

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії
Кафедра обчислювальної техніки

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

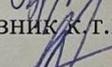
на тему:

**КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ
УВАГИ ЛЮДИНИ**

Виконав студент 2 курсу, групи 1КІ-24м
Спеціальності — 123 «Комп'ютерна
інженерія»

 Перебора М.А.

Керівник к.т.н., доц.каф. ОТ

 Кожем'яко А.В.

«12» 12 2025р.

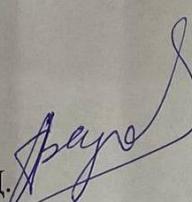
Рецензент к.т.н, доц. каф. ПЗ

 Коваленко О.О.

«12» 12 2025р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри ОТ

д.т.н., проф. Азаров О.Д. 

«18» 12 2025р.

ВНТУ 2025

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії

Кафедра обчислювальної техніки

Галузь знань — Інформаційні технології

Освітній рівень — магістр

Спеціальність — 123 Комп'ютерна інженерія

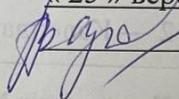
Освітньо-професійна програма — Комп'ютерна інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ОТ

д.т.н., проф. О.Д. Азаров

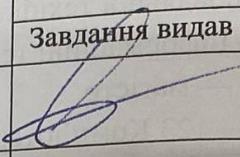
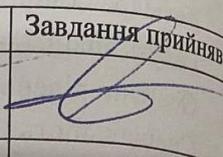
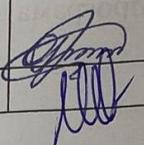
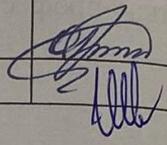
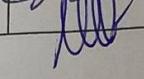
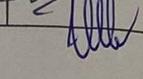
« 25 » вересня 2025 р.



**ЗАВДАННЯ
НА МАГІСТЕСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**
студенту **Переборі Миколі Анатолійовичу**

- 1 Тема роботи: «Комп'ютерна система визначення рівня концентрації уваги людини», керівник Кожем'яко Андрій Вікторович. к.т.н., доцент кафедри ОТ затверджено наказом вищого навчального закладу від «24» вересня 2025 року № 313.
- 2 Термін подання студентом роботи 04.12.2025 р.
- 3 Вихідні дані до роботи: наукові дослідження у сфері біосигналів (EEG, PPG, IMU), методи цифрової обробки сигналів, технології побудови носимих пристроїв, протоколи передачі даних у реальному часі, підходи до мультимодальних індексів стану користувача, веб-технології клієнт-серверної обробки.
- 4 Зміст розрахунково-пояснювальної записки: вступ; огляд наукових підходів до вимірювання когнітивних станів та аналіз джерел шумів у біосигналах; обґрунтування вибору інформативних параметрів; методи покращення сигналів та формування інтегрального індексу концентрації; проектування апаратної частини пристрою; розробка програмного забезпечення мікроконтролера, сервера та веб-клієнта; моделювання та тестування роботи системи; економічне обґрунтування; висновки; список використаних джерел.
- 5 Перелік графічного матеріалу: структурна схема системи; функціональна схема апаратної частини системи; блок-схема алгоритму роботи системи.
- 6 Консультанти розділів роботи приведені в таблиці 1.

Таблиця 1 — Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1-4	Кожем'яко А. В. к.т.н., доц. каф. ОТ		
5	Ратушняк О. Г. к.т.н., доц. каф. ЕПВМ		
Нормоконтроль	Швець С. І. асистент каф. ОТ		

8 Календарний план виконання МКР приведений у таблиці 2.

Таблиця 2 — Календарний план

№ з/п	Назва етапів МКР	Термін виконання		Примітка
		початок	закінчення	
1	Вибір, узгодження та затвердження теми МКР	25.09.2025	29.09.2025	виконано
2	Аналіз літературних джерел, формування теоретичних розділів	30.09.2025	05.10.2025	виконано
3	Розробка технічного завдання та функціональних вимог до системи	06.10.2025	09.10.2025	виконано
4	Проектування структури системи та алгоритмів її роботи	10.10.2025	15.10.2025	виконано
5	Моделювання і проектування апаратної частини системи	16.10.2025	23.10.2025	виконано
6	Розробка прошивки, серверної та веб-частини	24.10.2025	31.10.2025	виконано
7	Експериментальне тестування та аналізування результатів	24.10.2025	31.10.2025	виконано
8	Розрахунок економічної частини	01.11.2025	07.11.2025	виконано
9	Оформлення пояснювальної записки та графічних матеріалів	08.11.2025	10.11.2025	виконано
10	Попередній захист, доопрацювання роботи та усунення недоліків	11.11.2025	25.11.2025	виконано
11	Нормоконтроль, рецензування та подання роботи	26.11.2025	04.12.2025	виконано

Студент

Керівник роботи




Микола ПЕРЕБОРА

Андрій КОЖЕМ'ЯКО

АНОТАЦІЯ

УДК 004.3

Перебора М.А. Комп'ютерна система визначення рівня концентрації уваги людини. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 123 — Комп'ютерна Інженерія, Вінниця: ВНТУ, 2025 — 162с.

На укр. мові. Бібліогр.: 35 назв; рис.: 36; табл. 22; ліст.: 40.

У магістерській кваліфікаційній роботі досліджено, спроектовано та реалізовано комп'ютерну систему визначення рівня концентрації уваги людини на основі аналізу біосигналів у реальному часі. Проведено огляд сучасних методів оцінювання когнітивних станів, виявлено їх обмеження та сформовано вимоги до носимого пристрою з онлайн-візуалізацією показників.

У роботі розроблено математичний метод формування інтегрального індексу концентрації, який поєднує електрофізіологічні та інерційні дані із системою вагування достовірності вимірювань. Запропоновано методи для компенсації артефактів руху, контролю якості сигналу та адаптивного згладжування часових рядів. Спроектовано архітектуру програмно-апаратної системи, що включає носимий модуль збору даних, сервер обробки та веб-клієнт для візуалізації стану користувача.

Реалізовано прошивку мікроконтролера, серверну частину та односторінковий веб-додаток із підтримкою WebSocket-потоків даних. Проведено експериментальне тестування, що підтвердило працездатність системи та ефективність інтегрального показника у порівнянні з «сирими» метриками.

Ключові слова: концентрація уваги, когнітивні стани, біосигнали, ЕЕГ, інерційні датчики, інтегральний індекс, згладжування, фільтрація, WebSocket, носима електроніка.

ABSTRACT

UDC 004.3

Perebora M.A. Computer System for Determining the Level of Human Attention Concentration. Master's Thesis in specialty 123 — Computer Engineering. Vinnytsia: VNTU, 2025 — 162p.

In Ukrainian. Bibliography: 35 titles; figures: 36; tables: 22; listings: 40.

In the master's qualification work, a computer-based determination of the level of human attention concentration based on the analysis of biosignals in real time was investigated, designed and implemented. A review of modern methods for assessing cognitive states was conducted, their limitations were identified and requirements for a wearable device with online visualization of indicators were formulated.

The work developed a mathematical method for forming an integral concentration index that compensates for electrophysiological and inertial data with a measurement reliability weighting system. An approach to compensation for motion artifacts, signal quality control and adaptive smoothing of time series was proposed. The architecture of a software and hardware system was designed, which includes a wearable data collection module, a processing server and a web client for visualizing the user's state.

The microcontroller firmware, server part and a single-page web application with support for WebSocket data flow were implemented. Experimental testing was conducted, which confirmed the system's performance and the effectiveness of the integral index compared to "raw" metrics.

Keywords: attention, cognitive states, biosignals, EEG, inertial sensors, integral index, smoothing, filtering, WebSocket, wearable electronics.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ СИСТЕМ ОЦІНКИ КОНЦЕНТРАЦІЇ	11
1.1 Поняття концентрації уваги та її роль у когнітивних процесах.....	11
1.2 Фізіологічні механізми, що лежать в основі вимірювання концентрації..	13
1.3 Використання електроенцефалографії для оцінки концентрації	14
1.4 Вплив пульсу і руху на значення концентрації.....	17
1.5 Порівняння доступних рішень та комерційних аналогів.....	18
1.6 Застосування систем оцінки концентрації у різних сферах.....	24
2 ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ОПТИМІЗАЦІЯ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ БІОМЕТРИЧНИХ СИГНАЛІВ	27
2.1 Аналіз існуючих методів визначення індексу концентрації.....	27
2.2 Дослідження проблем потоку сенсорних даних у реальних умовах	31
2.3 Обґрунтування вибору інформативних параметрів для формування індексу концентрації	33
2.4 Методи покращення сигналів та забезпечення стійкості.....	35
2.5 Метод формування інтегрального індексу концентрації	38
3 ПРОЕКТУВАННЯ ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ	44
3.1 Загальна архітектура	44
3.2 Розробка структурної схеми системи.....	46
3.3 Вибір електронних компонентів.....	47
3.4 Система живлення пристрою	53
3.4.1 Розрахунок споживання і автономності пристрою.....	53
3.4.2 Забезпечення стабільності напруги та шумозахист.....	56
3.5 Алгоритм роботи системи	57
3.6 Скетч ESP32: базовий функціонал та покращення.....	59
3.7 Серверна частина.....	66
3.7.1 Призначення та загальна архітектура	66
3.7.2 Обробка даних їх формат та контракти обміну	67
3.7.3 Збереження та структурування даних.....	71

3.7.4	Параметри конфігурації.....	72
3.8	Веб-клієнт: структура та логіка	74
3.8.1	Архітектура та організація коду веб-клієнта.....	74
3.8.2	Маршрутизація сторінок веб-клієнта.....	77
3.8.3	Стан даних та робота з ними.....	79
3.8.4	Інтерфейс сторінок веб-додатку	82
3.8.5	Експорт знятих показників.....	86
4	МОДЕЛЮВАННЯ, МАКЕТУВАННЯ ТА ТЕСТУВАННЯ СИСТЕМИ ..	89
4.1	Моделювання пристрою	89
4.2	Макетування пристрою	90
4.3	Результати тестування прошивки.....	93
4.3.1	Сценарії тестування та контроль умов.....	94
4.3.2	Результати тестування прошивки до покращень.....	95
4.3.3	Результати тестування прошивки після покращень.....	98
4.3.4	Порівняльний аналіз версій прошивки	102
4.4	Перевірка функціональності веб-системи	104
4.5	Інструкція користувача, заходи безпеки та системні вимоги.....	107
5	ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	110
5.1	Оцінювання комерційного потенціалу розробки.....	110
5.2	Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи.....	117
5.3	Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки.....	126
5.4	Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та періоду їх окупності	128
	ВИСНОВКИ	131
	ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	134
	ДОДАТОК А Технічне завдання	138
	ДОДАТОК Б Протокол перевірки кваліфікаційної роботи.....	142
	ДОДАТОК В Структурна схема системи	142
	ДОДАТОК Г Блок-схема алгоритму роботи системи.....	144
	ДОДАТОК Д Лістинг прошивок для пристрою.....	145
	ДОДАТОК Е Структура файлів у веб-додатку.....	160
	ДОДАТОК Ж Функціональна схема апаратної частини системи	161

ВСТУП

Актуальність теми дослідження визначається зростаючою потребою у портативних біометричних системах, здатних відстежувати когнітивний стан користувача поза лабораторними умовами. Такі системи потрібні у навчанні, оцінюванні працездатності, операторській діяльності, тренуванні уваги та реабілітації. Однак на практиці вимірювання уваги в реальному часі ускладнюється низкою факторів: нестабільним контактом електродів, руховими артефактами, електричними перешкодами, випадковими провалами у даних та затримками мережі. У результаті навіть за наявності сенсорів отримані показники мають стрибки, шуми й непередбачувані провали, що унеможлиблює коректну інтерпретацію когнітивного стану.

З огляду на це особливо важливим стає не ускладнення апаратної частини, а розробка програмних методів стабілізації біосигналів, які дозволяють отримувати достовірний та плавний індекс концентрації на доступній елементній базі. Комбінування даних мозкової активності, руху та фізіологічних реакцій, синхронізованих у часі й очищених від недостовірних фрагментів, відкриває можливість побудови практичного індикатора уваги без використання дорогих або багатоканальних пристроїв.

Метою роботи є розширення функціональних можливостей носимої комп'ютерної системи оцінки уваги за рахунок вдосконалення методології підвищення якості біосигналів програмними засобами, що дозволяє побудувати на їх основі індексу уваги реального часу, стійкого до контактних, рухових і транспортних артефактів.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішити такі **завдання**:

- виконати огляд підходів до оцінювання уваги в носимих системах та проаналізувати біомаркери EEG, PPG і IMU;
- дослідити особливості реєстрації та цифрової обробки біосигналів EEG,

PPG та IMU з урахуванням впливу шумів і рухових артефактів;

— спроектувати програмно-орієнтовану схему обробки в реальному часі: єдині часові мітки, буферизація та політика відсікання прострочених пакетів;

— вивести та реалізувати узагальнену формулу індексу уваги з якісно-зваженим злиттям каналів (EEG базовий; PPG/IMU — контекст якості);

— створити апаратно-програмний прототип, який реалізує збір, передавання, візуалізацію даних та інтеграція алгоритмів стабілізації;

— провести експериментальні дослідження «до/після» та виконати порівняльний аналіз за метриками стабільності та точності.

Для досягнення поставленої мети використовуються такі **методи дослідження**:

— системний аналіз;

— порівняльний аналіз;

— математичне моделювання;

— методи цифрової обробки сигналів;

— моделювання та аналіз потоку даних у реальному часі;

— експериментальні методи;

— статистична обробка результатів;

— візуально-аналітичні методи;

— методи програмної інженерії.

Об'єктом дослідження є процеси формування, передавання та інтеграції біосигналів у носимій системі моніторингу уваги в реальному часі.

Предметом дослідження є програмні методи забезпечення якості потоку і індекс уваги, побудований на якісно-зваженому злитті ознак EEG, PPG і IMU.

Наукова новизна роботи полягає у вдосконаленні методу забезпечення якості в результаті створення маски довіри до біосигналу, що підвищує функціональні можливості у носимій системі моніторингу уваги в реальному часі, внесок EEG у розрахунок дозволяється лише за умов доброго контакту електродів і помірної рухливості, тоді як короткі пропуски даних реконструюються із контролем давності, а швидкість зміни інтегрального

індексу обмежується, щоб запобігти псевдострибкам. Усі дані синхронізуються на пристрої, тому графіки змінюються причинно, без «відкатів» при затримках мережі.

Практичне значення роботи полягає в можливості створення доступної портативної системи для моніторингу уваги в реальному часі, яка може бути використана у навчальних і демонстраційних стендах, тренінгах когнітивної ефективності, початкових дослідженнях у галузі нейроінтерфейсів та експериментальних лабораторіях. Запропонований підхід орієнтований на використання недорогих сенсорів та передбачає програмні методи стабілізації сигналу, що робить систему придатною для практичного застосування без складного лабораторного обладнання. Архітектура рішення є відкритою до розширення та може бути використана як база для подальших розробок, включаючи мобільні додатки, навчальні комплекси або прототипи побутових нейроінтерфейсів.

Апробація результатів роботи здійснена в доповіді на міжнародній науково-практичній інтернет-конференції «Молодь в науці: дослідження, проблеми, перспективи (МН-2025)» Вінницького національного технічного університету [1].

1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ СИСТЕМ ОЦІНКИ КОНЦЕНТРАЦІЇ

1.1 Поняття концентрації уваги та її роль у когнітивних процесах

Увага — це психічний процес, який забезпечує спрямованість і вибірковість свідомості людини на певні об'єкти або дії, що мають для неї значення в даний момент часу. З позицій психології увага не має власного змісту, але регулює перебіг інших психічних процесів: сприйняття, пам'яті, мислення, емоцій та волі [2].

До основних характеристик уваги належать:

- обсяг — кількість об'єктів, що можуть бути одночасно охоплені свідомістю;
- стійкість — здатність зберігати спрямованість уваги впродовж певного часу;
- переключення — перехід від одного об'єкта до іншого;
- розподіл — можливість одночасного виконання кількох дій.

Виділяють три основні види уваги:

- мимовільна — виникає без цілеспрямованих зусиль (на яскраві чи нові подразники);
- довільна — результат вольових зусиль і свідомої регуляції;
- постдовільна — зберігається без значних зусиль після формування мотивації або інтересу.

Концентрація уваги — це рівень зосередженості психічної діяльності людини на одному об'єкті або завданні при одночасному відхиленні від сторонніх подразників. Інакше кажучи, це ступінь “збірності” психічних ресурсів на визначеній дії.

З нейрофізіологічної точки зору, концентрація пов'язана з активацією кори головного мозку, особливо лобних і тім'яних зон, які координують спрямування уваги. Ключову роль відіграє ретикулярна формація стовбура мозку, що регулює рівень активації нервової системи та визначає готовність до сприйняття

інформації.

Під час високої концентрації спостерігається:

- стабілізація біоелектричної активності мозку, зростання потужності β -хвиль;
- зниження амплітуди α -хвиль, що свідчить про залучення кори;
- урівноваження частоти серцевих скорочень та зменшення мікрорухів голови й очей.

Концентрація уваги є центральною складовою когнітивних процесів, які охоплюють сприйняття, пам'ять, мислення, уяву та прийняття рішень. Високий рівень концентрації підвищує точність сприйняття, швидкість реакції, ефективність запам'ятовування і відтворення інформації.

У сприйнятті концентрація дозволяє фільтрувати неважливі подразники, сприяючи чіткішому аналізу суттєвих ознак об'єкта. У пам'яті вона впливає на процес кодування — чим більша зосередженість, тим міцніші асоціації між елементами інформації. У мисленні концентрація забезпечує логічну послідовність і зниження кількості помилок. У прийнятті рішень — мінімізує вплив випадкових факторів і сприяє раціональності вибору.

Практичні спостереження показують, що рівень концентрації прямо впливає на продуктивність діяльності у сферах, де важливі точність і швидкість наприклад, у операторських професіях, навчанні, спорті або при керуванні транспортом. Рівень концентрації визначається взаємодією внутрішніх і зовнішніх факторів.

Внутрішні фактори:

- психоемоційний стан (стрес, тривожність, втома знижують концентрацію);
- мотивація та інтерес до завдання;
- рівень досвіду й автоматизації дій;
- фізіологічні стани (сонливість, голод, рівень глюкози в крові).

Зовнішні фактори:

- сила й характер подразників (шум, температура, освітлення);

- наявність відволікаючих факторів (мобільні повідомлення, сторонні люди);
- комфорт робочого середовища.

Крім того, на концентрацію істотно впливають біологічні ритми — циркадні коливання активності нервової системи. Доведено, що здатність до фокусування змінюється протягом доби, зазвичай досягаючи максимуму у ранкові та передобідні години.

1.2 Фізіологічні механізми, що лежать в основі вимірювання концентрації

Здатність людини підтримувати концентрацію спирається на низку фізіологічних процесів, які відбуваються одночасно й узгоджено. Хоча концентрація є психологічним феноменом, її формування супроводжується низкою вимірюваних змін у роботі мозку, серцево-судинної системи та мікрорухової активності. Саме ці закономірності роблять можливим створення технічних пристроїв, здатних оцінювати рівень уваги непрямими методами.

Першим ключовим механізмом є перебудова нейронної взаємодії в корі великих півкуль. Під час фокусування різні ділянки кори — префронтальна, тім'яна, сенсомоторна — переходять у режим більш координованої роботи. Це не збільшує силу електричних сигналів, але змінює характер їхньої синхронізації. Вимірювані з поверхні голови коливання електричного поля відображають ступінь узгодженості активності між великими популяціями нейронів. Чим вищий рівень концентрації, тим більш впорядкованими стають ці коливання. Тому ЕЕГ може реєструвати не саму «увагу», а її біофізичний прояв, а саме зміну організації коркових мереж [3].

Другим механізмом є реакція автономної нервової системи, яка забезпечує мозок енергією під час зосередженої діяльності. Коли людині потрібно зосередитись, збільшується потреба нейронів у глюкозі та кисні, що приводить до короткочасної активації симпатичної нервової системи. У відповідь серце починає працювати стабільніше, а дихання — ритмічніше. Це не є ознакою стресу; навпаки, деяка стабілізація серцевого ритму є необхідною умовою

тривалої уваги. Така реакція проявляється у фізіологічних показниках, які можна реєструвати фотоплетизмографією або датчиками пульсу.

Третім важливим чинником є мікрорухи голови та м'язів, що супроводжують когнітивну діяльність. Навіть у стані глибокої концентрації очі, м'язи обличчя та шия здійснюють дрібні корекційні рухи. Вони не несуть інформації про саму увагу, але створюють механічні й електричні артефакти, які впливають на якість реєстрації сигналів. Зміна тиску електродів, ковзання пов'язки, мікроскопічні рухи тканин — усе це збільшує варіабельність вимірюваних сигналів. Тому дані про рух, навпаки, є цінною допоміжною інформацією: вони дозволяють зрозуміти, які частини ЕЕГ або PPG сигналу можуть бути спотворені.

Нарешті, концентрація має системний характер, тобто її фізіологічні кореляти існують одночасно в кількох незалежних каналах. Кора мозку змінює свою активність; серцево-судинна система стабілізує ритм; рухова система генерує дрібні механічні вібрації. Така багаторівнева, повторювана структура робить можливим створення технічних моделей концентрації, які не залежать від суб'єктивної поведінки користувача. Завдяки цьому реальна концентрація може бути оцінена не через виконання тестів, а безперервно — за фізіологічними ознаками, що супроводжують когнітивний процес.

Таким чином, основою вимірювання концентрації є не один «маркер», а комплекс біофізичних реакцій, пов'язаних між собою функціонально. Технічні пристрої, такі як носимі ЕЕГ-системи, використовують ці закономірності для реєстрації стану уваги, перетворюючи вимірювані параметри у кількісні показники когнітивної активності.

1.3 Використання електроенцефалографії для оцінки концентрації

Електроенцефалографія є одним із найпоширеніших та науково обґрунтованих методів реєстрації когнітивних станів, оскільки напряму вимірює електричну активність кори головного мозку. У основі методу лежить здатність нейронів утворювати постсинаптичні потенціали, що сумуються в масштабі

популяцій нейронів і проявляються на поверхні голови у вигляді мікрівольтних коливань. Ці коливання мають хвильову природу, а їх частотна структура змінюється відповідно до стану уваги, втоми, розумового навантаження чи розслаблення.

