкі, маломобільні та потребують присутності фахівця, що ускладнює їх використання у позаклінічних умовах. Наявні рішення або потребують спеціалізованого обладнання, або не

забезпечують достатньої швидкодії й точності для аналізу м'язових скорочень. Актуальність дослідження пов'язана з потребою створення доступної системи, що дозволяє здійснювати збір, обробку та передачу ЕМГ-сигналів у режимі реального часу з можливістю віддаленого контролю.

Метою роботи є розроблення IoT-орієнтованої комп'ютерної системи для безперервного аналізу ЕМГ-сигналів у процесі реабілітації пацієнтів. Розроблена система базується на мікроконтролерному модулі ESP32 TTGO, який забезпечує достатні ресурси для локальної попередньої обробки сигналу, а також підтримує Wi-Fi технологію та MQTT-протокол для інтеграції в IoT-інфраструктуру. Сигнал зчитується за допомогою біомедичного модуля AD8232, що виконує фільтрацію та підсилення слабких мікрровольтних коливань, характерних для ЕМГ-активності. Отриманий аналоговий сигнал оцифровується вбудованим АЦП ESP32, проходить нормалізацію, фільтрацію, після чого передається на IoT-платформу Ubidots.

Хмарна платформа забезпечує візуалізацію даних у вигляді графіків, панелей стану та статистичних показників, дозволяючи лікарю або реабілітологу отримувати інформацію в реальному часі та відстежувати прогрес відновлення пацієнта. Застосування MQTT-протоколу гарантує низьку затримку передавання даних, що є критично важливим для задач реального часу. Крім того, система дозволяє зберігати історію сигналів, що забезпечує можливість довгострокового аналізу, виявлення аномалій та адаптивного налаштування програм реабілітації.

Однією з ключових переваг запропонованої системи є її мобільність та низька вартість у порівнянні з комерційними медичними комплексами. Вона забезпечує достатню точність для практичних задач відновлення м'язових функцій, підтримує віддалений доступ, працює без необхідності спеціалізованого обладнання та може бути інтегрована у домашні умови. Крім того, застосування відкритих апаратних платформ дозволяє масштабувати систему та розширювати її функціональність.

Розроблена комп'ютерна система реального часу забезпечує ефективний дистанційний моніторинг ЕМГ-сигналів і може бути застосована для медичних та наукових досліджень. Вона дозволяє підвищити якість реабілітаційного процесу, забезпечуючи безперервний зворотний зв'язок, оперативний аналіз та можливість віддаленого контролю.

УДК 004.9:620.9

А.В. Павлик, А.М. Паламар, к.т.н.

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА ДЛЯ ЕНЕРГОЕФЕКТИВНОГО КЕРУВАННЯ СОНЯЧНОЮ ЕЛЕКТРОСТАНЦІЄЮ У РОЗУМНОМУ БУДИНКУ

A. V. Pavlyk, A.M. Palamar, PhD.

COMPUTERIZED SYSTEM FOR ENERGY-EFFICIENT CONTROL OF A SOLAR POWER PLANT IN A SMART HOME

Розвиток відновлюваної енергетики та зростання тарифів на електроенергію актуалізують підвищення енергоефективності житлових будинків [1]. Перспективним рішенням є кіберфізична система розумного будинку з сонячною електростанцією (СЕС) та акумуляторною батареєю, яка динамічно керує потоками енергії між СЕС, будинком, накопичувачем та мережею [2].