Основною перевагою ЕЕГ є висока часова роздільність: зміни в електричній активності виникають практично миттєво — у межах мілісекунд. Це дає можливість відстежувати навіть короточасні коливання концентрації, які не реєструються іншими фізіологічними показниками — наприклад, пульсом або руховою активністю.

Під час активної розумової діяльності в спектрі ЕЕГ спостерігаються характерні зміни. Альфа-активність (від 8 до 12 Гц), яка домінує у стані спокою, при фокусуванні пригнічується. Одночасно зростає бета-ритм (від 13 до 30 Гц), пов'язаний із когнітивним напруженням, прийняттям рішень та контролем уваги. Збільшення тета-компоненти (від 4 до 8 Гц) навпаки сигналізує про втому, втрату концентрації або зниження мотивації до виконання завдання. Саме співвідношення між цими частотними діапазонами дає можливість сформулювати кількісні метрики концентрації. Найпоширенішими є індекс β/α або розширена метрика $(\beta+\gamma)/(\alpha+\theta)$, які числовим значенням відображають рівень залучення нейронних ресурсів [4].

Для отримання цих індексів сирій сигнал проходить спектральний аналіз за допомогою перетворення Фур'є виділяється частотний склад, визначається потужність у кожному діапазоні та проводиться нормалізація. Щоб зменшити шум та короточасні артефакти, розрахунок виконують у кількох часових вікнах тривалістю від 1 до 5 секунд. Це дозволяє будувати стійку модель концентрації в режимі реального часу.

Надзвичайно важливим для достовірності ЕЕГ є правильне розташування електродів, тому у більшості досліджень застосовується міжнародна система 10–20 (рисунок 1.1). Вона базується на відстанях між анатомічними орієнтирами черепа та забезпечує відтворюваність результатів між різними пристроями [5].

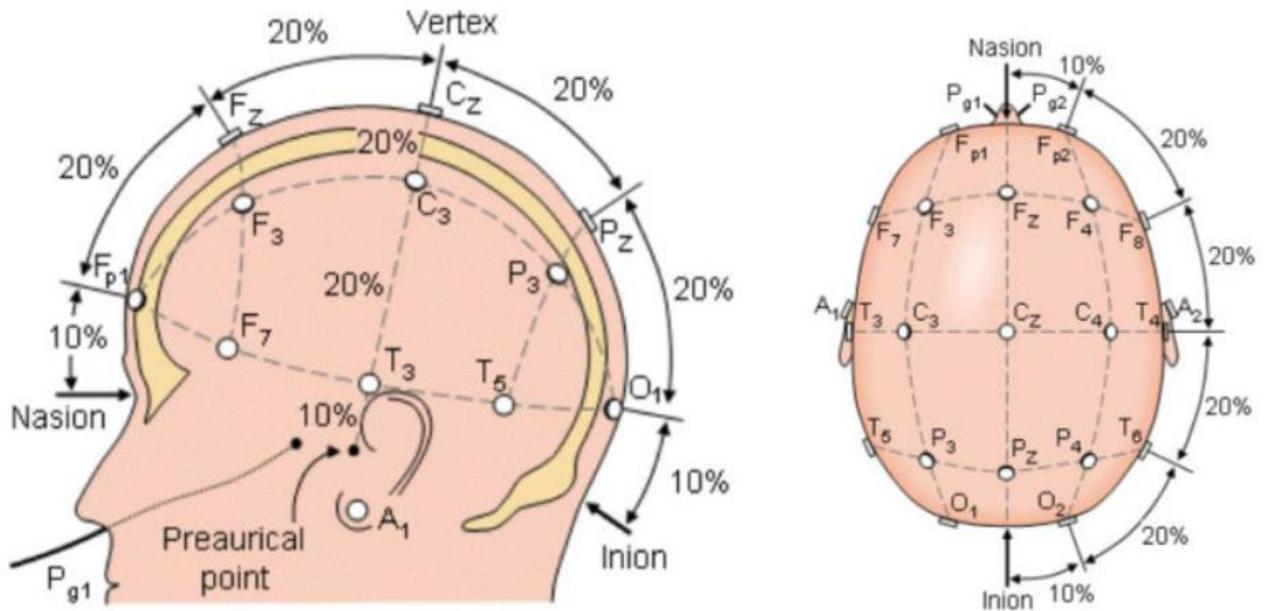


Рисунок 1.1 — Міжнародна система 10–20

Позначення Fp1, Fp2, F7, F8 відповідають фронтальним і передньоскроневим ділянкам — зонам, які беруть участь у процесах уваги, виконавчого контролю та когнітивної регуляції. Саме ці області найкраще передають зміни, пов'язані з концентрацією та переключенням уваги. Тому в носимих одноканальних системах, зокрема у комерційних EEG-пристроях, найчастіше використовується конфігурація з розташуванням робочого електрода у лобно-скроневій зоні та референтного — на протилежній стороні голови або на мочці вуха.

З огляду на це, використання фронтальної одноканальної схеми у портативному пристрої для моніторингу концентрації є науково обґрунтованим і відповідає поширеній практиці застосування EEG у носимих системах. Такий підхід дає можливість поєднати комфорт користувача, мінімальну кількість електродів та достатню інформативність сигналу для побудови метрики уваги.

Таким чином, електроенцефалографія забезпечує безперервну, високоінформативну і об'єктивну оцінку концентрації на основі фізіологічних процесів мозку. Метод придатний для побудови мобільних систем біологічного зворотного зв'язку, проте вимагає стабільного контакту електродів і мінімізації рухових артефактів, що особливо важливо для носимих рішень.

1.4 Вплив пульсу і руху на значення концентрації

Фізіологічні показники серцево-судинної системи та рухової активності є важливими індикаторами концентрації людини, оскільки вони відображають реакцію організму на когнітивне навантаження та рівень збудження нервової системи. Підтримка стійкої уваги потребує збалансованої роботи симпатичного та парасимпатичного відділів автономної нервової системи: перший відповідає за мобілізацію ресурсів під час активної діяльності, другий — за стабілізацію стану та відновлення після навантаження. Ця динамічна рівновага визначає готовність організму до сприйняття інформації й утримання уваги впродовж тривалого часу.

Під час когнітивної активності в організмі виникають зміни серцевого ритму, які добре корелюють із рівнем концентрації. Частота серцевих скорочень (HR) зростає при переході до стану фокусування, що відображає підвищену активацію симпатичної системи. У межах помірних значень це є природною адаптивною реакцією, однак надмірне збільшення HR може свідчити про стрес або втому. Варіабельність серцевого ритму (HRV), навпаки, зменшується зі зростанням когнітивного навантаження, оскільки симпатична активність пригнічує парасимпатичну регуляцію. Зниження HRV вважається об'єктивним показником психофізіологічного напруження, що часто супроводжує тривале зосередження. Таким чином, аналіз динаміки HR і HRV дозволяє не лише оцінювати ступінь концентрації, а й виявляти ознаки перевтоми або втрати ефективності уваги [6].

Не менш важливим джерелом інформації є рухові параметри, які характеризують стабільність пози користувача та його фізичну реакцію на когнітивні стани. У моменти підвищеної концентрації людина зазвичай зменшує мікрорухи голови та тулуба, тоді як під час відволікання або зниження інтересу рухова активність зростає. Реєстрація прискорень і кутових швидкостей дає змогу кількісно оцінювати рівень стабільності та виявляти періоди, коли зовнішні рухи можуть спотворювати інші сигнали, зокрема ЕЕГ або

фотоплетизмографічні дані [7]. Для цього застосовується підхід «motion masking», за якого фрагменти даних, отримані під час значної рухливості, позначаються як менш достовірні або виключаються з розрахунків інтегрального індексу концентрації. Це підвищує точність аналізу та дозволяє зменшити вплив артефактів, що неминуче виникають у реальних умовах використання носимих пристроїв.

Отже, пульсові та рухові параметри є доповнювальними джерелами інформації, які розширюють можливості оцінювання концентрації порівняно з використанням лише електроенцефалографії. Серцеві показники відображають рівень активації організму, а рухові — стабільність та достовірність вимірювання. Їх комплексне використання дозволяє створити більш надійну, мультимодальну модель концентрації, у якій кожен тип сигналу уточнює і підсилює інші. Такий підхід забезпечує реалістичне відображення стану користувача та створює основу для розроблення інтелектуальних систем біомоніторингу й адаптивного управління навантаженням у реальному часі.

1.5 Порівняння доступних рішень та комерційних аналогів

Перелік носимих ЕЕГ-рішень для оцінювання концентрації в реальному часі охоплює кілька характерних класів, що задають основні компроміси розробника: від одноканальних навчальних модулів із «сухими» електродами до багатоканальних споживчих і напівдослідницьких гарнітур — Muse 2, EMOTIV Insight та EMOTIV EPOC X. Саме ці представники утворюють репрезентативну шкалу за каналністю, типом електродів, наявністю допоміжних сенсорів (IMU/PPG), відкритістю інтерфейсів та зрілістю програмної екосистеми. Для задачі безперервного моніторингу у звичайних умовах ключовими стають не стільки лабораторні показники, скільки здатність системи працювати з малою затримкою, підтримувати стабільний контакт при рухах, надавати доступ до «сирих» потоків або коректних агрегованих індикаторів і без зайвих процедур інтегруватися з мікроконтролерними чи мобільними платформами.

Поза полем розгляду залишаються стаціонарні та клінічні системи з

гелевими електродами і десятками каналів, а також комплекси, що вимагають спеціальних умов (екрановані кімнати, тривала підготовка шкіри, регламентні калібрування). Їхня глибина просторового аналізу суттєво вища, однак вимоги до портативності, часу розгортання, витрат і ергономіки не відповідають прикладному контексту носимого моніторингу уваги, який визначає рамки цієї роботи.

Придатність носимих ЕЕГ-рішень для оцінки уваги в реальному часі визначається поєднанням кількох параметрів. Насамперед каналність і тип електродів: більше відведень і стабільніший контакт (напівсухі/змочувані проти сухих) підвищують просторову інформативність і зменшують вплив мікрорухів. Частота дискретизації та розрядність задають межі спектрального аналізу й динамічний діапазон, від яких залежить якість метрик на коротких часових вікнах. Додаткові сенсори (IMU, ФПГ) забезпечують контекст про рух і вегетативний стан, що дозволяє відбраковувати сумнівні інтервали й «заморожувати» індикатори під час артефактів. Критичною є відкритість інтерфейсів/SDK і доступ до «сирих» потоків — це дає можливість реалізувати власну синхронізацію, фільтрацію та контролювати технічні параметри. Оцінюють також стійкість до артефактів і повторюваність: поведінку під час рухів, швидкість відновлення контакту, стабільність між сесіями. Експлуатаційні чинники — комфорт посадки, догляд, час підготовки, вартість і енергоспоживання — формують реальну «ціну входу». Збалансована сума цих ознак і визначає практичну корисність платформи.

Одноканальні модулі із «сухими» або напівсухими електродами (рис. 1.2) дають мінімальний поріг входу у носимий ЕЕГ: простий інтерфейс (часто UART із фреймінгом ThinkGear), низьку вартість і невисокі вимоги до енергоживлення та монтажу. Сильна сторона — можливість швидко інтегруватися з мікроконтролерною платформою, отримувати діагностику контакту та базові евристичні метрики («увага», «медитація») у реальному часі. Головні обмеження пов'язані з відсутністю просторової надлишковості: один канал не дозволяє перевіряти міжелектродні різниці або застосовувати просторові фільтри, а отже

система чутливіша до зміни імпедансу електрод-шкіра, ЕМГ складових і мікрорухів. Типові артефакти проявляються як ступінчасті зсуви рівня («сходинки») і тимчасові скачки високої амплітуди, що викривляють спектральні оцінки на коротких відрізках. Практична придатність таких модулів різко зростає за наявності програмної дисципліни потоку: часові мітки на джерелі, маска якості (за показником контакту та метрикою рухливості з IMU), обмеження швидкості зміни агрегованих індикаторів, інтерполяція коротких пропусків із контролем «віку» даних. У межах демонстраційних/навчальних сценаріїв це дозволяє отримувати стабільний індикатор уваги без ускладнення сенсорної конфігурації, однак для задач, де критичні просторові патерни або відтворюваність між сесіями, можливостей класу недостатньо.

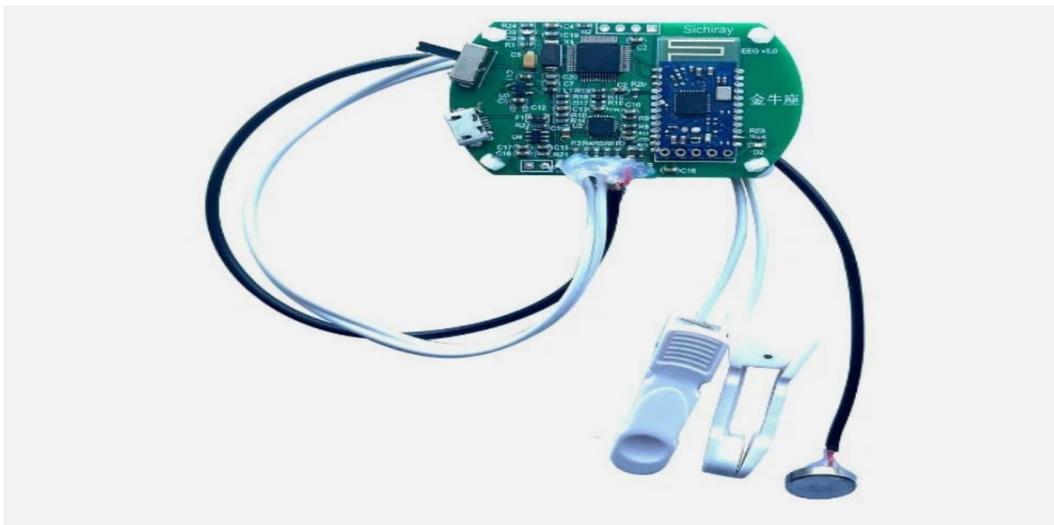


Рисунок 1.2 — Одноканальні модулі

Muse 2 (рис. 1.3) — споживча багатосенсорна гарнітура з чотирма ЕЕГ-відведеннями в лобно-скроневої зоні, інтегрованими IMU та оптичним каналом (ФПГ). Порівняно з одноканальним класом вона забезпечує кращу просторову вибірковість і стійкіші індекси (альфа/бета) завдяки кільком електродам та контрольованій процедурі посадки. Додаткові сенсори дають контекст для маскування рухових артефактів і покращують інтерпретованість у повсякденних умовах; бездротовий інтерфейс і наявний SDK спрощують інтеграцію в мобільні застосунки. Обмеженнями залишаються «споживчий» рівень доступу до даних

(не завжди повний «сирий» потік на всіх частотах/розрядностях), вимогливість до гігієни електродів і варіабельність контакту між користувачами [8].



Рисунок 1.3 — Muse 2

У задачах реального часу Muse 2 виступає збалансованим компромісом «зручність / інформативність»: достатня каналність для базових просторових ефектів і наявність допоміжних каналів при збереженні портативності та простоти щоденного використання. Для глибокого дослідницького аналізу з просторовими методами даних зазвичай недостатньо; проте для протоколів тренування уваги та біологічного зворотного зв'язку — це практичний стандарт.

EMOTIV Insight (рис 1.4) займає проміжну нішу між споживчим і дослідницьким рівнями: п'ять EEG-каналів із напівсухими електродами, офіційні інструменти доступу до сигналів і SDK, стабільний бездротовий зв'язок. Більша, ніж у Muse 2, просторово-частотна інформативність (за рахунок додаткового каналу та геометрії розміщення) покращує стійкість до локальних артефактів і дозволяє застосовувати обережні просторові агрегації. Напівсухі електроди зменшують варіабельність імпедансу за рахунок матеріалу контактів, але вимагають охайної процедури посадки. Сильна сторона Insight — компроміс «якість/зручність»: достатня каналність для більш стабільних індикаторів, прийнятна ергономіка для тривалих сесій і придатність до прикладних досліджень поза лабораторією. Недоліки — вища ціна, залежність від фірмової

екосистеми та все ще обмежена (порівняно з 10–20 сіткою) можливість просторових методів. Для задач інтеграції уваги в реальному часі Insight надає стійкішу платформу, ніж споживчі рішення, зберігаючи переносність і розумну складність розгортання [9].



Рисунок 1.4 — EMOTIV Insight

EMOTIV EPOC X (рис 1.5) — багатоканальна гарнітура дослідницького спрямування з приблизно 14 відведеннями, дротовим/бездротовим інтерфейсом і повноцінним SDK [10].



Рисунок 1.5 — EMOTIV Insight

Ключова перевага — просторова інформативність: доступні міжелектродні

індекси, просторові фільтри, компонентний аналіз і протоколи, де важлива топографія активності. Це забезпечує кращу стійкість до локальних артефактів і підвищує відтворюваність у порівняльних експериментах. Компроміси — потреба у ретельнішій підготовці (соляні/змочувані електроди, догляд), більші габарити та ціна, а також більш «лабораторний» сценарій застосування, що не завжди узгоджується з повсякденними умовами. ЕРОС Х забезпечує найвищу якість даних серед розглянутих рішень, однак вимагає більшого часу розгортання й експлуатаційної дисципліни. ЕРОС Х доцільно використовувати як еталон для зіставлення стабільності та просторових можливостей, водночас прототип розумніше будувати на простішому класі з чітко визначеною політикою потоку.

Узагальнені технічні характеристики розглянутих аналогів зведено в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 — Порівняння ключових характеристик аналогів

Пристрій / модуль	Одноканальний модуль ThinkGear	Muse 2	EMOTIV Insight	EMOTIV ЕРОС Х
Канали ЕЕГ	1	4	5	14
Частота дискретизації / розрядність	до $\approx 256\text{--}512$ Гц; розрядність залежить від виробника	≈ 256 Гц; ≈ 12 -біт	$\approx 128\text{--}256$ Гц; розрядність залежить від версії	$\approx 128\text{--}256$ Гц; розрядність залежить від версії
Тип електродів	сухі / напівсухі	сухі	напівсухі	змочувані / соляні
Додаткові датчики	—	IMU, ФПГ	IMU,	IMU
Інтерфейси / SDK	UART; протокол ThinkGear / сумісні бібліотеки	Bluetooth LE; офіційні застосунки / SDK	Bluetooth LE; офіційний SDK	Bluetooth / USB; повноцінний SDK
Доступ до «сирих» даних	так (по протоколу)	частково (через SDK)	так (через SDK)	так (через SDK)

1.6 Застосування систем оцінки концентрації у різних сферах

Системи оцінки концентрації уваги, засновані на біометричних показниках, сьогодні знаходять застосування в широкому спектрі галузей — від освіти та медицини до промислової автоматизації та побутової електроніки. Їх розвиток пов'язаний із появою доступних сенсорів, зростанням потужності портативних обчислювальних пристроїв і впровадженням технологій машинного навчання, що дозволяють інтерпретувати фізіологічні дані у реальному часі. Основною метою таких систем є вимірювання рівня залучення людини у поточну діяльність та адаптація середовища або процесів відповідно до її когнітивного стану.

Однією з найактивніших сфер застосування є освіта, зокрема дистанційне та змішане навчання. Системи моніторингу уваги дозволяють відстежувати рівень залучення студентів під час лекцій чи онлайн-курсів, визначати моменти зниження фокусу та адаптувати подачу матеріалу до індивідуальних особливостей користувача. Використання ЕЕГ, пульсових або рухових параметрів у таких системах допомагає створювати персоналізовані освітні середовища, у яких темп і форма подання інформації узгоджуються з поточним станом учня. Це відкриває можливості для розроблення адаптивних навчальних платформ, що реагують на рівень концентрації користувача в реальному часі.

Не менш важливим напрямом є професійна діяльність у критичних сферах, де концентрація безпосередньо впливає на безпеку — авіація, транспорт, енергетика, медична діагностика. У таких умовах системи біомоніторингу використовуються для контролю пильності операторів, своєчасного виявлення втоми або перевтоми, що може призвести до помилок. Дані ЕЕГ та кардіоваскулярних показників дозволяють створювати профілі уваги, за якими система автоматично подає сигнали попередження або коригує робоче навантаження. Подібні рішення уже впроваджуються у системах допомоги водіям, диспетчерам та операторам технологічних ліній.

У медицині та нейрореабілітації такі системи застосовуються для оцінки функціонального стану пацієнтів із порушеннями когнітивних процесів, зокрема після черепно-мозкових травм або при синдромі дефіциту уваги (ADHD). На основі даних ЕЕГ та вегетативних маркерів здійснюється об'єктивна діагностика динаміки відновлення, а також проводяться тренування за методом біологічного зворотного зв'язку. Цей підхід дозволяє пацієнтові свідомо регулювати власний стан, підвищуючи здатність до концентрації та самоконтролю.

У сфері спорту та психофізіологічної підготовки системи моніторингу уваги допомагають тренувати навички концентрації під час змагань, контролювати рівень стресу і швидкість реакцій. Зворотний зв'язок за біосигналами використовується для оптимізації передстартового стану, зменшення емоційного напруження та підтримки стабільного рівня концентрації під час виконання дій високої точності. Такі технології поступово стають частиною програм підготовки спортсменів, операторів складної техніки та військових фахівців.

Ще одним перспективним напрямом є інтерактивні системи та людино-машинні інтерфейси. Показники концентрації можуть використовуватися як додатковий канал керування у віртуальній або доповненій реальності, у розумних робочих місцях чи ігрових середовищах. У таких застосуваннях біометричні індикатори виступають засобом адаптації інтерфейсу до стану користувача — наприклад, зміни складності завдань або частоти подачі стимулів у залежності від ступеня зосередженості.

Завдяки здешевленню сенсорних технологій системи відстеження концентрації поступово проникають і в масовий споживчий сегмент — фітнес-браслети, гарнітури для медитації, ігрові аксесуари. Їхнє завдання — забезпечити користувача інформацією про власний стан, допомогти керувати стресом і підвищити продуктивність у повсякденній діяльності. Ці пристрої стали своєрідним містком між лабораторними нейротехнологіями та побутовим застосуванням, демонструючи потенціал біометричних систем у сфері персональної ефективності.