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

МАТЕРІАЛИ

ХІІІ НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

**«ІНФОРМАЦІЙНІ МОДЕЛІ,
СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ»**



17-18 грудня 2025 року

**ТЕРНОПІЛЬ
2025**

V. Kravchuk AUTOMATED ROAD TRAFFIC ACCIDENT RECOGNITION IN VIDEO MONITORING SYSTEMS USING COMPUTER VISION ALGORITHMS	
В. Кравчик, Г. Осухівська МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВІЯВЛЕННЯ ДОРОЖНЬО-ТРАНСПОРТНИХ ПРИГОД КОМП'ЮТЕРИЗОВАНИМИ СИСТЕМАМИ ВІДЕОНАГЛЯДУ V. Kravchuk, G. Osukhivska METHODS AND MEANS OF DETECTING ROAD TRAFFIC ACCIDENTS USING COMPUTERISED VIDEO SURVEILLANCE SYSTEMS	126
І. Лемега, Р. Королюк ОГЛЯД МІКРОКОНТРОЛЕРІВ, ПРИЗНАЧЕНИХ ДЛЯ СИСТЕМ РОЗУМНОГО ДОМУ I. Lemega, R. Koroliuk REVIEW OF MICROCONTROLLERS FOR SMART HOME SYSTEMS	127
Р. Лесик ДОСЛІДЖЕННЯ АДАПТИВНИХ АЛГОРИТМІВ РЕГУЛЮВАННЯ КОГНІТИВНОГО НАВАНТАЖЕННЯ У ВЕБТРЕНАЖЕРІ ПАМ'ЯТІ R. Lesyk RESEARCH ON ADAPTIVE ALGORITHMS FOR COGNITIVE LOAD REGULATION IN A WEB MEMORY TRAINER	128
А. Луцків, Д. Гаврада АНАЛІЗ ТА КЛАСИФІКАЦІЯ БІОМЕТРИЧНИХ СИСТЕМ ЗА ТИПАМИ ОЗНАК A. Lutskev, D. Havrada ANALYSIS AND CLASSIFICATION OF BIOMETRIC SYSTEMS BY FEATURE TYPES	129
А. Луцків, В. Комарницький ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ТА ВІДДАЛЕНОГО ООНОВЛЕННЯ ІОТ-ПРИСТРОЇВ A. Lutskev, V. Komarnytskyi DESIGN OF A MONITORING AND REMOTE UPDATE SYSTEM FOR IOT DEVICES	130
І. Мудрий СПОСОБИ ЗАПОБІГАННЯ ВТРАТІ ДАНИХ В КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМАХ I. Mudryi METHODS OF PREVENTING DATA LOSS IN COMPUTER SYSTEMS	131
В. Наконечний МЕТОДИ КОНТРОЛЮ ОСНОВНИХ ПАРАМЕТРІВ АКУМУЛЯТОРІВ V. Nakonechnyi METHODS OF CONTROLLING THE MAIN PARAMETERS OF BATTERIES	132
В. Наконечний АЛГОРИТМ ВІМІРЮВАННЯ ЄМНОСТІ АКУМУЛЯТОРА ЗА КОРОТКОГО РЕЖИМУ РОЗРЯДЖЕННЯ V. Nakonechnyi ALGORITHM FOR MEASURING BATTERY CAPACITY IN SHORT DISCHARGE MODE	133
В. Невмержицький, Н. Стадник СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ТЕМПЕРАТУРИ ВОДИ В БАСЕЙНІ V. Nevmerzhytskyi, N. Stadnyk POOL WATER TEMPERATURE MONITORING SYSTEM	134
Г. Осухівська, А. Коритко, А. Паламар	135

АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИСТАНЦІЙНОГО КОНТРОЛЮ М'ЯЗОВОЇ АКТИВНОСТІ З ВИКОРИСТАННЯМ MQTT-ТЕХНОЛОГІЙ	
Н. Osukhivska, A. Korytko, A. Palamar	
HARDWARE AND SOFTWARE SYSTEM FOR REMOTE MONITORING OF MUSCLE ACTIVITY USING MQTT TECHNOLOGIES	
А. Павлик, А. Паламар	
ІНФОРМАЦІЙНА МОДЕЛЬ ТА КІБЕРФІЗИЧНА СИСТЕМА ЕНЕРГОМЕНЕДЖМЕНТУ СОНЯЧНОЇ ЕЛЕКТРОСТАНЦІЇ У РОЗУМНОМУ БУДИНКУ	
A. Pavlyk, A. Palamar	
INFORMATION MODEL AND CYBER-PHYSICAL ENERGY MANAGEMENT SYSTEM FOR A SMART-HOME SOLAR POWER PLANT	136
А. Паламар, Я. Сиротинський, М. Франків	
ЗАСТОСУВАННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ВІДДАЛЕНОГО ЗБОРУ ДАНИХ ПРО ШВИДКІСТЬ ВІТРУ	
A. Palamar, Y. Syrotynskiy, M. Frankiv	
APPLICATION OF MICROCONTROLLER TECHNOLOGIES FOR REMOTE COLLECTION OF WIND SPEED DATA	137
Б. Переймибіда	
МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ ДОВЖИНИ КАБЕЛЮ ТА МІСЦЯ ЙОГО ОБРИВУ	
B. Pereimybid	
METHODS FOR DETERMINING CABLE LENGTH AND LOCATION OF ITS BREAKAGE	138
Б. Переймибіда	
АЛГОРИТМ ВИЗНАЧЕННЯ ДОВЖИНИ КАБЕЛЬНОЇ ЛІНІЇ ТА ПОШУКУ МІСЦЯ ОБРИВУ НА ОСНОВІ ЄМНІСНОГО МЕТОДУ	
B. Pereimybid	
ALGORITHM FOR DETERMINING THE LENGTH OF A CABLE LINE AND SEARCHING FOR THE BREAK POINT BASED ON THE CAPACITIVE METHOD	139
М. Процишин, Є. Кириченко, В. Дозорський, Л. Дедів, О. Дозорська	
СПОСІБ ОПРАЦЮВАННЯ СИГНАЛІВ П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНОГО СЕНСОРА ДЛЯ СИСТЕМИ ТАКТИЛЬНОГО ЗВОРОТНЬОГО ЗВ'ЯЗКУ ПРОТЕЗА РУКИ	
M. Protsyshyn, Ye. Kyrychenko, V. Dozorskyi, L. Dediv, O. Dozorska	
THE METHOD OF PIEZOELECTRIC SENSOR SIGNALS PROCESSING FOR A TACTILE FEEDBACK SYSTEM OF A HAND PROSTHESIS	140
С. Рихлевич	
РОЗРАХУНОК ПРОПУСКНОЇ ЗДАТНОСТІ КАНАЛУ ЗАПИСУ	
S. Rykhlevych	
CALCULATION OF RECORDING CHANNEL BANDWIDTH	141
С. Рихлевич, І. Баран	
ЗАВДАННЯ І ФУНКЦІЇ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРА БЛОКУ ЗБОРУ ТЕЛЕМЕТРИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ	
S. Rykhlevych, I. Baran	
TASKS AND FUNCTIONS OF THE MICROCONTROLLER SOFTWARE OF THE TELEMETRIC INFORMATION COLLECTION UNIT	142
І. Рій, Є. Тиш	
МЕТОДИ ПОБУДОВИ ТА ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ХАОТИЧНИХ АЛГОРИТМІВ ШИФРУВАННЯ ДЛЯ СУЧАСНИХ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНИХ СИСТЕМ	
I. Riі, Ye. Tysh	
METHODS FOR CONSTRUCTING AND COMPARATIVE ANALYSIS OF CHAOTIC ENCRYPTION ALGORITHMS FOR MODERN COMPUTERIZED	143