Таким чином, системи оцінювання концентрації поступово переходять із вузькоспеціалізованих лабораторій у широкий спектр практичних застосувань. Їх об'єднує спільна мета — об'єктивне вимірювання стану уваги та адаптація середовища до когнітивних можливостей користувача. Такий підхід не лише підвищує ефективність діяльності людини, а й відкриває нові перспективи у розвитку інтелектуальних носимих технологій і систем підтримки прийняття рішень.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ОПТИМІЗАЦІЯ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ БІОМЕТРИЧНИХ СИГНАЛІВ

2.1 Аналіз існуючих методів визначення індексу концентрації

Існуючі підходи до визначення рівня концентрації можна систематизувати за типом вимірюваних показників. Найпоширенішими є чотири групи методів, що відображають різні аспекти когнітивного процесу: поведінкові, нейрофізіологічні, вегетативні, комбіновані.

Поведінкові методи [11] базуються на аналізі продуктивності виконання спеціально розроблених тестів. Їх суть полягає у вимірюванні часу реакції, кількості помилок або стабільності уваги в монотонних завданнях. Прикладами є Reaction Time Tests, Continuous Performance Test (CPT), Go/No-Go та показники зниження продуктивності з часом. Такі методи прості та інформативні, однак вони оцінюють лише зовнішній результат уваги, не даючи уявлення про її фізіологічну основу.

У практичному застосуванні поведінкові методи використовуються для визначення того, наскільки ефективно людина здатна реагувати на послідовність стимулів або підтримувати продуктивність протягом тривалого інтервалу. Порушення концентрації проявляються у збільшенні латентності реакцій, нестабільності інтервалів між відповідями, хаотичних змінах темпу чи нехарактерному зростанні кількості помилок. Саме ці параметри дозволяють непрямо оцінити, чи перебуває користувач у стані фокусування, чи відволікається, втомлюється або втрачає контроль над виконанням завдання.

Попри свою інформативність у тестових умовах, поведінкові методи мають низку фундаментальних обмежень. По-перше, вони вимірюють ознаку, що виникає після когнітивного процесу, тобто відображають наслідок, а не сам механізм концентрації. По-друге, для отримання таких даних користувач повинен виконувати спеціальне завдання, що унеможлиблює використання цього підходу у фонових або довготривалих сценаріях. По-третє, поведінкові показники не є безперервним сигналом і не дозволяють оновлювати індекс уваги

в режимі реального часу.

Через ці причини поведінкові методи не підходять для побудови сенсорних або носимих систем оцінювання концентрації. Вони можуть застосовуватися як допоміжний інструмент для калібрування, порівняння чи валідазації інших методів, однак не можуть виступати основою для індексу, який повинен працювати безперервно, автономно та незалежно від активних дій користувача.

Вегетативні методи використовують показники роботи автономної нервової системи, зокрема частоту серця (HR) та варіабельність серцевого ритму (HRV). Ці параметри відображають рівень збудження та ступінь психофізіологічного напруження, яке супроводжує зосереджену діяльність.

У процесі виконання інтелектуальних завдань симпатична нервова система активізується, що призводить до характерних змін: частота серця помірно зростає, а варіабельність ритму зменшується. Зниження HRV вважається типовою реакцією на когнітивне навантаження, оскільки організм переходить у більш напружений режим регуляції, необхідний для підтримання уваги. Саме ці зрушення роблять HR та HRV інформативними індикаторами загального рівня залучення.

Хоча вегетативні показники добре відображають інтенсивність внутрішнього напруження, вони не дають можливості безпосередньо визначити рівень фокусування. Їхня реакція є непрямомою, оскільки формується не самим процесом уваги, а фізіологічними механізмами, що супроводжують когнітивну активність. Крім того, зміни HR та HRV є повільнішими, ніж нейрофізіологічні реакції, і значною мірою залежать від зовнішніх факторів: фізичної активності, емоційного стану, дихання та загального тону організму.

Через таку неспецифічність вегетативні методи рідко використовуються як самостійна основа для визначення індексу концентрації. Їх цінність полягає у доповненні даних ЕЕГ або інших каналів, оскільки вони дозволяють оцінити загальний рівень напруги та фізіологічну «вартість» підтримання уваги. У мультимодальних системах HR та HRV допомагають відрізнити високий фокус від станів перенавантаження або стресу, однак самі по собі не забезпечують

достовірного й швидкодіючого показника концентрації.

Нейрофізіологічні методи ґрунтуються на реєстрації електричної активності мозку (ЕЕГ). Вони дають змогу фіксувати зміни у коркових процесах, що безпосередньо відповідають за фокусування, залучення та когнітивний контроль. ЕЕГ-метрики вважаються найбільш чутливими до короточасних коливань рівня уваги та забезпечують високу часову роздільність у межах десятків мілісекунд. Завдяки цьому ЕЕГ є ключовою основою для побудови індексів концентрації в реальному часі.

У стані зосередження в корі головного мозку відбуваються стабільні та відтворювані зміни спектру електричної активності. Найбільш інформативними є три частотні діапазони:

- α (від 8 до 12 Гц): домінує у стані спокою, пригнічується при фокусуванні;
- β (від 13 до 30 Гц): зростає при активній когнітивній діяльності;
- θ (від 4 до 8 Гц): посилюється при втомі, нестачі уваги, перериванні фокусу.

Базові і розширені індекси концентрації поділяються на [12]:

- β/α індекс коркової активації;
- Engagement Index ($\beta / (\alpha + \theta)$);
- розширений індекс $(\beta + \gamma) / (\alpha + \theta)$.

Індекс β/α використовується як найпростіший спосіб оцінити ступінь коркової активації під час концентрації. Його значення зростає тоді, коли бетаритм посилюється, а альфа-активність пригнічується, що відображає перехід мозку від пасивного стану до опрацювання інформації. Такий індекс добре фіксує моменти різкого включення уваги й використовується як базовий маркер залученості, однак він чутливий до індивідуальних відмінностей рівня альфаритму та не враховує вплив втоми.

Engagement Index $\beta/(\alpha+\theta)$ дозволяє точніше описати поточний стан концентрації, оскільки враховує два механізми зниження уваги — альфа-активність як ознаку пасивності та тета-активність як маркер втоми чи

нестійкого фокусу. Ріст цього індексу відповідає збільшенню когнітивної залученості, тоді як зменшення свідчить про втрату контролю або нестачу концентрації. Таким чином, модель “ β проти $(\alpha+\theta)$ ” точніше розрізняє активну роботу від пасивності та відволікання, що робить її однією з найпоширеніших у нейроергономіці та ВСІ-системах.

Розширений індекс $(\beta+\gamma)/(\alpha+\theta)$ застосовується тоді, коли необхідно врахувати складніші аспекти когнітивної діяльності, зокрема роботу пам’яті й інтеграцію сенсорної інформації, які відображаються у γ -діапазоні. Додавання γ дозволяє фіксувати більш інтенсивний рівень залучення, характерний для складних задач. Цей індекс менш чутливий до коливань в окремому частотному каналі, але потребує якіснішої реєстрації, оскільки γ -ритм легко спотворюється артефактами руху та м’язової активності.

Комерційні пристрої, такі як ThinkGear (NeuroSky) та Muse, формують власні індекси уваги та релаксації на основі внутрішніх алгоритмів спектрального аналізу. Хоча точні формули є закритими, загальна логіка їхньої роботи однозначно узгоджується з науковими моделями.

У таких системах ЕЕГ-сигнал проходить попередню фільтрацію для пригнічення низькочастотних рухових артефактів та високочастотних шумів. Потім виконується аналіз спектральної потужності у ключових діапазонах, які найбільше реагують на зміну уваги. Отримані значення нормалізуються в межах поточного сеансу та усереднюються через короткі ковзні вікна, що робить індекс стійкішим до одиничних сплесків і пропадань сигналу.

Показник Attention у NeuroSky закономірно збільшується при зростанні бета-компоненти і пригніченні альфа- та тета-діапазонів, тобто відображає класичну картину коркової активації. У приладах Muse принцип аналогічний, однак багатоканальна реєстрація дозволяє точніше оцінювати зміни ритмів і компенсувати вплив локальних артефактів. Усі комерційні індекси є похідними від спектральних співвідношень, але доповнені етапами фільтрації, згладжування й адаптивної нормалізації для підвищення стабільності в реальних умовах.

Комбіновані та мультимодальні методи [13] передбачають інтеграцію кількох каналів даних — ЕЕГ, пульсу, рухової активності, відстеження погляду тощо. Такий підхід дозволяє компенсувати обмеження кожного окремого каналу та отримати більш стійку оцінку уваги. Необхідність мультимодальності виникла через те, що жоден окремих фізіологічний показник не відображає концентрацію повністю: ЕЕГ чутлива до шумів, серцеві показники не є специфічними, а поведінкові реагують із затримкою. Поєднання декількох сигналів усуває ці недоліки.

У мультимодальних системах ЕЕГ зазвичай виступає основним джерелом інформації про когнітивну залученість, тоді як додаткові сенсори використовуються для уточнення стану або придушення хибних інтерпретацій. Наприклад, параметри варіабельності серцевого ритму допомагають відрізнити зосередження від стресового напруження, а дані про рухову активність дозволяють виявляти моменти, коли зміни в ЕЕГ спричинені рухами, а не зміною уваги. Інтеграція потоків зорової фіксації дає змогу визначати епізоди втраченого фокусу, навіть якщо ЕЕГ цього не відображає безпосередньо.

Ключовою перевагою мультимодальних підходів є підвищена стійкість індексу в умовах реального середовища, де сигнал часто спотворюється рухами, зміною контакту чи зовнішніми факторами. Комбінація різних каналів дозволяє створювати індекс, який менш чутливий до артефактів, має стабільнішу динаміку та краще відображає поточний стан користувача. У результаті мультимодальні системи забезпечують більш надійну оцінку концентрації у портативних та носимих пристроях, де робота відбувається поза лабораторними умовами.

2.2 Дослідження проблем потоку сенсорних даних у реальних умовах

У портативних і носимих системах якість сигналів ЕЕГ, PPG та IMU суттєво погіршується через зовнішні чинники, рухи користувача, нестабільність контакту та технічні особливості сенсорів [14]. Це призводить до шумів, провалів, артефактів і часових спотворень, які роблять дані непридатними для

прямого аналізу без спеціальної обробки.

Основні проблеми сенсорних даних:

- нестабільний контакт ЕЕГ-електрода;
- рухові та м'язові артефакти у ЕЕГ і PPG;
- змішування сигналів різної природи;
- пропуски зразків і нерівномірна частота вибірки;
- зовнішні електричні та оптичні завади;
- дрейф базового рівня в усіх каналах;
- перехресний вплив фізіологічних процесів;
- різна швидкість реакції різних сенсорів.

Нестабільний контакт електрода призводить до різких коливань напруги, провалів сигналу та появи стану *poor signal*. Будь-яке зміщення електрода, недостатній тиск або пересихання контактної точки унеможлиблює коректну реєстрацію ЕЕГ і порушує безперервність даних.

Рухи голови, міміка, моргання та робота м'язів створюють електричні сигнали, що значно перевищують амплітуду коркової активності. Вони перекривають реальні ЕЕГ-ритми та роблять спектральні показники недостовірними. У PPG аналогічний ефект дають механічні рухи сенсора, які спотворюють форму пульсової хвилі та унеможливають точний розрахунок HR і HRV.

Усі канали фіксують не лише свій власний сигнал. ЕЕГ містить компоненти рухів очей і м'язів обличчя, PPG реагує на рухи й зміни тиску, а IMU записує вібрації, що не пов'язані з реальними рухами користувача. Таке змішування призводить до появи складного, неоднорідного сигналу, який важко інтерпретувати без фільтрації.

Нерівномірна частота вибірки виникає через пропуски пакетів, затримки передачі та навантаження на мікроконтролер. Це порушує часову структуру сигналів, збиває спектральний аналіз ЕЕГ та робить HRV з PPG некоректним.

Зовнішні завади додатково погіршують якість даних: ЕЕГ чутливе до електромережі та промислових наводок, PPG — до змін освітлення, а IMU — до

конструктивних вібрацій корпусу. Такі впливи маскують корисну інформацію.

У всіх сенсорах поступово накопичується дрейф базового рівня, спричинений температурою, рухами або зміною тиску на сенсор. Це створює довгі фрагменти даних і ускладнює аналіз низькочастотних компонент.

Фізіологічні процеси мають перехресний вплив: дихання, зміна пози чи напруження м'язів одночасно змінюють EEG, PPG і IMU. Через це зміни в одному каналі можуть походити з іншого джерела, що створює неоднозначність.

Кожен сенсор реагує на зміни з різною швидкістю: EEG майже миттєво, PPG — із затримкою у кілька секунд. Це створює асинхронність між каналами, через яку мультимодальний індекс без синхронізації буде показувати хибні значення.

2.3 Обґрунтування вибору інформативних параметрів для формування індексу концентрації

Ефективний індекс концентрації повинен враховувати як безпосередню нейронну активність, так і супутні фізіологічні та технічні фактори, що впливають на достовірність сигналів. Тому для формування стійкого показника були обрані параметри, які доповнюють один одного й охоплюють чотири ключові аспекти: когнітивну активність (EEG), рівень напруження (Pulse), рухову стабільність (MotionIndex) та якість вимірювання (PoorSignal). Така комбінація мінімізує вплив шумів і забезпечує надійну оцінку концентрації у реальних умовах.

EEG Attention є основним параметром, що на пряму відображає рівень когнітивної залученості. Він ґрунтується на спектральному аналізі EEG-ритмів, насамперед співвідношенні активності у β -, α - та θ -діапазонах. Підвищення β -активності та пригнічення α -компоненти є типовими маркерами зосередження, тому Attention дозволяє реєструвати навіть короточасні зміни фокусу. Завдяки високій часовій роздільності цей параметр найбільш чутливо реагує на зміну стану та виступає базовим джерелом інформації для індексу концентрації.

EEG Meditation характеризує протилежний стан — зниження фокусування,

розслаблення або перехід до пасивного режиму. Він відображає збільшення α -ритму та зменшення β -активності, що свідчить про втрату цілеспрямованої уваги. Включення цього параметра дозволяє виявляти моменти, коли концентрація зменшується, не плутаючи їх із шумами чи артефактами. Meditation забезпечує баланс у моделі, оскільки дозволяє оцінити не лише підвищення, а й спад рівня залученості, що робить індекс стійкішим до коливань ЕЕГ.

MotionIndex використовується для оцінки рухової активності користувача. Рухи голови, міміка та зміна положення тіла генерують артефакти, які спотворюють ЕЕГ і можуть викликати хибні зміни показників Attention та Meditation. MotionIndex не є показником концентрації, проте він дозволяє визначити періоди, коли дані ЕЕГ непридатні для прямої інтерпретації. Це дає можливість або зменшити вагу ЕЕГ у такі моменти, або застосувати додаткову фільтрацію, що підвищує достовірність інтегрального індексу.

PoorSignal відображає якість контакту ЕЕГ-електрода. Нестабільний дотик, зміщення або пересихання контакту призводять до провалів сигналу, стрибків напруги та стану poor signal, коли обчислення спектральних показників є неможливим. Цей параметр виконує роль індикатора валідності вимірювань: якщо PoorSignal перевищує допустимий поріг, показники Attention і Meditation тимчасово не враховуються. Таким чином забезпечується виключення некоректних фрагментів із розрахунку індексу.

Pulse (HR) доповнює ЕЕГ-показники, оскільки частота серця реагує на психофізіологічне навантаження: при зростанні напруги та активній роботі уваги HR підвищується, а при зниженні включеності — зменшується. Хоча пульс не є прямим показником концентрації, він дозволяє розрізнити когнітивну втому, стресове напруження та загальний рівень активації організму. У мультимодальній моделі HR допомагає уточнювати стан користувача, особливо у випадках, коли ЕЕГ-сигнал спотворений або має низьку якість.

Поєднання цих параметрів забезпечує рівномірне охоплення всіх аспектів, важливих для оцінки концентрації: нейрокогнітивних реакцій (Attention, Meditation), фізіологічної підтримки уваги (HR), стабільності вимірювання

(PoorSignal) та рухових чинників (MotionIndex). У сукупності вони формують стійку мультимодальну основу, яка забезпечує надійність індексу в реальному середовищі та мінімізує вплив артефактів.

2.4 Методи покращення сигналів та забезпечення стійкості

У реальних умовах роботи носимих пристроїв біометричні сигнали неминуче зазнають впливу шумів, втрат даних, нестабільності контакту та артефактів руху. Такі фактори призводять до спотворення вимірювань і роблять первинні значення непридатними для прямого використання у формуванні інтегрального індексу концентрації. Тому система повинна включати набір методів підвищення достовірності та стабільності сигналів, які забезпечують коректне трактування фізіологічних змін та усувають похибки, що виникають через технічні або поведінкові фактори. Нижче наведено ключові підходи, що були покладені в основу стабілізації даних у межах розробленої системи.

Одним із базових методів є згладжування часових рядів [15], яке дозволяє зменшити вплив короткочасних випадкових коливань. У біометричних даних такі стрибки часто не мають фізіологічної природи — вони виникають через електричні перешкоди, мікрорухи або внутрішні флуктуації сенсорів. Згладжування дає змогу отримати сигнал, який змінюється з реалістичною швидкістю, узгодженою з тим, як насправді змінюються когнітивні процеси. У системі використано експоненційне ковзне середнє, що поступово «поглинає» випадкові сплески та зберігає загальний тренд. Такий метод обрано тому, що він швидко реагує на актуальні зміни і водночас придушує короткі паразитні викиди, які інакше могли б спричинити хибні піки концентрації.

Другим важливим напрямом є компенсація рухових артефактів [16], що виникають під час переміщення голови або зміщення контактної поверхні датчиків. Рух створює механічні імпульси, які легко маскуються під зміну уваги, якщо не проводити додатковий аналіз. Для вирішення цієї проблеми застосовано метод визначення інтенсивності руху та перетворення його в коефіцієнт довіри. Чим більший рух — тим меншою є довіра до зміни показників, і тим більше

система стримує оновлення даних. Це дозволяє відокремити реальні когнітивні реакції від механічних артефактів. Обраний підхід є оптимальним для носимих систем, оскільки він не вимагає складних фільтрів і не спотворює сигнал, а лише коригує його «вагу» залежно від умов вимірювання.

Наступним методом є контроль достовірності вимірювань [17], який дає змогу визначати, чи можна поточні дані вважати придатними для аналізу. Якщо якість сигналу знижується через поганий контакт або технічні збої, оновлення трека уваги тимчасово припиняється. Такий підхід запобігає ситуаціям, коли система приймає шум за реальну зміну стану користувача. У розробленій системі цей метод реалізовано через оцінку стану каналу та відсів даних, які не відповідають мінімальним критеріям валідності. Обрано саме такий підхід, оскільки він дозволяє повністю уникнути інтеграції артефактів у подальші розрахунки, зберігаючи індекс концентрації стабільним навіть у моменти деградації сигналу.

Окремо необхідно враховувати обробку пропусків даних [18], оскільки у носимих пристроях вони неминучі — через рухи, втрати зв'язку або тимчасові збої. Якщо пропуск обробити неправильно, індикатор концентрації різко впаде, що створить хибну картину. Використаний метод утримання останнього коректного значення ґрунтується на властивій інерційності фізіологічних процесів: концентрація не здатна змінюватися стрибкоподібно за частки секунди. Тому короткі прогалини безпечніше замінити попереднім значенням, ніж допустити провал індикатора. Це забезпечує безперервність ряду та коректність його подальшої обробки.

Ще одним важливим підходом є нормалізація та обмеження діапазонів, що приводить різні показники до єдиної шкали та унеможливорює вихід значень за межі фізично реалістичних інтервалів. У комплексних індексах кожен компонент повинен бути порівнюваним із рештою, інакше зміна одного каналу непропорційно впливатиме на результат. Тому показники обмежуються у межах їх природного діапазону та нормуються у безрозмірну форму. Це робить подальшу інтеграцію математично коректною та стійкою до одиничних викидів.

У системі такий метод обрано як найпростіший і водночас ефективний спосіб усунути хибні екстремальні значення.

Фінальним етапом покращення стійкості сигналів у системах оцінювання когнітивних станів є застосування принципів мультимодальної інтеграції та адаптивного вагування [19]. Їхня сутність полягає у тому, що жоден фізіологічний канал не є абсолютно надійним: електрична активність мозку чутлива до рухів і контактних артефактів, інерційні дані не можуть відобразити когнітивний стан безпосередньо, а вторинні фізіологічні реакції реагують повільніше. Тому лише об'єднання кількох джерел інформації дозволяє сформулювати стійке та інтерпретоване у часі оцінювання концентрації.

Метод мультимодальної інтеграції передбачає, що сигнали з різною фізичною природою не змішуються механічно, а узгоджуються між собою через систему вагових коефіцієнтів, які відображають їхню поточну достовірність. Якщо якийсь канал тимчасово деградує — наприклад, через рух чи поганий контакт — його внесок у підсумковий показник автоматично зменшується. Натомість канали, що залишаються стабільними, отримують більший вплив на результат. Такий підхід дозволяє будувати індекси, які реагують лише на істинні зміни стану, а не на артефакти.

У конкретній реалізації даного методу використовується принцип адаптивного оновлення інтегрального індексу: швидкість зміни підсумкового значення залежить від того, наскільки достовірними є дані в поточний момент. Якщо система визначає, що всі канали працюють стабільно, індекс оновлюється швидше і точніше відображає реальну динаміку уваги. Якщо якість даних сумнівна — оновлення уповільнюється, що запобігає хибним стрибкам. Коли ж сигнали непридатні, оновлення повністю блокується, утримуючи останнє коректне значення. Така адаптивність не є штучним обмеженням: вона відображає фундаментальну властивість біосигналів — їхня достовірність змінюється в часі, і алгоритм повинен реагувати на це відповідно. Саме тому поєднання мультимодальної інтеграції та адаптивного згладжування забезпечує

стійкість індексу й гарантує, що зміни його значення зумовлені когнітивними процесами, а не технічними перешкодами.

2.5 Метод формування інтегрального індексу концентрації

У носимих системах реєстрації мозкової активності окремі сенсорні параметри не відображають концентрацію користувача напряму, оскільки кожен із них залежить від зовнішніх впливів — рухів голови, зміни контактного імпедансу електродів, електричних завад та нестабільності передавання даних. Тому побудова показника, який адекватно характеризує когнітивний стан, потребує об'єднання декількох вимірювань у єдину узагальнену метрику та введення механізмів контролю їхньої достовірності.

Інтегральний індекс концентрації формується на основі нормованих сигналів ЕЕГ та інерціальних даних, для яких додатково обчислюються показники якості та вагові коефіцієнти. Це дає можливість адаптивно зменшувати вплив недостовірних даних, стабілізувати часовий ряд, компенсувати короточасні артефакти та забезпечити плавну реакцію на реальні зміни когнітивної активності. Далі подано математичну модель формування такого індексу.

Рівень рухової активності визначається за даними прискорення, отриманими з акселерометра. Оскільки положення голови та орієнтація акселерометра можуть змінюватися, для усунення залежності від координатної системи використовується модуль просторового вектора прискорення:

$$a_{mag}(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)}, \quad (2.1)$$

де $a_x(t)$, $a_y(t)$, $a_z(t)$ — складові прискорення вздовж відповідних осей, g ; $a_{mag}(t)$ — модуль прискорення, g .

У стані спокою модуль вектора дорівнює приблизно 1 g , тому величина

відхилення $\Delta a(t)$ від цього значення використовується як показник сили руху:

$$\Delta a(t) = |a_{mag}(t) - 1|. \quad (2.2)$$

Прискорення містить короточасні пульсації та електричний шум, тому перед подальшими розрахунками виконується згладжування експоненційним середнім. Такий метод забезпечує плавність реакції та зменшує вплив поодиноких викидів:

$$\widetilde{\Delta a}(t_k) = \alpha \times \widetilde{\Delta a}(t_{k-1}) + (1 - \alpha) \times \Delta a(t_k), \quad (2.3)$$

де $\widetilde{\Delta a}(t_k)$ — згладжене відхилення при дискретному часі t_k , g;

$\alpha = e^{-\Delta/\tau_a}$ — коефіцієнт згладжування;

Δ — період дискретизації IMU;

$\tau_a = 0,25$ с — стала часу фільтра.

Після згладжування величину необхідно привести до безрозмірної уніфікованої шкали $[0;1]$, зручною для подальшої логіки. Для цього використовується лінійне нормування у діапазон між мінімальними і максимальними значеннями руху:

$$M(t) = \begin{cases} 0, & \frac{\widetilde{\Delta a}(t) - a_{lo}}{a_{hi} - a_{lo}} < 0, \\ \frac{\widetilde{\Delta a}(t) - a_{lo}}{a_{hi} - a_{lo}}, & 0 < \frac{\widetilde{\Delta a}(t) - a_{lo}}{a_{hi} - a_{lo}} \leq 1, \\ 1, & \frac{\widetilde{\Delta a}(t) - a_{lo}}{a_{hi} - a_{lo}} > 1, \end{cases} \quad (2.4)$$

де $M(t)$ — індекс руху;

$a_{lo} = 0,02$ g — межа незначних коливань (фізіологічний спокій);

$a_{hi} = 0,15$ g — поріг інтенсивного руху.

Під час руху електрод зміщується відносно шкіри, що викликає артефакти у вигляді імпульсних завад та спотворення потенціалу. Тому, якщо рух посилюється, довіра до ЕЕГ-сигналу повинна відповідно зменшуватися. З цією метою індекс руху $M(t)$ інвертується у коефіцієнт довіри за рухом:

$$Q_{motion}(t) = 1 - M(t), \quad (2.5)$$

де $Q_{motion}(t) \in [0; 1]$ — довіра до ЕЕГ-даних з урахуванням руху;

$M(t) \in [0; 1]$ — індекс руху (0 — спокій, 1 — максимальний рух).

На достовірність показників концентрації суттєво впливає контакт електродів зі шкірою користувача. Модуль TGAM вимірює якість цього контакту у вигляді параметра $poorSignal$, значення якого лежить у межах 0–200. При 0 — контакт ідеальний, а при 200 — сигнал повністю втрачається. Для перетворення цього параметра у безрозмірний коефіцієнт довіри $Q_{EEG}(t)$ застосовано лінійне масштабування:

$$Q_{EEG}(t) = \begin{cases} 0, & \frac{poorSignal(t)}{200} > 1, \\ 1 - \frac{poorSignal(t)}{200}, & 0 \leq \frac{\Delta \bar{a}(t) - a_{lo}}{a_{hi} - a_{lo}} \leq 1, \\ 1, & \frac{poorSignal(t)}{200} < 0, \end{cases} \quad (2.6)$$

де $Q_{EEG}(t)$ — коефіцієнт довіри до ЕЕГ-сигналу;

$poorSignal(t)$ — показник якості контакту TGAM у межах 0–200.

Якщо контакт якісний, $Q_{EEG}(t)$ наближається до 1, а при погіршенні — до 0, що унеможливило використання недостовірних даних.

Оскільки як рух користувача, так і поганий контакт електродів впливають на точність вимірювань, вводиться узагальнений показник достовірності — маска $W(t)$. Її значення визначається як мінімум між двома частковими

коефіцієнтами — за рухом та якістю ЕЕГ:

$$W(t) = \begin{cases} Q_{EEG}(t), & Q_{EEG}(t) < Q_{motion}(t) \\ Q_{motion}(t), & Q_{motion}(t) \leq Q_{EEG}(t), \end{cases} \quad (2.7)$$

де $W(t)$ — узагальнений коефіцієнт довіри до вимірних даних;

$Q_{motion}(t)$ — довіра за рухом;

$Q_{EEG}(t)$ — довіра за ЕЕГ.

Мінімальне правило гарантує, що при деградації будь-якого джерела — ЕЕГ або IMU — сумарна довіра автоматично зменшується. Для подальшої обробки прийнято три рівні достовірності:

— valid: $W(t) \geq 0,6$;

— suspicious: $0,3 \leq W(t) < 0,6$;

— invalid: $W(t) < 0,3$.

Значення параметра attention від TGAM саме по собі не гарантує достовірності, тому для створення проміжного (сірого) показника концентрації застосовується добуток двох незалежних факторів — електроенцефалографічного внеску $E_{EEG}(t)$ та маски довіри $W(t)$:

$$C_{raw}(t) = E_{EEG}(t) \times W(t), \quad (2.8)$$

де $C_{raw}(t)$ — сирий (незгладжений) індекс концентрації;

$E_{EEG}(t)$ — нормоване значення уваги, отримане з TGAM;

$W(t)$ — узагальнена достовірність вимірювань.

Щоб отримати стійкий показник концентрації, який відображається користувачеві, використовується експоненційне згладжування сірого значення. Воно описується рекурсійним співвідношенням:

$$C(t) = (1 - \lambda) \times C \times (t - \Delta) + \lambda \times C_{raw}(t), \quad (2.9)$$

де $C(t)$ — інтегральний індекс концентрації у момент часу t ;

Δ — крок оновлення (у роботі $\Delta = 0,5$ с);

λ — коефіцієнт згладжування, який визначає швидкість реакції.

Для забезпечення стабільності індексу коефіцієнт λ змінюється залежно від достовірності сигналу. При високій якості даних застосовується швидке оновлення, при сумнівній — повільне, а при недостовірній — припиняється:

$$C(t) = \begin{cases} (1 - \lambda_{val}) \times C \times (t - \Delta) + \lambda_{val} \times C_{raw}(t), & W(t) \geq 0,6, \\ (1 - \lambda_{sus}) \times C \times (t - \Delta) + \lambda_{sus} \times C_{raw}(t), & 0,3 < W(t) < 0,6 \\ C \times (t - \Delta), & W(t) < 0,3, \end{cases} \quad (2.10)$$

де $\lambda_{val} = 0,25$ — швидке оновлення при достовірних даних;

$\lambda_{sus} = 0,10$ — уповільнене оновлення при сумнівних даних.

Якщо $W(t) < 0,3$, то значення $C(t)$ не змінюється — це запобігає коливанням у разі втрати сигналу або різких рухів.

Для усунення випадкових імпульсних сплесків передбачено обмеження максимально допустимої зміни між сусідніми значеннями індексу:

$$|C(t) - C(t - \Delta)| \leq r \times \Delta, \quad (2.11)$$

де $r = 0,2/c$ — гранична швидкість зміни концентрації.

Це додатково стабілізує поведінку індикатора і робить його придатним для відображення в реальному часі.

Оскільки інтегральний індекс $C(t)$ є безрозмірним і належить діапазону $[0;1]$, для відображення його у вигляді звичної шкали від 0 до 100 застосовується

лінійне масштабування:

$$\text{AttentionUI}(t) = \text{int}(100 \times C(t)), \quad (2.12)$$

де $\text{AttentionUI}(t)$ — відсоткове значення концентрації, що відображається у веб-інтерфейсі користувача;

$\text{int}(x)$ — перетворення числа x до цілого шляхом відкидання дробової частини.

Дані пульсу не використовуються у формулі концентрації, але застосовуються як контроль достовірності. Під час руху фотоплетизмографічний сигнал зазнає артефактів, тому значення пульсу фіксується відповідно і не оновлюється та одночасно блокується зміна концентрації. Це запобігає випадковим стрибкам показника, які виникають не через реальний стан користувача, а через механічні завади. Таким чином пульс працює як додатковий фільтр: якщо користувач рухається, концентрація не змінюється штучно.

3 ПРОЕКТУВАННЯ ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ

3.1 Загальна архітектура

Програмне забезпечення є центральною частиною комплексу для моніторингу концентрації, оскільки забезпечує збір, обробку, передачу та візуалізацію біометричних сигналів у режимі реального часу. На відміну від класичних стаціонарних ЕЕГ-систем, де більшість обчислень виконується на спеціалізованому апаратному забезпеченні, у розробленому пристрої основні функції реалізовано у вигляді розподіленої програмної архітектури. Це дозволяє одночасно використовувати малопотужний носимий мікроконтролер та повноцінний серверний середовищний модуль, що розширює можливості щодо обробки сигналів, масштабування та інтеграції з іншими платформами.

Архітектура програмного забезпечення побудована за трирівневим принципом [20], що включає:

- прошивку мікроконтролера ESP32, відповідальну за роботу сенсорів та передачу даних;
- локальний сервер додатків, який виконує обробку сигналів, розрахунок індексів концентрації та логіку зберігання даних;
- клієнтський веб-інтерфейс для відображення результатів та взаємодії з користувачем.

Такий поділ дозволяє чітко розмежувати задачі між рівнями, спростити підтримку та забезпечити можливість подальшої модернізації, наприклад, замінюючи алгоритми обробки сигналу без втручання в апаратну частину.

На нижньому рівні знаходиться мікроконтролер ESP32, який виконує роль центрального вузла збирання даних із сенсорів. Він отримує ЕЕГ-сигнал по UART від модуля TGAM, фотоплетизмограму з датчика пульсу та акселерометричні дані по шині I²C. Завдання прошивки полягає у синхронізації потоків даних, перетворенні їх у цифровий формат та передачі через Wi-Fi на сервер. Обсяг обробки на цьому рівні мінімальний, що зменшує затримки та дозволяє працювати у реальному часі.

Мікроконтролер функціонує у режимі безперервного стрімінгу, періодично формуючи структуровані пакети з часовими мітками. Це дозволяє серверу точно порівнювати сигнали між собою та суміщати ЕЕГ, пульс і рухи користувача в єдиній часовій шкалі. Передавання здійснюється або через WebSocket-канал, або через HTTP-запити залежно від конфігурації.

Другий рівень виконує функції логічного та аналітичного центру системи. Сервер приймає потоки даних від ESP32, виконує їх попередню фільтрацію, агрегує значення у часових вікнах і обчислює індекси стану користувача:

- індекс ЕЕГ-активності,
- показники серцевого ритму,
- індекс рухової стабільності,
- інтегральний рівень концентрації.

Таке перенесення обчислень із мікроконтролера на серверне середовище дозволяє реалізувати складніші алгоритми без втрати продуктивності. Окрім обробки сигналів, сервер зберігає телеметрію, забезпечує історичний аналіз, генерацію статистики та передає результати у веб-клієнт. Завдяки цьому система може працювати як у повністю локальному режимі, так і розширюватися до мережевої багатокористувацької конфігурації.

Третій рівень — це клієнтська частина, яка реалізована у вигляді веб-додатку та може працювати в будь-якому сучасному браузері. Інтерфейс отримує дані з сервера через WebSocket у режимі реального часу, будує графіки сигналів, відображає значення індексів та стан користувача. Для зручності передбачена адаптивна верстка, що дозволяє використовувати систему як на персональному комп'ютері, так і на смартфоні.

Клієнт не виконує складної обробки сигналів: він лише візуалізує інформацію та дозволяє користувачеві взаємодіяти з системою, змінювати налаштування та переглядати історичні дані. Завдяки цьому інтерфейс завжди лишається швидким і стабільним навіть при великих обсягах телеметрії.

Передавання даних між компонентами виконується через стандартні мережеві протоколи. Взаємодія сенсорів з контролером відбувається по UART та

PC, що гарантує синхронність та низький рівень затримок. Для обміну між ESP32 і сервером використовується бездротовий зв'язок Wi-Fi, що забезпечує свободу рухів користувача та можливість підключення кількох пристроїв одночасно. Комунікація між сервером та браузером реалізована через WebSocket. Завдяки використанню асинхронної передачі забезпечується безперервність потоку та висока часово́ва точність, що важливо для формування індексів, де не допускається втрата пакетів або великий дрейф таймінгу.

Обрана архітектура забезпечує низку ключових переваг:

- робота в реальному часі: затримки між вимірюванням та відображенням мінімізовані;
- автономність: система може працювати без доступу до інтернету, використовуючи локальний сервер;
- масштабованість: можливість переходу на хмарну інфраструктуру або використання мобільного застосунку;
- розширюваність: легко додати нові сенсори або алгоритми;
- кросплатформність: інтерфейс доступний зі смартфона, планшета, ПК;
- надійність: збої у клієнта чи інтерфейсі не впливають на збір даних.

3.2 Розробка структурної схеми системи

Для розробки пристрою відстеження концентрації уваги людини необхідно спроектувати його структурну схему, що визначає основні функціональні блоки та їх взаємодію. Така схема дозволяє забезпечити узгодженість між апаратною та програмною частинами, а також коректний обмін сигналами між модулями. Основними складовими пристрою є: мікроконтролер, блок збору сигналів, блок живлення та веб-інтерфейс користувача, який у поєднанні з пристроєм утворює систему.

Мікроконтролер виконує роль центрального обчислювального модуля системи. Він приймає дані з блоку збору сигналів, проводить їх попередню обробку, розраховує показники концентрації та передає результати до веб-інтерфейсу через бездротовий канал зв'язку. Окрім цього, мікроконтролер

забезпечує синхронізацію роботи підсистем, контроль стану пристрою та індикацію через вбудовані вихідні порти.

Блок збору сигналів забезпечує реєстрацію біологічних і рухових параметрів користувача, що є основою для оцінки рівня концентрації. У його склад входять сенсорні елементи, які вимірюють електричну активність головного мозку, частоту серцевих скорочень і рухову стабільність. Отримані сигнали передаються до мікроконтролера по стандартних цифрових інтерфейсах, де здійснюється їх обробка й аналіз.

Блок живлення формує та стабілізує необхідні напруги для живлення мікроконтролера і сенсорів. Система живлення побудована на базі автономного джерела енергії з вбудованими засобами заряджання, перетворення напруги та захисту від перевантажень. Така конфігурація забезпечує стабільну роботу пристрою в мобільних умовах.

Веб-інтерфейс користувача є кінцевим елементом системи, що відповідає за візуалізацію отриманих даних у зручному графічному вигляді. Через бездротовий канал зв'язку до інтерфейсу надходять значення основних показників концентрації, а також допоміжні параметри, що відображають стан користувача. Це дозволяє здійснювати моніторинг у реальному часі та аналізувати зміну стану протягом сеансу вимірювання.

Реалізація структурної схеми відображена у ДОДАТКУ В.

3.3 Вибір електронних компонентів

Для реалізації пристрою для відстеження концентрації необхідні такі основні компоненти: мікроконтролер ESP32, модуль реєстрації ЕЕГ-сигналів TGAM, пульсовий сенсор MAX30102, акселерометр MPU6050, підсистема живлення на базі мікросхем TPS63070 та TP4056, літій-полімерний акумулятор і пов'язка на голову для кріплення електродів та всіх модулів.

Мікроконтролер ESP32 (рисунок 3.1) [21] обрано як головний обчислювальний модуль завдяки його високій продуктивності, енергоефективності та наявності бездротових інтерфейсів. Він побудований на

базі двоядерного процесора Xtensa LX6 з тактовою частотою до 240 МГц, що забезпечує одночасну обробку сигналів від декількох сенсорів та передачу даних через Wi-Fi без затримок.

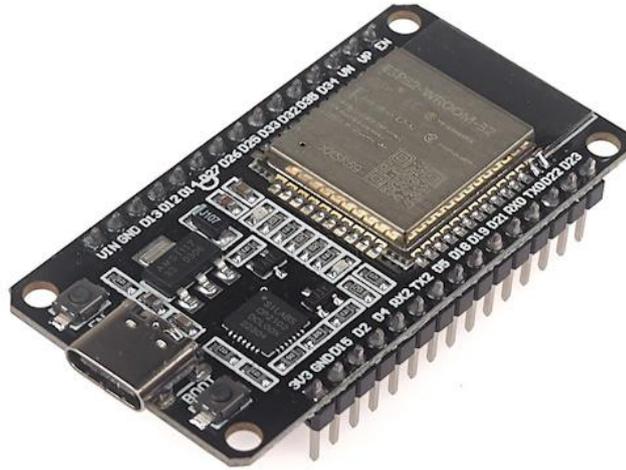


Рисунок 3.1 — Мікроконтролер ESP32

Плата має 30 виводів, серед яких реалізовано інтерфейси UART, I²C, SPI, PWM та ADC, що дозволяє підключати різні типи сенсорів. Для підключення модулів TGAM, MAX30102 і MPU6050 використовуються інтерфейси UART та I²C. Обсяг оперативної пам'яті становить 520 КБ SRAM, а постійної – 4 МБ Flash, чого достатньо для реалізації алгоритмів фільтрації та попередньої обробки біосигналів. ESP32 має вбудований Wi-Fi-модуль стандарту 802.11 b/g/n, Bluetooth 4.2, а також підтримує енергозберігаючі режими Light Sleep і Modem Sleep, що дозволяє зменшити споживання енергії під час автономної роботи від акумулятора.

Модуль TGAM (рисунок 3.2) [22] використовується для реєстрації біоелектричної активності мозку користувача — електроенцефалограм. Він є основним сенсорним елементом системи, що перетворює слабкі електричні сигнали, зняті з поверхні шкіри голови, у цифрову форму, придатну для подальшої обробки мікроконтролером. TGAM інтегрує в собі високочутливий підсилювач біопотенціалів, аналогові фільтри нижніх і верхніх частот, схему цифрового придушення шумів, а також вбудований 12-бітний аналого-цифровий

перетворювач. Це дозволяє отримувати чистий сигнал навіть при невеликих амплітудах біопотенціалів, порядку від 5 до 100 мкВ.



Рисунок 3.2 — Модуль реєстрації EEG-сигналів TGAM

TGAM має UART-інтерфейс для зв'язку з мікроконтролером. Стандартна швидкість передачі становить 57600 бод, формат даних — 8N1 (8 біт даних, без парності, 1 стоп-біт). Передача здійснюється у вигляді пакетів, кожен із яких містить службовий байт початку (0xAA), ідентифікатор типу даних, довжину пакета, самі дані (значення EEG-каналу, індекси стану) та контрольну суму для перевірки коректності прийому. Робоча напруга модуля становить 3.3 В, споживаний струм — від 10 до 15 мА, що забезпечує низьке енергоспоживання і дозволяє використовувати TGAM у портативних та носимих пристроях. Вихідні сигнали TGAM передаються у вигляді послідовності байтів, де кожен фрейм містить миттєве значення амплітуди EEG-сигналу (raw data) та параметри якості контакту електродів (poor signal level).

Для реєстрації біопотенціалів у пристрої використано сухі електроди контактного типу (рисунок 3.3). Вони працюють без гелю, що спрощує підготовку та забезпечує гігієнічність. Робоча частина має шість металевих контактів, що збільшують площу дотику зі шкірою та дозволяють отримувати стабільний сигнал навіть крізь волосся. Електроди виконані на мідній основі з покриттям Ag/AgCl, яке забезпечує низький перехідний опір і стабільність потенціалу — критично важливо для сигналів малої амплітуди, характерних для EEG. Матеріал стійкий до корозії та температур до 105 °С, що дозволяє багаторазове використання. Підключення електрода здійснюється через

стандартні спар-конектори діаметром 3,9 мм, кабелі мають спар-роз'єм з боку електрода та штирьовий — зі сторони TGAM.



Рисунок 3.3 — Електроди ЕЕГ

Пульсовий датчик MAX30102 (рисунок 3.4) [23] використовується для вимірювання частоти серцевих скорочень та оцінки варіабельності серцевого ритму. Принцип роботи модуля базується на фотоплетизмографії (PPG) — оптичному методі, який фіксує зміни об'єму крові під шкірою під час кожного серцевого скорочення.



Рисунок 3.4 — Пульсовий сенсор MAX30102

У конструкції модуля передбачено два світлодіоди (червоний та інфрачервоний) і фотодіод, який реєструє відбите світло від тканин. Коли серце б'ється, кількість крові в капілярах змінюється, відповідно змінюється і відбите світло. Ці коливання перетворюються на електричний сигнал, який після підсилення та фільтрації надходить до вбудованого аналого-цифрового

перетворювача. Дані з модуля передаються у цифровому вигляді через інтерфейс I²C зі швидкістю до 400 кГц, що дозволяє легко підключити сенсор до мікроконтролера ESP32. Робоча напруга модуля — від 1.8 до 3.3 В. МАХ30102 має низьке споживання енергії: у режимі вимірювання — близько 0.6 мА, у режимі очікування — менше 0.01 мА, що робить його зручним для портативних пристроїв, які працюють від акумулятора. У модулі реалізовано автоматичне регулювання потужності світлодіодів, що дозволяє підтримувати стабільний рівень сигналу навіть при невеликих рухах або зміні контакту зі шкірою.