УДК 681.518.3

Г. Осухівська, к. т. н. доц.; А. Коритко; А. Паламар, к. т. н., доц.

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИСТАНЦІЙНОГО КОНТРОЛЮ М'ЯЗОВОЇ АКТИВНОСТІ З ВИКОРИСТАННЯМ MQTT-ТЕХНОЛОГІЙ

UDC 681.518.3

H. Osukhivska, PhD. Assoc. Prof.; A. Korytko; A. Palamar, PhD., Assoc. Prof.

HARDWARE AND SOFTWARE SYSTEM FOR REMOTE MONITORING OF MUSCLE ACTIVITY USING MQTT TECHNOLOGIES

Сучасний розвиток медичної техніки та інтелектуальних засобів вимірювання сприяє появі нових підходів до контролю фізіологічних параметрів людини у режимі реального часу. Одним із важливих напрямів є моніторинг м'язової активності, яка відображає стан опорно-рухового апарату та рівень функціональності м'язів під час реабілітації чи тренувального процесу. Завдяки поширенню технологій Інтернету речей (IoT) стало можливим створення мобільних, компактних та віддалено доступних систем, здатних виконувати збір, обробку та передавання біосигналів у хмарні сервіси.

Існує проблема, яка пов'язана з відсутністю доступних низьковартісних систем для тривалого дистанційного контролю електроміографічних (ЕМГ) сигналів, що при цьому забезпечують високу швидкість та зручність для користувача. Існуючі медичні комплекси нерідко мають високу вартість, складні процедури калібрування та обмежені можливості інтеграції із зовнішніми цифровими сервісами. Актуальність роботи полягає у необхідності створення компактного апаратно-програмного комплексу, який забезпечує зчитування та передачу м'язової активності у реальному часі через MQTT – один із найбільш ефективних IoT-протоколів. Метою дослідження є розроблення IoT-системи для дистанційного моніторингу м'язової активності людини з використанням доступних сенсорів та сучасних засобів бездротового зв'язку.

Основою запропонованої системи є апаратний модуль AD8232, який виконує підсилення та фільтрацію електроміографічного сигналу, забезпечуючи його попередню апаратну обробку. Сигнал надходить до мікроконтролера ESP32 TTGO, що поєднує високопродуктивний процесор, вбудований АЦП та модулі Wi-Fi/Bluetooth. На локальному рівні мікроконтролер здійснює зчитування сигналу, цифрову фільтрацію, нормалізацію, обчислення характеристик, таких як RMS, та формування структурованого пакета даних. Передавання результатів відбувається через MQTT-протокол, який забезпечує низьку затримку та мінімальне споживання трафіку, що є критичним для мобільних IoT-пристроїв.

MQTT-брокером може виступати як локальний сервер, так і комерційна платформа, зокрема Ubidots, що надає можливість візуалізації даних, побудови графіків і створення користувацьких панелей. Використання IoT-архітектури забезпечує розділення системи на сенсорний рівень, рівень передачі та рівень аналізу (хмарна платформа), що робить систему масштабованою та адаптивною до різних сценаріїв використання – від медичної реабілітації до спортивної медицини чи дистанційного навчання руховим навичкам.

Основними перевагами розробленої системи є її мобільність, низька собівартість, можливість роботи у реальному часі та підтримка хмарного аналізу даних. Вона легко інтегрується у різні реабілітаційні програми, дозволяє спостерігати за прогресом пацієнта дистанційно та мінімізує потребу у стаціонарному обладнанні.