Модуль MPU6050 (рисунок 3.5) [24] використовується для визначення рухів голови користувача та фіксації її положення у просторі. У його складі є тривісний акселерометр (вимірює прискорення по осях X, Y, Z) і тривісний гіроскоп (вимірює кутові швидкості). Це дозволяє оцінювати навіть незначні нахили або мікрорухи голови, які можуть впливати на точність сигналів ЕЕГ чи пульсу. Модуль зчитує дані за допомогою інтерфейсу I²C, що дозволяє легко підключити його до мікроконтролера ESP32, використовуючи всього дві сигнальні лінії — SDA та SCL. Робоча напруга становить 3.3 В, тому він безпосередньо сумісний із логікою контролера. Споживання струму не перевищує від 3 до 4 мА. Модуль має вбудований цифровий фільтр низьких частот, який допомагає згладжувати шум і випадкові коливання даних.

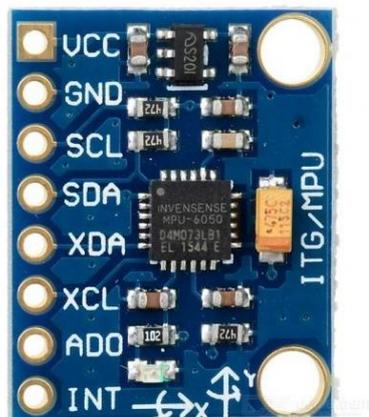


Рисунок 3.5 — Модуль акселерометра та гіроскопа MPU6050

Основні технічні характеристики модуля:

- діапазон вимірювання прискорення: ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g або ± 16 g (обирається програмно);
- діапазон гіроскопа: ± 250 , ± 500 , ± 1000 або ± 2000 °/с;
- розрядність АЦП — 16 біт, що забезпечує високу точність вимірювання;
- частота оновлення даних — до 1 кГц, чого достатньо для виявлення навіть швидких рухів.

Акумулятор Li-Po (рисунок 3.6) є основним джерелом живлення у портативному режимі. Номінальна напруга комірки становить 3.7 В, напруга повного заряду — 4.2 В, а повного розряду — близько 3.0 В. Ємність 1000 мА·год. Для безпеки передбачено використання вбудованої системи захисту (PCM), що відключає елемент у випадку короткого замикання, перевантаження чи надмірного розряду.



Рисунок 3.6 — Акумулятор Li-Po 3.7 В 1000 мА·год

Модуль TP4056 (рисунок 3.7) [25] забезпечує заряджання акумулятора від USB-порту або зовнішнього джерела 5 В.

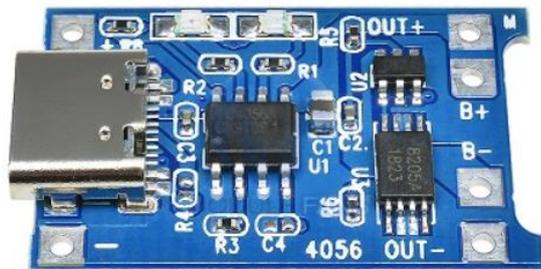


Рисунок 3.7 — Акумулятор Li-Po 3.7 В 1000 мА·год

Зарядний струм налаштовується резистором і зазвичай становить від 500 до 1000 мА, що оптимально для елементів ємністю 1000 мА·год. Зазвичай модуль постачається із вбудованою мікросхемою захисту DW01A та польовими транзисторами FS8205, що відключають акумулятор при аварійних ситуаціях. Вхідна напруга — 5 В, вихідна — 4.2 В (до 1 А). TP4056 має наступні функції:

- автоматичне завершення зарядки при досягненні напруги 4.2 В;
- захист від перезаряду, глибокого розряду та перевантаження по струму;
- індикацію процесу зарядки (червоний/синій LED).

DC-DC перетворювач TPS63070 (рисунок 3.8) [26] формує живлення для ESP32 та сенсорів, яким потрібна стабільна напруга 3.3 В. Це високоефективний понижувально-підвищувальний стабілізатор, який працює у діапазоні вхідних напруг від 2.0 до 5.5 В і забезпечує вихід $3.3 \text{ В} \pm 2\%$ на струмі до 2 А. Коефіцієнт корисної дії становить до 95 %, що зменшує втрати енергії та нагрів елементів. Завдяки функції автоматичного переходу між режимами «buck» і «boost» перетворювач підтримує стабільну напругу навіть коли батарея частково розряджена (нижче 3.3 В).

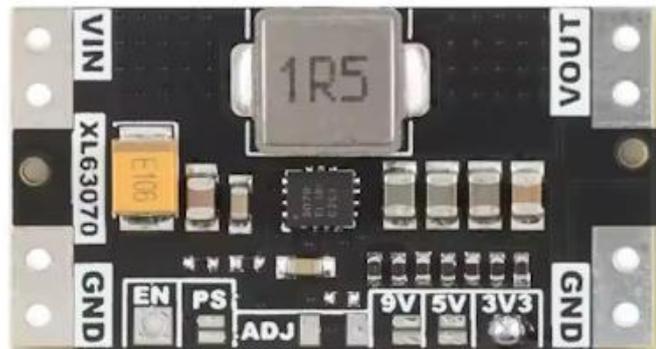


Рисунок 3.8 — DC-DC перетворювач TPS63070

3.4 Система живлення пристрою

3.4.1 Розрахунок споживання і автономності пристрою

Система портативного пристрою для моніторингу концентрації живиться від літій-полімерного акумулятора напругою 3.7 В та ємністю 1000 мА·год. Для

забезпечення стабільного живлення використовується підвищувально-понижувальний перетворювач TPS63070, який формує напругу 3.3 В для мікроконтролера ESP32 та периферійних сенсорів (EEG-модуль TGAM, пульсовий датчик MAX30102, акселерометр MPU6050).

Для оцінки енергетичних параметрів кожного модуля використано зазначені у документації струми споживання при живленні 3.3 В (табл. 3.1).

Таблиця 3.1 — Типові струми споживання компонентів

Компонент	Середній струм, мА	Примітка
ESP32	від 80 до 180 (піки до 300)	активна передача даних
EEG-модуль TGAM	від 10 до 30	аналогово-цифрова обробка EEG
MAX30102	від 0.6 до 10	залежить від струмів LED та частоти вибірки
MPU6050	від 3 до 5	при частоті 100 Гц
Інше (DC-DC втрати, індикатори, логіка)	від 5 до 20	допоміжне споживання

У режимі безперервної роботи модуль ESP32 підтримує постійне Wi-Fi-з'єднання і транслює дані з сенсорів у реальному часі. Для цього режиму характерне найбільше навантаження на акумулятор, адже мікроконтролер практично не переходить у енергозберігаючі стани. Середній струм споживання ESP32 у такому режимі становить близько 150 мА. До цього додається споживання EEG-модуля, що проводить аналогово-цифрову обробку сигналу мозкової активності і вносить приблизно 20 мА. Сенсор MAX30102, який формує фотоплетизмографічний сигнал для визначення пульсу, споживає близько 3 мА при налаштуваннях середньої яскравості інфрачервоного світлодіода, а акселерометр MPU6050, що виконує вимірювання просторових прискорень, додає ще близько 4 мА. Окрім основних компонентів, існують також допоміжні навантаження – індикатори, втрати на перетворювачі та обслуговування логіки живлення. У сумі це становить близько 10 мА. Середній струм визначається як сума середніх струмів усіх підсистем:

$$I_{avg} = \sum I_{i,avg}, \quad (3.1)$$

Таким чином, загальний середній струм навантаження визначається як:

$$I_{avg} = 150 + 20 + 3 + 4 + 10 = 187 \text{ мА}$$

Оскільки всі модулі живляться від стабілізованої шини 3,3 В, електрична потужність навантаження обчислюється за стандартним співвідношенням:

$$P_{load} = U \times I_{avg}, \quad (3.2)$$

де $U = 3.3 \text{ В}$ — робоча напруга логіки.

Підставивши числові значення, отримаємо:

$$P_{load} = 3,3 \times 0,187 \approx 0,62 \text{ Вт}$$

Однак важливо врахувати, що живлення надходить не безпосередньо на 3.3 В, а через підвищувально-понижувальний стабілізатор TPS63070, який отримує енергію від акумулятора з напругою від 3 до 4.2 В. Через це реальний струм, який віддає акумулятор, не дорівнює струму споживання навантаження. Перетворювач компенсує різницю у напрузі, а також має власний ККД, тому вхідний струм визначається співвідношенням:

$$I_{batt} = \frac{P_{load}}{U_{batt} \times \eta_{DC-DC}}, \quad (3.3)$$

де $U_{batt} = 3.7 \text{ В}$ — середня напруга Li-Po елемента;

$\eta_{DC-DC} = 0.9\text{--}0.92$ — ККД перетворювача TPS63070.

Підставивши числові значення, отримаємо:

$$I_{batt} = \frac{0,62}{3,7 \times 0,9} \approx 0,186 \text{ A}$$

Отже, у режимі безперервного передавання даних акумулятор віддає приблизно від 180 до 190 мА.

На основі отриманого значення можна оцінити тривалість автономної роботи пристрою. Час роботи визначається відношенням запасеної енергії до середнього струму розряду. З урахуванням того, що повне розрядження Li-Po елементів небажане для їх ресурсу, приймається коефіцієнт припустимої глибини розряду $DoD \approx 0,8$. Загальний ККД системи з урахуванням втрат на проводах і DC-DC перетворенні можна прийняти як $\eta \approx 0,9$. Тому час автономної роботи обчислюється виразом:

$$t = \frac{C_{batt} \times DoD \times \eta}{I_{batt}}, \quad (3.4)$$

де $C_{batt} = 1 \text{ A} \cdot \text{год}$.

Підставивши числові значення, отримаємо:

$$t = \frac{1 \times 0,8 \times 0,9}{0,186} \approx 3,87 \text{ год}$$

Це означає, що пристрій здатний працювати приблизно 3,5–4 години у найважчому режимі, коли передавання даних здійснюється безперервно.

3.4.2 Забезпечення стабільності напруги та шумозахист

У пристрої використовуються аналогочутливі сенсори, тому стабільність живлення та захист сигнальних ліній є критичними. Найбільше навантаження

створює ESP32, який під час Wi-Fi-передачі формує короткочасні імпульси струму до 250–300 мА. Щоб запобігти просіданню напруги, безпосередньо на його живленні встановлено два конденсатори: 0,1 мкФ для високочастотних імпульсів і 22 мкФ як локальний резерв струму.

Живлення EEG-модуля ізольовано додатковою фільтрацією — 0,1 мкФ та 47 мкФ на вході. Це знижує вплив імпульсних завад ESP32 і зменшує шум у EEG-сигналі. Аналогова частина заземлення відокремлена від цифрової, причому обидві лінії з'єднані в одній точці біля DC-DC перетворювача. Таке розділення запобігає циркуляції шумових струмів через сигнальні ланцюги.

Живлення сенсорів розведено «зіркою» від виходу перетворювача: кожен модуль отримує власну гілку живлення, що усуває взаємний вплив навантажень. Сигнальні дроти від електродів прокладені як скручена пара, без петель, і віддалені від антени ESP32, що зменшує електромагнітні наводки. Для захисту живлення використано самовідновлюваний полімерний запобіжник на 1,1 А. У разі короткого замикання він обмежує струм і після усунення несправності повертається до номінального стану.

Застосовані заходи забезпечують стабільні 3,3 В на навантаженні та дозволяють отримувати EEG-сигнал без провалів і перешкод навіть у пікових режимах Wi-Fi-передачі.

3.5 Алгоритм роботи системи

Алгоритм роботи системи визначає повний цикл перетворення біосигналів користувача — від моменту їхнього отримання сенсорами до відображення у веб-інтерфейсі в режимі реального часу. Архітектура складається з трьох взаємопов'язаних модулів: мікроконтролера ESP32, локального сервера Node.js та веб-клієнта. Кожен етап алгоритму виконується безперервно, що забезпечує потокову обробку EEG, пульсових та інерційних сигналів.

Після подачі живлення ESP32 завантажує прошивку та переходить у початковий режим, у якому готує середовище виконання програми: очищує буфери, активує внутрішні таймери, підтверджує працездатність апаратних

інтерфейсів. Далі виконується ініціалізація периферії — конфігурується UART-канал для роботи з TGAM, а також I²C-шина для взаємодії з MAX30102 та MPU6050. На цьому етапі всі сенсори переводяться в робочий стан, а їхні регістри встановлюються відповідно до необхідних режимів вимірювання.

Після підготовки апаратної частини ESP32 встановлює з'єднання з Wi-Fi мережею і відкриває WebSocket-канал із локальним сервером. Зв'язок підтримується у постійному режимі; у разі розриву здійснюється автоматичне перепідключення. Лише після встановлення мережевої інфраструктури система переходить до основної частини алгоритму — безперервного циклу збору й передачі телеметрії.

У головному циклі контролер послідовно опитує всі підключені сенсори. TGAM надсилає байти EEG-фреймів через UART, а значення пульсу та прискорення зчитуються із регістрів по I²C. Отримані від TGAM пакети проходять структурну перевірку: формується повний фрейм, обчислюється контрольна сума та аналізується службова інформація. Якщо параметр `poorSignal` свідчить про поганий контакт електродів, кадр позначається як недостовірний та не використовується для оновлення EEG-метрик.

Після перевірки всі значення об'єднуються у єдиний JSON-пакет, який містить показники `attention`, `meditation`, `poorSignal`, інерційні та PPG-дані, а також часову мітку. Пакет негайно передається на сервер через WebSocket, що мінімізує затримку між моментом вимірювання та відображенням сигналів у графічному інтерфейсі.

На стороні сервера вхідний JSON розбирається, проходить базову валідацію структури та передається веб-клієнтам. За потреби сервер може виконувати логування, збереження у БД або додаткову обробку — але це не є обов'язковою частиною основного алгоритму потокової роботи.

Веб-клієнт, отримавши новий пакет телеметрії, негайно оновлює елементи інтерфейсу: графіки EEG-метрик, індикатор якості сигналу, дані пульсу та руху. Система реагує на кожний новий пакет у реальному часі, що дозволяє оператору безперервно спостерігати за станом користувача.

Після завершення кожної ітерації ESP32 перевіряє активність сенсорів, стан WebSocket-каналу та параметри мережі. Якщо всі компоненти працюють коректно, цикл повторюється. У разі збою контролер виконує автоматичні спроби відновлення роботи; при відключенні живлення або примусовій зупинці робота алгоритму завершується до наступного увімкнення.

Блок-схема алгоритму наведена в ДОДАТКУ Г.

3.6 Скетч ESP32: базовий функціонал та покращення

Прошивка ESP32 виконує роль центральної керуючої частини системи: вона отримує дані від сенсорів, інтерпретує їх та передає результат у веб-інтерфейс у режимі реального часу. Робота контролера організована за циклічною моделлю: після одноразової ініціалізації виконується безперервний цикл збору та передавання інформації.

У процесі старту мікроконтролер послідовно активує необхідні підсистеми. Спершу встановлюється з'єднання з локальною мережею Wi-Fi та відкривається WebSocket-канал для передачі телеметрії користувачу. Далі налаштовується UART-інтерфейс, через який отримуються дані електроенцефалографічного модуля. Окремо активується шина I²C, що використовується для доступу до датчика пульсу і акселерометра.

Основна обробка даних виконується у циклі `loop()`, який повторюється десятки разів за секунду. На кожній ітерації контролер перевіряє, чи з'явилися нові дані у вхідних буферах сенсорів. З модуля EEG зчитуються кадри телеметрії, у яких міститься рівень уваги, рівень медитації та показник якості контакту електродів. Значення пульсу та параметри руху знімаються через бібліотечні виклики драйверів відповідних сенсорів. Усі виміряні параметри перетворюються у текстову структуру у форматі JSON, до якої додаються часові мітки, після чого цей пакет надсилається на веб-інтерфейс по WebSocket-каналу.

Для передавання телеметрії у веб-інтерфейс прошивка ESP32 використовує мережевий стек, який складається з двох основних компонентів: підключення до Wi-Fi та WebSocket-клієнта. Це дозволяє отримувати дані на

браузер практично без затримок, без потреби опитування сервера.

Після запуску контролера виконується ініціалізація мережевого інтерфейсу. ESP32 підключається до локальної точки доступу за заданими параметрами SSID та пароля. Підключення відбувається блокуючим способом — прошивка чекає до встановлення зв'язку, оскільки подальша робота системи залежить від успішного виходу в мережу (лістинг 3.1).

Лістинг 3.1 — Підключення до Wi-Fi

```
WiFi.begin(ssid, password);  
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {  
  delay(500);  
}
```

Після отримання IP-адреси контролер може встановити WebSocket-з'єднання із серверною частиною, яка відповідає за логування та трансляцію даних клієнтам.

Для обміну телеметрією використовується клієнтський WebSocket. На відміну від HTTP-запитів, де зв'язок встановлюється заново при кожній передачі, WebSocket створює постійний двосторонній канал. Це дає змогу передавати дані з високою частотою та мінімальною затримкою. Функція подій `onWebSocketEvent` обробляє підключення, помилки та розриви. Якщо канал обірвався (наприклад, зник Wi-Fi), бібліотека автоматично ініціює перепідключення. Таким чином система здатна працювати тривалий час без потреби перезапуску (лістинг 3.2).

Лістинг 3.2 — WebSocket-зв'язок

```
WebSocketsClient wsClient;  
wsClient.begin(serverIP, 3000, "/ws");  
wsClient.onEvent(onWebSocketEvent);  
wsClient.setReconnectInterval(2000);
```

У базовій реалізації кожна ітерація циклу `loop()` завершується формуванням JSON-пакета та його передачею у WebSocket. Перед надсиланням перевіряється стан з'єднання. Виклик `wsClient.loop()` забезпечує обробку

внутрішніх мережесих подій (нові з'єднання, помилки, відновлення каналу). Дані передаються з високою частотою — фактично так часто, як виконується цикл, що забезпечує плавне оновлення графіків у браузері (лістинг 3.3).

Лістинг 3.3 — Відправка пакета телеметрії

```
if (wsClient.isConnected()) {
    String json = "{\"attention\":\"" + String(attention) +
        "\",\"poorSignal\":\"" + String(poorSignal) + "\"}";
    wsClient.send(json);
}
wsClient.loop();
```

Для коректної синхронізації даних із сервером прошивка використовує часові мітки. Спочатку ESP32 звертається до мережевого часу (NTP-серверів), отримує поточний timestamp, після чого додає його до кожного пакета. Це дозволяє клієнту відображати дані у хронологічному порядку і прив'язувати їх до реального часу.

Основним джерелом даних про стан мозкової активності виступає модуль TGAM, який обмінюється інформацією з ESP32 через виділений апаратний канал UART. Початкова ініціалізація виконується зі швидкістю 57600 бод з фіксованою конфігурацією ліній прийому та передавання. Після запуску UART прошивка переходить у режим очікування байтів, які TGAM відправляє за протоколом ThinkGear. Кожен пакет має синхронізаційний заголовок, поле довжини, службові байти, корисні параметри та контрольну суму. Це дає змогу гарантувати цілісність даних навіть тоді, коли передавання переривається або частина байтів втрачається у каналі (лістинг 3.4).

Лістинг 3.4 — Робота з TGAM

```
HardwareSerial TGAM(2);
TGAM.begin(57600, SERIAL_8N1, 16, 17);
bool readTGAMFrame() {
    while (TGAM.available()) {
        byte b = TGAM.read();
        parseTGAMByte(b);
    }
}
```

продовження лістингу 3.4:

```

    return frameReady;
}
if (readTGAMFrame()) {
    attention = parsedData.attention;
    meditation = parsedData.meditation;
    poorSignal = parsedData.poorSignal;
}

```

Парсер фреймів реалізований таким чином, що спочатку визначає два синхронізаційні байти 0xAA 0xAA, після чого накопичує пакет, обчислює контрольну суму і лише потім передає значення в робочі змінні. Оскільки TGAM надсилає вже оброблені індекси уваги, медитації й рівень шуму сигналу, прошивка не виконує цифрової обробки ЕЕГ-хвиль, а отримує готові числові характеристики, придатні для негайної візуалізації або збереження.

Фотоплетизмографічний датчик MAX30102 працює через шину I²C. Після ініціалізації регістрів модуль формує дані у FIFO-буфері, які ESP32 періодично зчитує. Значення інфрачервоного каналу зберігаються у змінній та включаються до телеметрії без додаткової фільтрації. Такий підхід відповідає концепції «сирого» зчитування фізіологічних параметрів на мікроконтролері з подальшою обробкою на стороні сервера (лістинг 3.5).

Лістинг 3.5 — Робота з сенсором пульсу MAX30102

```

Wire.begin();
max.begin();
max.setup(0x1F, 1, 50, 400);
uint8_t raw[6];
maxReadN(0x07, raw, 6);
uint32_t irValue = ((raw[3] << 16) | (raw[4] << 8) | raw[5]) & 0x3FFFF;
uint32_t redValue = ((raw[0] << 16) | (raw[1] << 8) | raw[2]) & 0x3FFFF;

```

Одночасно з цим опитуються інерційні дані акселерометра-гіроскопа MPU6050. Після активації система періодично звертається до регістрів сенсора, зчитує виміряні прискорення по трьох осях та конвертує їх у фізичні значення. Це дозволяє фіксувати мікрорухи голови, які можуть впливати на якість ЕЕГ-

сигналу (лістинг 3.6).

Лістинг 3.6 — Робота з MPU6050

```
Wire.beginTransaction(0x68);
Wire.write(0x3B);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(0x68, 6);
accX = ((Wire.read() << 8) | Wire.read()) / 16384.0;
accY = ((Wire.read() << 8) | Wire.read()) / 16384.0;
accZ = ((Wire.read() << 8) | Wire.read()) / 16384.0;
```

Після отримання всіх оновлених значень прошивка формує єдиний JSON-пакет і передає його в локальну мережу за протоколом WebSocket. Це забезпечує практично миттєву доставку даних на сервер і веб-клієнт (лістинг 3.7). Такий підхід дозволяє інтегрувати три незалежні сенсорні підсистеми в одну потокову телеметрію. UART і I²C не блокують роботу одне одного, а переривання ESP32 дають змогу виконувати зчитування фонові, без затримок у передачі даних мережею.

Лістинг 3.7 — Формування JSON-телеметрії

```
String json =
  "{"attention\":"+String(attention)+
  ",\meditation\":"+String(meditation)+
  ",\mpoorSignal\":"+String(poorSignal)+
  ",\mir\":"+String(irValue)+
  ",\maccX\":"+String(accX)+"}";
wsclient.sendTXT(json);
```

Таким чином прошивка реалізує надійне транспортування фізіологічних показників від носимого пристрою до серверної інфраструктури, де відбуватиметься розширена цифрова обробка і формування індексу концентрації. Саме ця версія прошивки є базовою, від якої далі виконано низку покращень, спрямованих на фільтрацію шуму, стабілізацію ЕЕГ-індикаторів та підвищення точності оцінки когнітивного стану користувача.

У початковій версії прошивки дані з модуля TGAM зчитуються без фільтрації, тому отримані індекси уваги мають значну варіабельність. При

стабільному стані користувача спостерігаються випадкові коливання, спричинені електричним шумом або мікрорухами електродів. Якщо якість контакту погіршується, показник `poorSignal` зростає, а TGAM передає неповні або пошкоджені кадри, що проявляється різкими падіннями значень. У випадку короточасних втрат зв'язку частина пакетів не доходить, через що на графіку фіксуються розриви чи стрибки. Крім того, рух голови викликає паразитні імпульси, які спотворюють форму сигналу й порушують загальний тренд. У результаті часовий ряд значень має нестійкий характер і не дозволяє отримати плавну, інтерпретовану динаміку концентрації без додаткових алгоритмів згладжування та контролю достовірності.

Насамперед було реалізовано логіку контролю якості сигналу на основі параметра `poorSignal`, який передає TGAM. Цей параметр прямо вказує на те, що електроди недостатньо щільно прилягають до шкіри, і будь-які зміни на виході у такі моменти здебільшого є електричним шумом. Тому прошивка перестає оновлювати показник уваги у періоди поганого контакту, і система зберігає останнє коректне значення. У результаті на графіку відсутні провали, пов'язані із сковзанням пов'язки, дотиком руки чи рухом волосся. Такий метод характерний для комерційних нейроінтерфейсів, у яких дані з поганим контактом не враховуються й подаються як індикатор «`poor signal`» (лістинг 3.8).

Лістинг 3.8 — Контроль якості сигналу

```
if (poorSignal == 0) {
    attentionFiltered = newAttention;
    lastValidTs = millis();
}
else{
    attentionFiltered = attentionFiltered;
}
```

Після стабілізації роботи зі станом контакту постала проблема природного шуму ЕЕГ, який проявляється коливаннями навіть при нормальній роботі сенсора. Щоб уникнути різких стрибків значення уваги на одиничних фреймах, у прошивку додано згладжування за принципом експоненційного ковзного

середнього. Такий підхід не спотворює тренд, але вирівнює короточасні пікові зміни, що не мають фізіологічного сенсу (лістинг 3.9).

Лістинг 3.9 — Згладжування значень за допомогою ЕМА-фільтру

```
attentionFiltered = (attentionFiltered * 0.85) + (newAttention * 0.15);
```

Завдяки згладженню графік уваги перестав коливатись при незначних електричних артефактах, а тренд став інформативним і придатним до подальшої інтерпретації в реальному часі.

Наступною проблемою виявилися тимчасові втрати даних від UART. У практичній експлуатації це трапляється під час прискорення голови, коротких рухів пов'язки або незначних перешкод у сигнальному кабелі. У початковій реалізації відсутність оновлення призводила до різкого падіння значення уваги до нуля і псування загальної картини. Для компенсації цього у прошивку додано механізм утримання останнього коректного значення протягом коротких інтервалів. Логіка полягає у тому, що якщо протягом однієї секунди не надійшов жоден валідний пакет, система продовжує використовувати попереднє значення, поки сигнал не відновиться (лістинг 3.10).

Лістинг 3.10 — Маска для покращення втрачених пакетів

```
if (millis() - lastValidTs > 1000) {
    attentionFiltered = attentionFiltered;
}
```

Таким чином короткі переривання передачі не впливають на графік, що робить його придатним для безперервної візуалізації та подальшої статистичної обробки.

Ще одним аспектом покращення стала нормалізація значень. TGAM інколи формує одиничні фрейми з показниками, які виходять за межі фізично коректного діапазону. Щоб унеможливити відправку некоректних чисел, після згладжування вводиться обмеження у межах 0–100%, що перетворює сигнал у зручну, універсальну шкалу (лістинг 3.11).

Лістинг 3.11 — Нормалізація до діапазону 0–100%

```
if (attentionFiltered < 0) attentionFiltered = 0;
if (attentionFiltered > 100) attentionFiltered = 100;
```

Фінальним етапом удосконалення ЕЕГ-телеметрії стало введення точних часових міток. Для отримання коректної часової лінії система синхронізує годинник через NTP і прикріплює UNIX-мітку до кожного JSON-пакета. Це дозволяє компонувати ЕЕГ разом із іншими біометричними сигналами та аналізувати залежність концентрації від подій чи рухової активності (лістинг 3.12).

У результаті застосованих покращень сигнал уваги перестав «провалюватися» через контактні або комунікаційні артефакти, став плавним і передбачуваним, а його часові ряди — придатними для збереження, подальшої статистики або використання у моделях концентрації. Замість нестабільного та шумового параметра система тепер генерує безперервний і достовірний індикатор, який коректно реагує на реальні зміни когнітивного стану користувача.

Лістинг 3.12 — Додання точних часових міток

```
time_t now = time(nullptr);
String json =
    "{\"ts\":\""+String(now)+",\"attention\":\""+String(attentionFiltered)+"}";
```

Лістинг з базовою і покращеною версією прошивки представлено у ДОДАТКУ Д.

3.7 Серверна частина

3.7.1 Призначення та загальна архітектура

Серверна частина системи відповідає за приймання, обробку та транспортування біометричних даних у режимі реального часу. Вона слугує проміжною ланкою між пристроєм із датчиками та веб-інтерфейсом користувача. Основне призначення сервера — забезпечити надійний обмін

даними, виконати онлайн-обробку показників та передати у графічний інтерфейс готові значення індексів концентрації.

Як серверна платформа використано середовище Node.js [27], що працює у однопоточній подієвій моделі, є продуктивним для потокових застосунків та не потребує окремого веб-сервера. Передавання даних реалізовано через два протоколи: HTTP використовується для доступу до статичних файлів та допоміжних запитів, а WebSocket [28] — для безперервного обміну даними з низькою затримкою.

Загальна архітектура передбачає три основні компоненти:

- канал прийому даних: окрема WebSocket-точка (ingest), куди надходять показники з акселерометра, ЕЕГ-модуля та датчика пульсу;

- модуль обробки: програмний блок, що розраховує індекс руху, маску якості, нормовану увагу та підсумковий індекс концентрації;

- канал трансляції: WebSocket-потік (stream), через який відправляються готові параметри в інтерфейс користувача.

3.7.2 Обробка даних їх формат та контракти обміну

Передавання даних у системі організоване через дві WebSocket-точки: одна використовується для приймання вимірювань від пристрою, інша — для трансляції оброблених значень клієнтському інтерфейсу. Це дозволяє працювати у режимі реального часу, підтримувати постійний канал зв'язку та уникати затримок, характерних для періодичного HTTP-опитування. Після встановлення з'єднання сервер очікує надходження JSON-повідомлень, що містять значення руху, ЕЕГ та частоти серцевих скорочень. Коли надходить новий семпл, він одразу аналізується, перевіряється на коректність і передається у модуль обробки даних.

У лістингу 3.13 наведено фрагмент серверної частини, який демонструє роботу WebSocket-точки /ingest. Тут сервер приймає повідомлення, перетворює їх у формат об'єкта, перевіряє наявність обов'язкових полів і передає у процесор для обчислення індексів:

Лістинг 3.13 — Отримання сервером повідомлення через WebSocket

```

const wssIngest = new WebSocket.Server({ noServer: true });
wssIngest.on('connection', (ws) => {
  ws.on('message', (raw) => {
    try {
      const sample = JSON.parse(raw);
      if (!sample.userId || !sample.motion || !sample.eeg)
        { return; }
      const processed = userProcessor.process(sample);
      broadcaster.broadcast(processed);
    } catch (e)
      { ws.send(JSON.stringify({ type: 'error', reason: 'invalid_json' })); }
  });
});

```

У нормальних умовах пристрій надсилає один пакет для кожної вибірки датчиків. Структура такого повідомлення містить дані з акселерометра, параметр attention модуля TGAM, індикатор якості контакту poorSignal, а також значення пульсу. У лістингу 3.14 наведено фрагмент реального JSON-пакету.

Лістинг 3.14 — Отримання сервером повідомлення через WebSocket

```

{
  "userId": "testUser",
  "timestamp": 1730567890123,
  "motion": { "ax": 1.02, "ay": -0.03, "az": 0.01 },
  "eeg": { "attention": 63, "poor": 0 },
  "pulse": { "hr": 78 }
}

```

Після приймання первинного пакета даних від пристрою сервер не передає його безпосередньо у веб-інтерфейс. Сирові показники мають низьку корисність для кінцевого відображення: прискорення та значення attention можуть різко змінюватися внаслідок шуму, рухів або короткочасної втрати контакту електродів. Тому кожен отриманий пакет передається у модуль UserProcessor, де він перетворюється у стандартизований, придатний до відображення формат.

На цьому етапі виконується логіка, описана у попередньому підрозділі: обчислюється індекс руху, коефіцієнти довіри до сигналу, інтегральний індекс

концентрації та числовий показник, який відображається у шкалі користувача. Після обробки формується об'єкт, що містить як початкові значення, так і розраховані параметри. Лише цей об'єкт передається клієнтам — у систему не надходять «сирі» дані без попередньої фільтрації.

З метою захисту від некоректних або пошкоджених пакетів обміну сервер додатково виконує перевірку типів даних та цілісності JSON. Якщо повідомлення неможливо розібрати або воно не містить обов'язкових полів, воно відкидається, але WebSocket-з'єднання не розривається. Це дозволяє пристрою продовжувати роботу навіть при поодиноких збогах, не втрачаючи сесію. У разі критичної помилки сервер повертає службове повідомлення (лістинг 3.15).

Лістинг 3.15 — Перевірку типів даних та цілісності JSON

```
{ "type": "error", "reason": "invalid_format" }
```

Після завершення обробки результат надсилається у WebSocket-канал /stream. Цей канал працює в режимі трансляції: усі підключені клієнти отримують оновлення одразу після появи нового пакета. Сервер зберігає набір активних WebSocket-з'єднань та надсилає повідомлення кожному з них без додаткових запитів зі сторони браузера. Фрагмент реалізації представлено у лістингу 3.16.

Лістинг 3.16 — Трансляція оброблених даних у /stream

```
const wssStream = new WebSocket.Server({ noServer: true });
const clients = new Set();
wssStream.on('connection', (ws) =>
{
  clients.add(ws);
  ws.on('close', () => clients.delete(ws));
});
const broadcaster =
{
  broadcast: (message) =>
  {
    const data = JSON.stringify(message);
    clients.forEach((client) => {
```

продовження лістингу 3.16:

```

        if (client.readyState === WebSocket.OPEN) {
            client.send(data);
        }
    });
}
};

```

Таким чином веб-інтерфейс працює за моделлю *push*: клієнт не опитує сервер і не ініціює отримання нових даних, а просто отримує готові оновлення у реальному часі. Це зменшує навантаження на мережу та забезпечує мінімальну затримку відображення змін концентрації.

Оскільки всі розрахунки виконуються на сервері, веб-інтерфейс не містить жодної логіки обробки сигналів. Браузер не рахує індекс руху, не застосовує експоненційне згладжування і не перевіряє якість контакту. Клієнт лише отримує готові значення та оновлює графік і індикатори. Формат повідомлення, яке надходить у браузер, має чітку структуру та не потребує додаткових перетворень (лістингу 3.17).

Лістинг 3.17 — Пакет оброблених даних, що передається у веб-інтерфейс

```

{
  "userId": "testUser",
  "motion": { "ax": 1.02, "ay": -0.03, "az": 0.01, "move": 0.18 },
  "eeg": { "attention": 63, "poor": 0 },
  "pulse": { "hr": 78 },
  "computed": {
    "C": 0.72,
    "W": 0.91,
    "attentionUI": 72
  }
}

```

Після обробки пакет надсилається всім активним клієнтам. Таким чином, саме сервер забезпечує необхідне згладжування, обмеження швидкості зміни значень, контроль достовірності сигналу та стабільну трансляцію. Веб-інтерфейс не містить обчислювальної логіки — усі індекси приходять вже у вигляді,

придатному для відображення користувачу, що значно спрощує клієнтську частину та робить її незалежною від конкретних алгоритмів обробки.

3.7.3 Збереження та структурування даних

Після обробки та трансляції значень у реальному часі сервер зберігає вимірювання у локальній структурі даних. Це дозволяє отримувати не лише поточне значення концентрації, а й аналізувати зміну показників у часі. Кожен запис зберігається у вигляді об'єкта, який містить як вихідні параметри — прискорення, attention, якість контакту та пульс, — так і розраховані індекси, що використовуються у візуалізації. Такий підхід забезпечує повну трасованість даних: значення, яке користувач бачить у певний момент часу, залишається доступним і після завершення сесії.

Щоб система могла працювати тривалий час без ручного очищення пам'яті, використовується принцип кільцевого буфера (лістинг 3.18). Після додавання нового вимірювання сервер перевіряє розмір масиву, і якщо він перевищує встановлену межу, найстаріший елемент видаляється автоматично. Таким чином пам'ять не зростає безконтрольно, а історія вимірювань завжди зберігається у заданому обсязі.

Лістинг 3.18 — Додавання вимірювання у кільцевий буфер

```
buffer.push(processed);  
if (buffer.length > MAX_BUFFER_LEN) {  
    buffer.shift();  
}
```

Збережені дані використовуються не лише для графічного відображення на веб-сторінці. Сервер також формує структуровану таблицю для експорту у форматі XLSX. Файл створюється динамічно: після отримання HTTP-запиту дані з буфера перетворюються у табличний вигляд, де кожен запис відповідає одному пакету вимірювання. Для цього застосовується бібліотека `xlsx`, яка автоматично формує структуру електронної таблиці (лістинг 3.19).

Лістинг 3.19 — Формування XLSX-файлу

```
app.get('/export', (req, res) => {
  const worksheet = XLSX.utils.json_to_sheet(buffer);
  const workbook = XLSX.utils.book_new();
  XLSX.utils.book_append_sheet(workbook, worksheet, 'data');
  const file = XLSX.write(workbook, { type: 'buffer', bookType: 'xlsx' });
  res.setHeader(
    'Content-Disposition',
    'attachment; filename="session_data.xlsx"'
  );
  res.type('application/vnd.openxmlformats-officedocument.spreadsheetml.sheet');
  res.send(file);
});
```

Файл містить усі ключові поля, які фіксуються під час вимірювання. До таблиці автоматично потрапляють:

- часові мітки `timestamp`, які дозволяють визначити момент отримання пакета;
- компоненти прискорення `ax`, `ay`, `az` та обчислений індекс руху;
- параметри ЕЕГ: `attention` і `poorSignal`;
- значення пульсу `hr`;
- обчислені коефіцієнти: індекс довіри, інтегральний індекс концентрації та шкальоване значення `attentionUI`.

Структура файлу універсальна: кожен рядок відповідає одному моменту часу, а кожен стовпець — окремому параметру. Важливо, що в таблицю записуються саме ті значення, які сервер передавав у веб-інтерфейс. Обчислення не повторюються під час експорту — у файл заносяться кінцеві результати, які вже пройшли фільтрацію, згладжування та перевірку достовірності. Це забезпечує повну відповідність між тим, що бачить користувач, і тим, що потрапляє у файл для подальшого аналізу.

3.7.4 Параметри конфігурації

Серверна частина застосунку не має жорстко зафіксованих значень. Усі

критичні параметри зберігаються у конфігураційному файлі, завдяки чому їх можна змінювати без редагування програмного коду. Це дозволяє адаптувати систему до різних умов використання, швидкодії клієнтських пристроїв, типів сенсорів та тривалості вимірювань.

Першим базовим параметром є порт (лістинг 3.20), на якому працює застосунок. Якщо сервер розгортається локально — використовується значення з конфігурації. У хмарному середовищі порт може передаватися автоматично, тому сервер підтримує обидва варіанти.

Лістинг 3.20 — Формування XLSX-файлу

```
const PORT = process.env.PORT || config.port;
```

Другим ключовим параметром є межа збереження історії даних. Вимірювання зберігаються у кільцевій структурі, тому обсяг пам'яті не зростає незалежно від тривалості роботи. Занадто велике значення збільшує споживання ресурсів, а занадто мале веде до втрати історії, тому межа вноситься у конфігурацію (лістинг 3.21).

Лістинг 3.21 — Формування XLSX-файлу

```
const MAX_BUFFER_LEN = config.maxBuffer;
```

Окремо налаштовуються параметри обробки сигналів. До них належить стала часу експоненційного згладжування — значення (лістинг 3.22), що визначає, як швидко оновлюється показник концентрації. При малому значенні індикатор реагує швидше, але стає чутливішим до шуму. При більшому — графік згладжується, але оновлюється повільніше.

Лістинг 3.22 — Формування XLSX-файлу

```
const SMOOTHING_TAU = config.processing.smoothingTau;
```

У конфігурації зберігаються і адреси WebSocket-каналів, що визначають взаємодію з клієнтським інтерфейсом. Завдяки цьому маршрути `/ingest` та `/stream` можуть бути змінені без перекомпіляції програми (лістинг 3.23).

Лістинг 3.23 — Формування XLSX-файлу

```
const WS_INGEST = config.paths.ingest;
const WS_STREAM = config.paths.stream;
```

Для експорту результатів у таблицю задаються назва сформованого XLSX-файлу та назва робочого листа (лістинг 3.24). Значення також зберігаються в конфігурації, щоб файл можна було ідентифікувати при повторних сесіях або при обробці кількох записів.

Лістинг 3.24 — Формування XLSX-файлу

```
const EXPORT_NAME = config.export.fileName;
const SHEET_NAME = config.export.sheetName;
```

Ці параметри формують основу роботи серверної частини: визначають умови запуску, обсяг збережених даних, швидкість оновлення концентрації та способи інтеграції з іншими системами. Винос конфігурації в окремий файл робить застосунок гнучким, придатним до модифікацій і тестування у різних режимах без зміни коду.

3.8 Веб-клієнт: структура та логіка

3.8.1 Архітектура та організація коду веб-клієнта

Веб-клієнт було реалізовано у форматі односторінкового застосунку (Single Page Application, SPA), побудованого на основі бібліотеки React [29] із використанням фреймворка TypeScript [30]. Такий підхід забезпечує динамічне оновлення інтерфейсу без перезавантаження сторінки, що має важливе значення для відображення потокових біометричних даних у реальному часі. Клієнтський застосунок працює виключно як візуалізатор, тобто не бере участі у математичному аналізі сигналів: усі обчислення, формування індексів, обробка артефактів та згладжування виконуються на сервері, а до браузера надходять уже підготовлені значення. Такий розподіл відповідальності мінімізує навантаження на клієнт, гарантує стабільність роботи навіть на слабких пристроях та підвищує відтворюваність результатів.

Застосунок зібраний за допомогою інструменту Vite [31], який забезпечує високу швидкість компіляції, автоматичне оновлення модулів під час розробки та короткий час старту програми. Стилізація інтерфейсу виконана з використанням Tailwind CSS [32]: стилі задаються атомарними класами без створення громіздких таблиць стилів, що спрощує підтримку та уніфікує зовнішній вигляд компонентів. Уся логіка відображення організована за компонентним принципом: кожен елемент інтерфейсу (картка користувача, графіки, модальні вікна) існує як окремий компонент і може змінюватися незалежно від решти системи.

Для забезпечення впорядкованості коду та спрощення підтримки застосунку його фронтенд-частину було організовано у вигляді чітко структурованої файлової системи, відображена у ДОДАТКУ Е.

Така структура дозволяє розділяти відповідальність між окремими модулями, пришвидшує розвиток функціоналу та полегшує тестування. Каталог `src/` містить усі початкові файли веб-клієнта та поділений на логічні піддиректорії відповідно до їх призначення. Файл `index.html` є єдиним HTML-документом застосунку, у якому визначено контейнер `root`, у який React динамічно вставляє інтерфейс. Глобальні стилі та підключення Tailwind CSS винесено в `index.css`. Центральною точкою входу виступає `main.tsx`, де створюється кореневий компонент і починається рендеринг інтерфейсу, а `App.tsx` формує загальну структуру сторінок та керує маршрутизацією. Файл `config.ts` використовується для конфігурації клієнта, тоді як `ws.ts` відповідає за встановлення WebSocket-з'єднання та обробку поточкових даних, що надходять від серверної частини.

Піддиректорія `components/` містить багаторазові візуальні елементи інтерфейсу: `UserCard.tsx` формує картки користувачів із поточними показниками, `ChartsModal.tsx` візуалізує докладні графіки у модальному вікні, а `Logo.tsx` містить графічний логотип застосунку. Окремі функціональні сторінки згруповані в каталозі `pages/`: `HomePage.tsx` відповідає за головний дашборд,

GuidePage.tsx містить довідкову інформацію, а FilesPage.tsx забезпечує перегляд і експорт накопичених значень.

Поза директорією src/ розміщено конфігураційні файли, необхідні для розробки та складання застосунку. Файл vite.config.ts задає параметри збірки та роботи сервера розробки, tsconfig.json визначає правила компіляції TypeScript, а postcss.config.js і tailwind.config.js керують генерацією стилів. Опис залежностей і npm-скриптів міститься в package.json, а встановлені бібліотеки розташовані в каталозі node_modules.

Завантаження застосунку починається з index.html, де розміщено невеликий статичний шаблон і контейнер із ідентифікатором root. Далі працює main.tsx, який підключає стилі, створює кореневий вузол React та рендерить у нього головний компонент. Фрагмент цього процесу наведений у лістингу 3.25. У відображеному коді видно, що рендеринг здійснюється через ReactDOM.createRoot(...), після чого браузер передає керування компоненту App, який формує інтерфейс та ініціалізує маршрутизацію.

Функціональна частина інтерфейсу концентрується у компоненті App.tsx, який формує структуру клієнтського застосунку та ініціалізує навігацію між його розділами. Оскільки проєкт реалізовано як односторінкова веб-система, переходи між окремими сторінками здійснюються шляхом оновлення дерева компонентів у браузері, що забезпечує миттєву реакцію інтерфейсу без необхідності перезавантаження сторінки.

Лістинг 3.25 — Ініціалізація SPA

```
import React from "react";
import ReactDOM from "react-dom/client";
import App from "./App";
import "./index.css";
ReactDOM.createRoot(document.getElementById("root")!).render(
  <React.StrictMode>
    <App />
  </React.StrictMode>
);
```

Однією з ключових відмінностей цього застосунку від типових React-проектів є підтримка роботи з потоковими даними. Для цього використовується модуль `ws.ts`, який встановлює WebSocket-з'єднання із сервером Node.js та отримує оновлення значень уваги, сигналу якості, пульсу та рухової активності (лістинг 3.26). При надходженні повідомлення JSON-пакет декодується й передається у підписані обробники, які оновлюють інтерфейс без затримки. Завдяки цьому користувач бачить стан сенсорів у режимі реального часу, як у спеціалізованих медичних або IoT-системах.

Лістинг 3.26 — Логіка WebSocket у веб-додатку

```
const socket = new WebSocket("ws://localhost:3000/stream");
socket.onmessage = (event) => {
  const data = JSON.parse(event.data);
  listeners.forEach(fn => fn(data));
};
```

3.8.2 Маршрутизація сторінок веб-клієнта

У клієнтській частині застосунку навігація між функціональними розділами реалізована за допомогою клієнтської маршрутизації. Оскільки веб-клієнт побудовано як односторінковий застосунок, зміна сторінок відбувається не шляхом завантаження нових HTML-документів, а через оновлення дерева компонентів у браузері. Це забезпечує миттєву реакцію інтерфейсу та відсутність затримок, які виникають під час традиційної серверної навігації. З технічного боку за навігацію відповідає бібліотека React Router, що реалізує механізм контролю URL-шляху та пов'язує його з відповідним компонентом інтерфейсу.

Основні налаштування маршрутизації зосереджені у файлі `App.tsx` (лістинг 3.27). На етапі ініціалізації створюється компонент `BrowserRouter`, який перехоплює зміни адресного рядка та запобігає перезавантаженню сторінки. Всередині нього оголошується набір маршрутів (`Routes`), де кожен `Route` асоціюється з окремим екраном. Наприклад, шлях `/` відповідає головній сторінці

з поточними біосигналами, /files відкриває модуль експорту збережених даних, а /guide — сторінку з інструкцією користувача. Завдяки цьому кожна сторінка існує у вигляді самостійного React-компонента з власними елементами інтерфейсу, але всі вони працюють в межах одного HTML-документу.

Лістинг 3.27 — Конфігурація маршрутизації в App.tsx

```
import { BrowserRouter, Routes, Route } from "react-router-dom";
import HomePage from "./pages/HomePage";
import GuidePage from "./pages/GuidePage";
import FilesPage from "./pages/FilesPage";
export default function App() {
  return (
    <BrowserRouter>
      <Routes>
        <Route path="/" element={<HomePage />} />
        <Route path="/guide" element={<GuidePage />} />
        <Route path="/files" element={<FilesPage />} />
      </Routes>
    </BrowserRouter> );
}
```

Після завантаження застосунку користувач перебуває на головній сторінці (/), де відображаються картки користувачів та поточні біометричні показники. Якщо в адресному рядку змінити шлях або натиснути кнопку у меню, відбувається оновлення активного компонента — але HTML-сторінка при цьому не перезавантажується. Для користувача це означає миттєвий перехід та стабільне відображення даних, що особливо важливо при роботі з потоковою телеметрією.

Щоб продемонструвати механіку переходу між сторінками, у головному меню використовується компонент Link із бібліотеки React Router. Він замінює стандартні та не викликає перезавантаження сторінки, а змінює лише активний маршрут (лістинг 3.28).

Лістинг 3.28 — Приклад кнопок навігації

```
import { Link } from "react-router-dom";
export function Header() {
  return (
```

продовження лістингу 3.28:

```

    <nav className="flex gap-4 p-4 bg-gray-200">
      <Link to="/">Головна</Link>
      <Link to="/guide">Інструкція</Link>
      <Link to="/files">Експорт даних</Link>
    </nav>
  );
}

```

Під час навігації маршрутизатор оновлює лише відображуваний компонент, зберігаючи стан застосунку: активне WebSocket-підключення, поточні дані та індикатори. Користувачу не потрібно перезапускати збір даних чи чекати повторної синхронізації. Наприклад, після переходу на /files і повернення назад графіки продовжують оновлюватися в реальному часі. Якщо введено некоректний шлях, маршрутизатор автоматично перенаправляє користувача на головну сторінку (лістинг 3.29).

Лістинг 3.29 — Маршрут для обробки невідомих шляхів

```
<Route path="*" element={<HomePage />} />
```

3.8.3 Стан даних та робота з ними

У клієнтській частині застосунку стан біометричних даних зберігається у глобальному сховищі, організованому на основі Redux Toolkit. Такий підхід забезпечує централізоване керування показниками всіх користувачів, незалежно від того, на якій сторінці перебуває користувач або скільки компонентів одночасно використовують одні й ті самі дані. Телеметрія надходить у вигляді поточних повідомлень через WebSocket, після чого оновлює відповідні поля стану в Redux.

Основна структура даних складається з двох рівнів. Для кожного користувача підтримується поточний знімок даних (telemetry.byUser[userId]) — концентрація, частота пульсу, індекс якості сигналу та інші біометричні параметри в останній момент часу. Паралельно ведеться історія змін

(`telemetry.byUser[userId].history`), яка використовується для побудови графіків та індикаторів у часовому масштабі. У стані також зберігаються службові параметри інтерфейсу: зокрема, індикатор активності користувача, наявність «застарілих» даних, а також інформація про можливі помилки отримання телеметрії.

Зберігання історії дає змогу будувати динамічні графіки, при цьому для зменшення навантаження на браузер кожен новий пакет даних додається не у повному вигляді, а у вигляді структурованої точки. Щоб запобігти надмірному зростанню масивів, історія автоматично обрізається до фіксованої довжини. Візуальна частина не виконує обробки сигналів, а лише отримує підготовлені дані і перетворює їх у структуру, зручну для рендерингу. Реалізація цієї логіки представлена у `telemetrySlice.ts`, наведена у лістингу 3.30.

Лістинг 3.30 — Оновлення поточних значень телеметрії

```
const telemetrySlice = createSlice({
  name: "telemetry",
  initialState: { byUser: {} },
  reducers: {
    pushTelemetry(state, action) {
      const d = action.payload;
      const u = state.byUser[d.userId] ?? { history: [] };
      u.snapshot = d;
      u.history.push(d);
      if (u.history.length > 300) u.history.shift();
      u.updatedAt = Date.now();
      state.byUser[d.userId] = u;
    },
  },
});
```

Для зручної роботи з інтерфейсом ці дані не використовуються безпосередньо зі сховища — вони обробляються через спеціальні селектори. Селектори відповідають за підготовку даних до рендерингу: вирізання надлишкових точок у графіках, форматування значень, перевірку часу останнього оновлення та визначення стану “застаріло”, якщо телеметрія не

надходила певний проміжок часу. Це дає змогу розвантажити компоненти і винести логіку обчислень у один централізований модуль (лістинг 3.31).

Лістинг 3.31 — Селектор для обробки даних

```
export const selectUserTelemetry = (state: RootState, userId: string) => {
  const data = state.telemetry.byUser[userId];
  if (!data) return null;
  const isStale = Date.now() - data.updatedAt > 3000;
  const shortHistory = data.history.slice(-120);
  return {
    snapshot: data.snapshot,
    history: shortHistory,
    isStale,
  };
};
```

Щоб спростити отримання даних у React-компонентах, використовується спеціальний хук `useTelemetry()`, який підписується на зміни у сховищі та повертає поточні значення у готовому вигляді. Компонент, який відображає картки користувачів або графіки, не виконує жодних обчислень — він лише викликає цей хук і отримує підготовлені дані. Такий підхід забезпечує чистоту компонентів і відсутність дублювання бізнес-логіки. Фрагмент реалізації наведено у лістингу 3.32.

Лістинг 3.32 — Хук `useTelemetry` для отримання стану користувача

```
export function useTelemetry(userId: string) {
  const data = useSelector((state: RootState) => selectUserTelemetry(state,
    userId));
  return {
    snapshot: data?.snapshot,
    history: data?.history,
    stale: data?.isStale,
  };
}
```

Окрім підготовки даних, стан `Redux` використовується для автоматичного визначення некоректних або «застарілих» показників. Якщо останній пакет телеметрії не надходив протягом певного інтервалу часу, інтерфейс позначає

користувача як неактивного. Це реалізовано шляхом порівняння часової мітки `updatedAt` з поточним часом, що дозволяє швидко виявляти втрату сигналу або завершення сеансу. У разі короточасних помилок `WebSocket`-з'єднання застосунок не блокується — він продовжує відображати останні валідні значення, а статус «неактивний» сигналізує про відсутність актуальних даних.

Також у процесі обробки даних застосовуються оптимізації продуктивності. Оскільки кожен сеанс передає значну кількість значень у реальному часі, надмірне оновлення графіків могло б призвести до уповільнення рендерингу. Щоб цього уникнути, історія автоматично обрізається до фіксованої довжини, а інтерфейс отримує лише останні точки, необхідні для побудови графіків. Компоненти, які не змінюються між оновленнями, додатково кешуються механізмом `React.memo`, а допоміжні модулі інтерфейсу підвантажуються відкладено за допомогою `lazy loading`. Завдяки цьому система залишається швидкою і стабільною навіть під час тривалої роботи в режимі потокового моніторингу.

3.8.4 Інтерфейс сторінок веб-додатку

Графічний інтерфейс веб-клієнта побудований як односторінкова система, у якій робота розділена на три функціональні екрани: головну сторінку `Dashboard`, сторінку Інструкція користувача та сторінку Зняті показники. Усі розділи використовують спільний макет з верхньою навігаційною панеллю і центральною областю вмісту. Така організація забезпечує миттєві переходи між сторінками без повторного завантаження інтерфейсу та дозволяє зберігати актуальний стан під час роботи з телеметрією.

Після завантаження веб-клієнта відкривається головна сторінка — `Dashboard`. У хедері містить навігація між усіма сторінками. Дана сторінка є центральною панеллю моніторингу, де у компактній формі відображаються актуальні біометричні показники користувачів. У картці користувача містяться ім'я, розрахований індекс уваги, індекс рухової активності та частоту серцебиття. Якщо телеметрія не надходить протягом певного часу, картка

позначається статусом «неактивний», що дає змогу миттєво виявляти проблеми з підключенням датчика. Під числовими показниками розміщується невеликий часовий графік розрахованої концентрації, який відображає динаміку зміни уваги без переходу в окремий режим перегляду у модальному вікні. Схематичний макет сторінки наведено на рисунку 3.9.

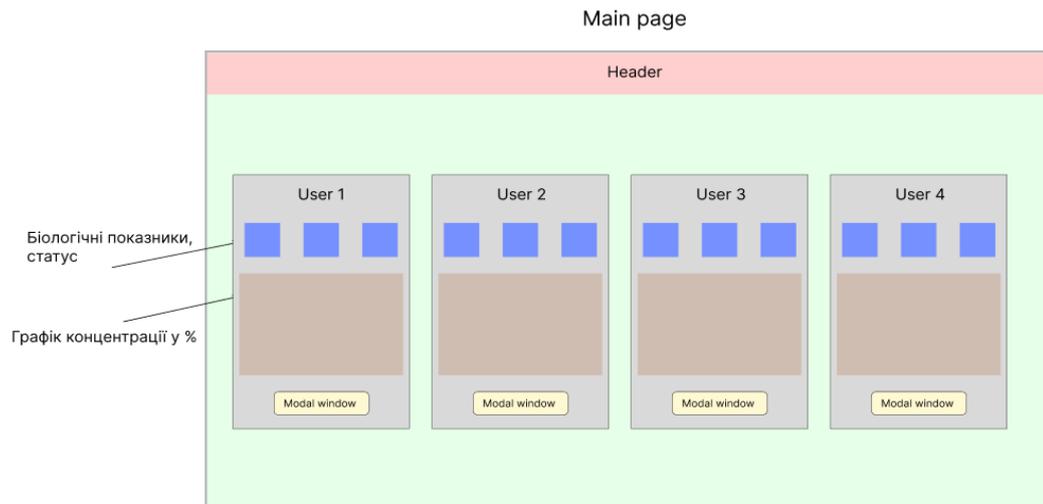


Рисунок 3.9 — Макет головної сторінки

Функціональність картки реалізована у компоненті `UserCard.tsx`. Він отримує дані через спеціальний хук `useTelemetry`, який звертається до глобального стану та повертає підготовлені показники. У лістингу 3.33 наведено скорочений приклад відображення основної інформації та кнопки відкриття деталізованого перегляду.

Лістинг 3.33 — Карта користувача на головній сторінці

```
const { snapshot, stale } = useTelemetry(userId);
return (
  <div className="card">
    <h2>{userId}</h2>
    <div>Увага: {snapshot?.computed.attentionUI}</div>
    <div>Пультс: {snapshot?.pulse.hr} bpm</div>
    <div>Рух: {snapshot?.motion.move}</div>
    {stale && <span className="badge">неактивний</span>}
    <button onClick={onOpen}>Переглянути графіки</button>
  </div>
);
```

Для детального аналізу телеметрія відображається у окремому модальному вікні. Воно розміщується поверх основної сторінки і не блокує надходження нових даних. У цьому режимі користувач має доступ до повного набору часових графіків, що відображають ключові сигнали: концентрацію, EEG Attention, EEG Meditation, пульс, індекс руху та показник якості сигналу (лістинг 3.34).

Лістинг 3.34 — Модальне вікно

```
const { history } = useTelemetry(userId);
<div className="modal">
  <Chart title="Концентрація" data={history} y="computed.attentionUI" />
  <Chart title="EEG Attention" data={history} y="eeg.attention" />
  <Chart title="EEG Meditation" data={history} y="eeg.meditation" />
  <Chart title="Пульс" data={history} y="pulse.hr" />
  <Chart title="Poor Signal" data={history} y="eeg.poor" />
  <Chart title="Рух" data={history} y="motion.move" />
</div>
```

Всі серії синхронізовані за єдиним часовим масштабом, що дає змогу простежити закономірності — наприклад, реакцію серця на зростання концентрації або появу шуму в сигналі під час різких рухів. Макет модального вікна зображено на рисунку 3.10.

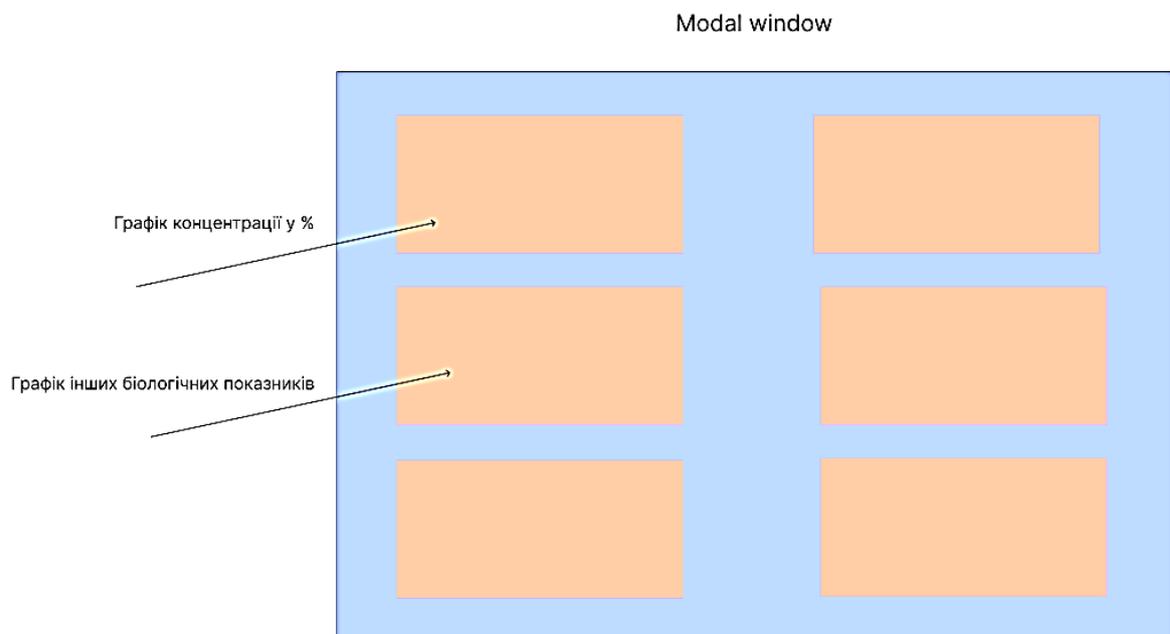


Рисунок 3.10 — Макет модального вікна

Окрім режиму моніторингу, система передбачає збереження результатів вимірювань для подальшого експорту й аналітики. Після завершення сеансу телеметрії сформовані файли зберігаються на сервері, а відповідна інформація відображається на сторінці «Зняті показники». Інтерфейс подано у вигляді таблиці (лістинг 3.35), де наведено назву кожного файлу, дату останньої модифікації, розмір та кнопку для завантаження. Оскільки кількість сформованих файлів може бути великою, реалізовано механізм пагінації: система автоматично розбиває список на сторінки по 15 записів, а перемикання між сторінками відбувається без перезавантаження браузера та без втрати поточного стану застосунку. Завдяки цьому користувач може переглядати великі масиви даних без зниження швидкодії інтерфейсу. Макет вигляду сторінки знятих показників наведено на рисунку 3.11.

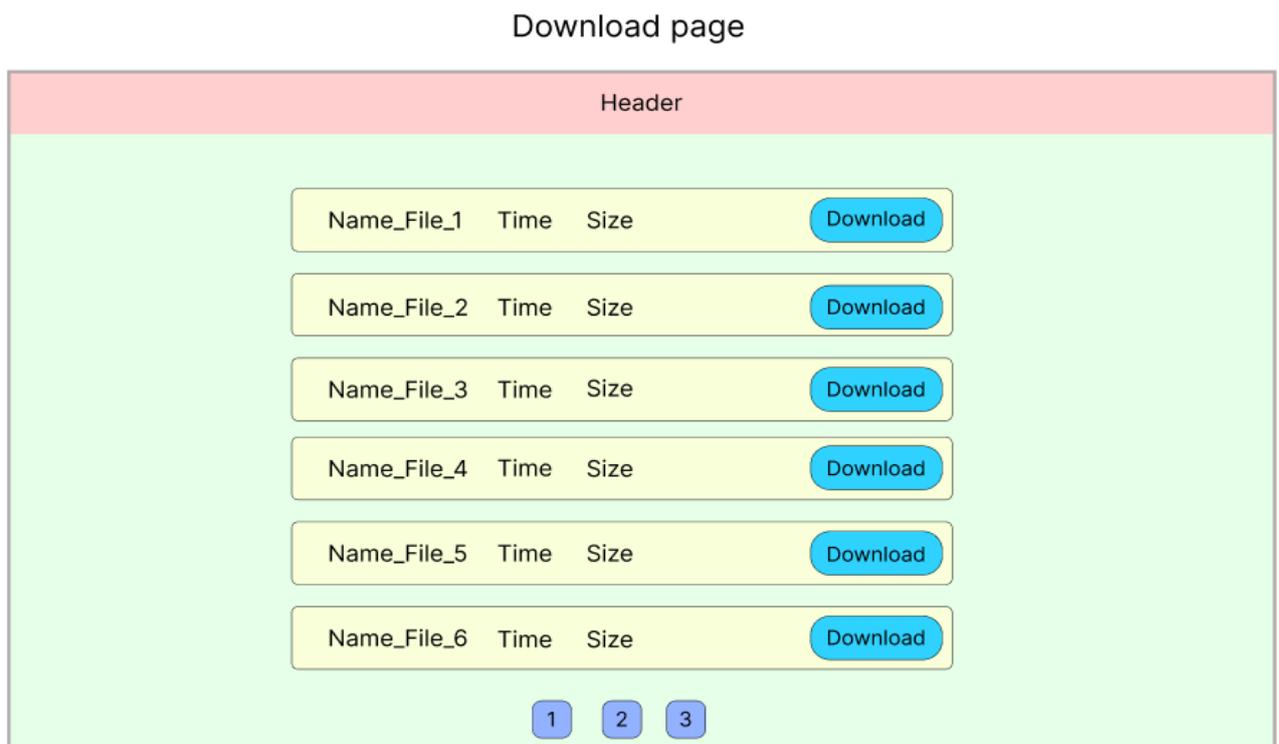


Рисунок 3.11 — Макет сторінки «Зняті показники»

Лістинг 3.35 — Фрагмент таблиці зі сторінки «Зняті показники»

```
{
filesOnPage.map(f => (
```

продовження лістингу 3.35:

```

    <tr key={f.name}>
      <td>{f.name}</td>
      <td>{f.modified}</td>
      <td>{f.size}</td>
      <td>
        <button onClick={() => download(f.name)}>Завантажити</button>
      </td>
    </tr>
  ))
}
```

Окремий розділ інтерфейсу відведено під сторінку «Інструкція користувача». Вона містить опис роботи системи, порядок підключення пристрою, початку збору телеметрії та пояснення значення основних показників. Інструкція подана у статичному вигляді, тому користувач може звернутися до неї без переходів на зовнішні джерела та без втрати поточного стану застосунку. Завдяки цьому навіть у разі першого використання системи користувач отримує чіткі рекомендації щодо взаємодії з інтерфейсом.

3.8.5 Експорт знятих показників

Модуль експорту забезпечує перетворення накопичених показників телеметрії у зручний табличний формат для подальшого збереження та аналізу поза межами системи. Його основне завдання — сформувати структурований набір даних на клієнті, підготувати колонки з коректним форматуванням і передати отриману таблицю на серверну кінцеву точку /export, яка повертає готовий файл для звантаження користувачем.

Процес експорту складається з трьох основних етапів. Спочатку створюється опис колонок — це набір полів, які визначають порядок та підписи стовпців у підсумковому файлі (лістинг 3.36). Форматування здійснюється безпосередньо на фронтенді: числові значення округлюються до цілих, часові мітки перетворюються у локальний формат дати й часу, а технічні службові поля

(наприклад, внутрішні ідентифікатори) вилучаються. Завдяки цьому файл, що формується, повністю відповідає даним, які користувач бачить у веб-інтерфейсі.

Лістинг 3.36 — Формування опису колонок

```
const columns = [
  { key: "timestamp", title: "Час" },
  { key: "userId", title: "Користувач" },
  { key: "att", title: "Увага (індекс)" },
  { key: "move", title: "Рух (індекс)" },
  { key: "hr", title: "Пульс (BPM)" },
  { key: "poor", title: "Якість сигналу" },
];
```

На наступному етапі із накопиченої історії телеметрії формується масив рядків. Для кожного запису обчислюються значення показників, а час подається у зручному для аналізу вигляді. Обробка здійснюється за допомогою функції `map()`, що проходить по масиву історії та створює єдиний табличний набір, придатний як для візуалізації, так і для експорту (лістинг 3.37).

Лістинг 3.37 — Формування масиву рядків даних

```
const rows = history.map(p => ({
  продовження лістингу 3.37:

  timestamp: new Date(p.ts).toLocaleString(),
  userId: p.userId,
  att: Math.round(p.computed?.attentionUI ?? 0),
  move: Math.round(p.motion?.move ?? 0),
  hr: Math.round(p.pulse?.hr ?? 0),
  poor: p.eeg?.poor ?? 0,
}));
```

Після цього клієнтська частина надсилає сформований об'єкт на сервер методом POST. Кінцева точка `/export` приймає JSON-структуру, генерує відповідний файл (наприклад, `.xlsx`) і повертає його у вигляді бінарного потоку. На фронтенді результат одразу перетворюється у посилання для звантаження, що дозволяє користувачеві миттєво отримати звіт без перезавантаження сторінки (лістинг 3.38).

Лістинг 3.38 — Відправлення запиту на експорт і завантаження файлу

```
async function handleExport() {
  const res = await fetch("/export", {
    method: "POST",
    headers: { "Content-Type": "application/json" },
    body: JSON.stringify({ columns, rows }),
  });
  const blob = await res.blob();
  const link = document.createElement("a");
  link.href = URL.createObjectURL(blob);
  link.download = "telemetry-export.xlsx";
  link.click();
  URL.revokeObjectURL(link.href);
}
```

Реалізація експорту є повністю асинхронною, тому користувач може продовжувати спостерігати за телеметрією, поки формується звіт. Такий підхід виключає блокування інтерфейсу та забезпечує високу швидкодію навіть за значного обсягу даних.

4 МОДЕЛЮВАННЯ, МАКЕТУВАННЯ ТА ТЕСТУВАННЯ СИСТЕМИ

4.1 Моделювання пристрою

Моделювання роботи портативного пристрою для моніторингу концентрації передбачає відтворення реальної логіки функціонування електронних компонентів та перевірку їх сумісності. Готова система повинна виконувати збирання фізіологічних сигналів, попередню обробку та передавання даних користувачу через бездротовий інтерфейс. Для цього всі модулі були підключені відповідно до структурної схеми, наведеної у ДОДАТКУ Ж.

Першим елементом схеми є підсистема живлення. Джерелом енергії виступає літій-полімерний акумулятор номінальною напругою 3,7 В та ємністю 1000 мА·год. Акумулятор підключається до зарядного модуля TP4056, який забезпечує керування зарядом, захист від перезаряду, глибокого розряду та короткого замикання. Вихід TP4056 подається на DC-DC перетворювач TPS63070. Цей модуль формує стабілізовану напругу 3,3 В та використовується як основне джерело живлення для всієї електронної системи. Лінія 3,3 В разом із спільною землею (GND) розводиться на всі модулі: ESP32, EEG-модуль TGAM, пульсовий датчик MAX30102 та інерційний модуль MPU6050.

Наступним кроком здійснюється моделювання з'єднання мікроконтролера ESP32 з периферійними сенсорами. Обмін даними з EEG-модулем TGAM виконується по інтерфейсу UART. Для цього вихід TX модуля TGAM під'єднується до входу RX мікроконтролера ESP32 на пін D16, а RX — до TX ESP32 на пін D17. Оскільки TGAM передає цифровий потік даних у режимі реального часу, таке підключення забезпечує надійний канал передачі сигналу та можливість програмної обробки на стороні ESP32.

Після цього здійснюється підключення цифрових сенсорів, що працюють через шину I²C. Для пульсового датчика MAX30102 та акселерометра-гіроскопа MPU6050 використовується спільна пара ліній: SDA, підключена до GPIO D21, та SCL, підключена до GPIO D22 мікроконтролера ESP32. Обидва сенсори мають

унікальні адреси I²C, що унеможливорює конфлікти на шині та дозволяє їм працювати одночасно. Живлення обох модулів надходить від стабілізованої лінії 3,3 В.

У схемі також передбачено використання локальних фільтрувальних елементів для забезпечення стабільності живлення. Безпосередньо біля мікроконтролера ESP32 встановлені конденсатори ємністю 22 μF та 0,1 μF , а на вході живлення EEG-модуля TGAM — 47 μF та 0,1 μF . Такі елементи компенсують імпульсні просідання напруги, які виникають при роботі вбудованого Wi-Fi-модуля ESP32, та запобігають проникненню завад на аналогові трактори вимірювання.

Після завершення електричного моделювання на ESP32 було завантажено тестову прошивку, яка зчитує дані з TGAM, MAX30102 та MPU6050 і відправляє їх у веб-інтерфейс через Wi-Fi-підключення. У випадку коректного монтажу кожен із сенсорів стабільно формує дані, а мікроконтролер забезпечує їх безперервну передачу, що підтверджує правильність побудови схеми та відповідність технічним вимогам проекту.

4.2 Макетування пристрою

Макетування пристрою передбачало створення фізичного прототипу на основі спортивної еластичної пов'язки на голову, що забезпечує жорстке кріплення електронних модулів та електродів при збереженні комфорту користувача. На цьому етапі було виконано встановлення всіх компонентів, прокладання сигнальних та силових ліній, перевірку ергономіки, ваги і надійності кріплення, а також тестування роботи системи безпосередньо на голові користувача.

Першим елементом конструкції став електроенцефалографічний модуль TGAM, який було закріплено на передній внутрішній частині пов'язки. Це забезпечило правильне розташування сухих електродів для зчитування біоелектричної активності мозку. Один із електродів встановлювався над лівою бровою, що відповідає зоні Fp1 за стандартом 10–20. Два інші електроди

розміщувались симетрично по боках на передньо-скроневі області голови, забезпечуючи стабільний контакт зі шкірою та кращий рівень сигналу (рис. 4.1). Проводка електродів фіксувалася стяжками, а надлишок довжини ізолювався, що запобігало їх зміщенню, випадковим ривкам та виникненню механічних перешкод під час руху.

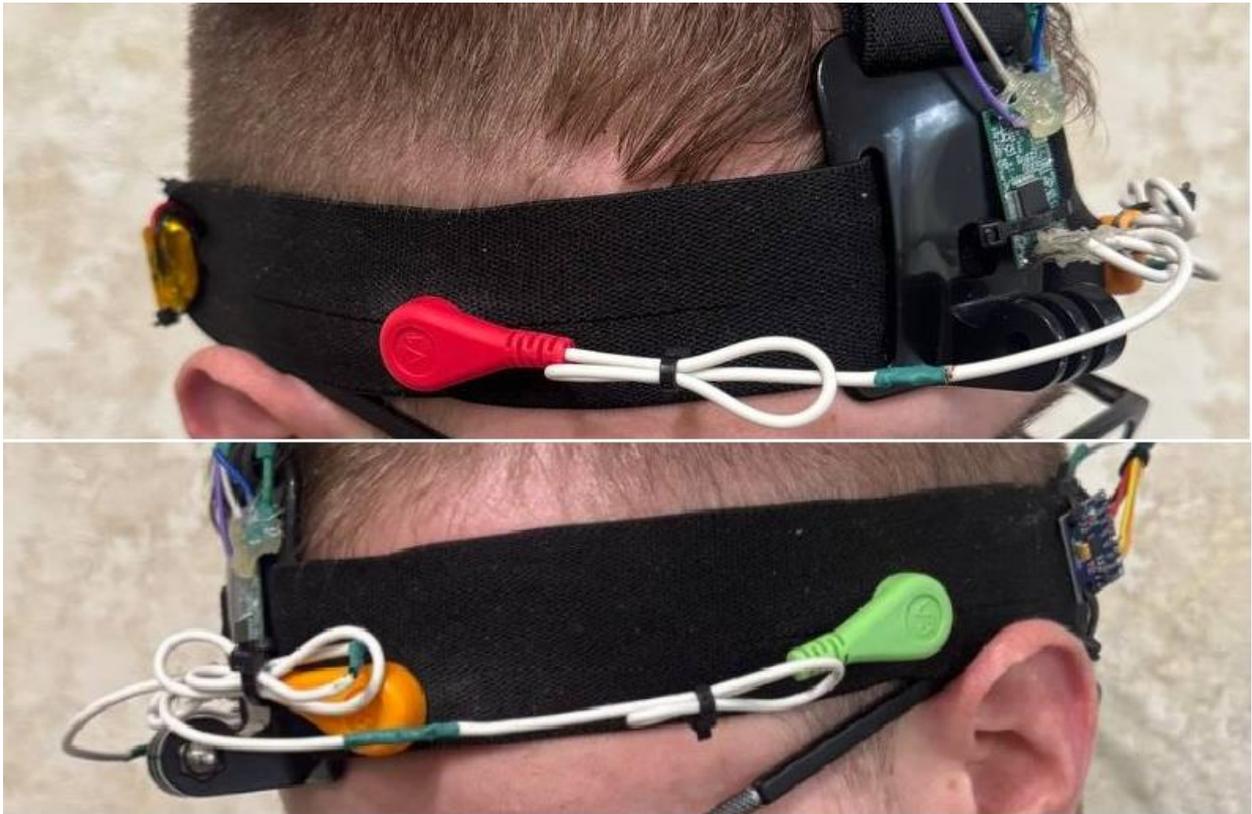


Рисунок 4.1 — Розміщення TGAM та електродів

Далі по верхній частині пов'язки послідовно розміщувалися елементи живлення та керування (рис. 4.2). Безпосередньо після EEG-модуля кріпився DC-DC перетворювач TPS63070, який забезпечує стабільні 3.3 В для всієї системи. Поруч із ним був встановлений мікроконтролер ESP32. Його закріплювали таким чином, щоб забезпечити жорстку фіксацію та мінімізувати натяг проводів, що йдуть до UART та I²C-ліній. Через особливості конструкції модуль було встановлено контактною стороною назовні, що не заважає роботі пристрою та дозволяє зручно прокладати проводку, хоч антена і не спрямована назовні. Для фіксації проводів використовувалися термоусадка та пластикові хомути, що

унеможливлєє випадковє висмикування або пошкодження.

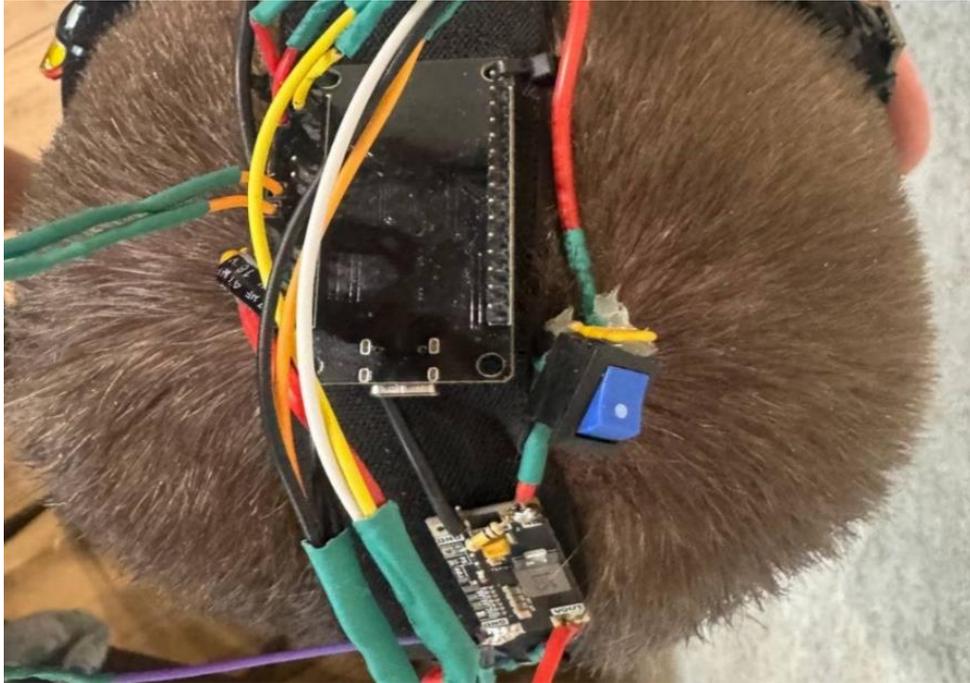


Рисунок 4.2 — Розташування ESP32 та DC-DC перетворювача

У задній частині пов'язки було змонтовано модуль зарядки TP4056 та літій-полімерний акумулятор ємністю 1000 мА·год (рис. 4.3). Таке розміщення дозволило перенести більшу частину ваги на потиличну область, що забезпечує кращий баланс та комфорт при носінні. Модуль TP4056 залишений у відкритому доступі, що дає можливість заряджати акумулятор без демонтажу конструкції та використання зовнішніх перехідників.

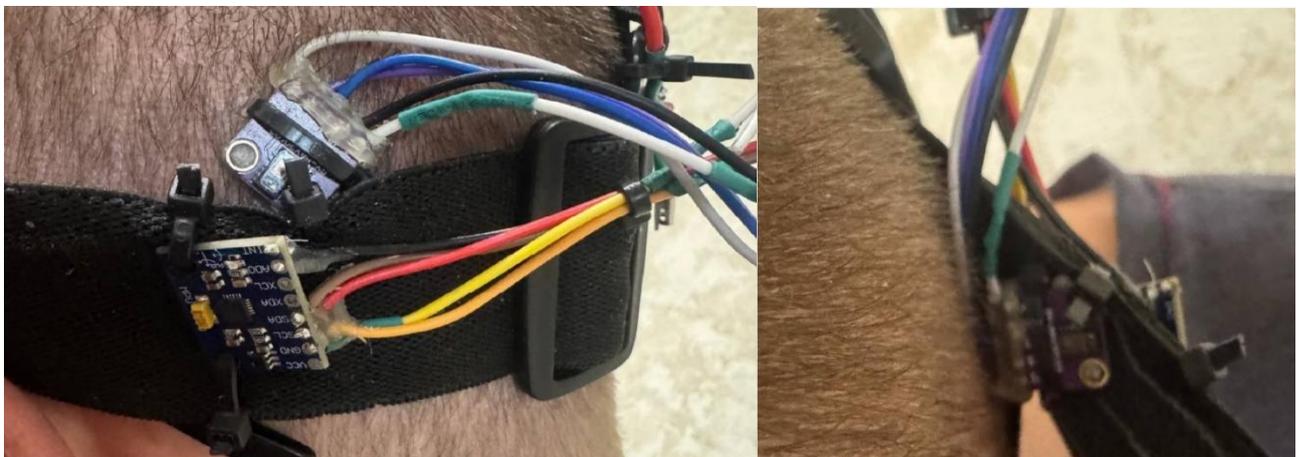


Рисунок 4.3 — Розташування MAX30102 та MPU6050

На задній лівій стороні зовні кріпився акселерометр MPU6050. Його розміщення на зовнішній поверхні дозволило уникнути механічного контакту зі шкірою, що знижує ризик помилкових коливань через натиск та гарантує правильний запис кутових прискорень. На внутрішній частині пов'язки було встановлено датчик пульсу MAX30102, який контактує зі шкірою голови. Проводи сенсорів прокладалися окремо від силових ліній, щоб зменшити вплив перешкод та шуму (рис. 4.4).

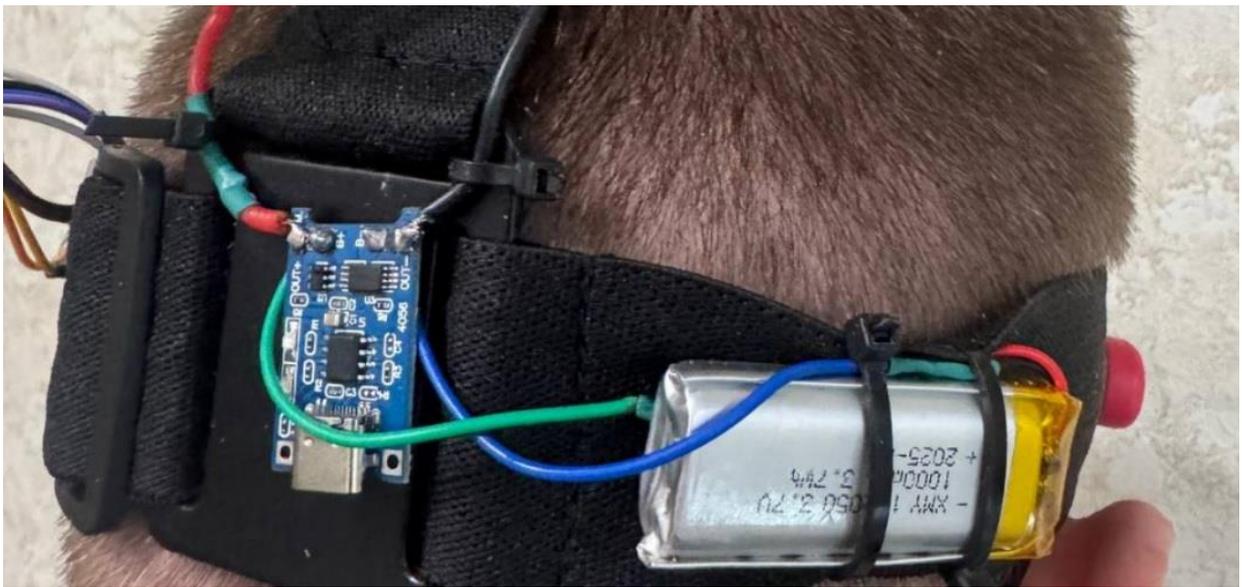


Рисунок 4.4 — Розташування LiPo акумулятор та TP4056

Усі з'єднання були пропаяні та заізольовані термоусадкою, що забезпечує електробезпеку та механічну надійність. Вага компонентів була розподілена рівномірно, тому під час руху голови конструкція не зміщується і не створює тиску. Для зручності ввімкнення було додано окремий вимикач у ланцюг живлення, який дає змогу запускати систему без від'єднання проводів.

Після завершення монтажу пристрій було протестовано на користувачі. Перевірка підтвердила стабільність кріплення, достатню гнучкість проводів, надійність сигналу та відсутність дискомфорту при носінні.

4.3 Результати тестування прошивки

Експериментальна перевірка системи проводилася з використанням

створеного пристрою на базі мікроконтролера ESP32 та модулів TGAM, MAX30102 і MPU6050. Передача даних здійснювалася через Wi-Fi на локальний сервер, де вони оброблялися в реальному часі і паралельно зберігалися у файлах XLSX/CSV. Це дозволило не лише контролювати показники під час роботи, але й аналізувати їх після завершення вимірювання.

Щоб результати були об'єктивними, обидві версії прошивки тестувалися в однакових умовах: з однаковою схемою розміщення електродів, стабільним підключенням до Wi-Fi та фіксованою частотою оновлення даних. Після завершення тестів результати порівнювалися за графіками та статистичними показниками, що дозволило оцінити точність і стабільність роботи системи.

4.3.1 Сценарії тестування та контроль умов

Тестування системи проводилося у реальних умовах експлуатації, з дотриманням однакових параметрів для кожної сесії. Тривалість одного вимірювання становила 3 хвилини, після чого веб-додаток автоматично формував файл результатів у форматі XLSX, що забезпечувало можливість подальшого детального аналізу.

Першим сценарієм був режим повного спокою. Користувач перебував у сидячому положенні, без рухів та активної міміки. Цей експеримент був необхідний для визначення базового рівня шумів та стабільності сигналу, а також для перевірки того, чи не виникають сторонні спотворення при відсутності фізичної активності.

Другий сценарій передбачав виконання когнітивного завдання, наприклад вирішення тестових завдань чи арифметичних задач. У цьому випадку очікується зростання індексу концентрації, що дозволяє оцінити, наскільки система коректно реагує на реальне зосередження.

У третьому сценарії користувач навмисно змінював рівень уваги: періодично відволікався на зовнішні подразники (повідомлення на телефоні, розмова, шум у кімнаті), а потім повертався до завдання. Такий режим дозволяє оцінити швидкість реагування індексу концентрації на втрату уваги і

відновлення після неї.

Окремо була перевірена робота системи при легкій рухливості. Користувач виконував природні рухи — зміну положення тіла, повороти голови, короткі переміщення. Це дозволяє визначити, чи впливають звичайні побутові рухи на результат, адже у реальному використанні датчик не завжди залишається абсолютно нерухомим.

Усі сценарії проводилися при незмінній частоті надходження даних, сталому розташуванні електродів та однакових мережевих умовах. Це забезпечило коректне порівняння між різними версіями прошивки та виключило вплив зовнішніх факторів на результати експериментів [33].

4.3.2 Результати тестування прошивки до покращень

Тестування початкової версії прошивки проводилось у чотирьох типових сценаріях: стан спокою, виконання розумового завдання, відволікання уваги та легка рухова активність. Кожний сеанс тривав впродовж 3 хвилин, після чого система автоматично формувала файл у форматі XLSX із послідовністю значень індексу концентрації. На основі отриманих даних побудовано графіки та виконано статистичний аналіз.

У режимі спокою індекс концентрації очікувано мав би змінюватися незначно, однак графік демонструє численні різкі провали до нульових значень, які не пов'язані з реальними змінами уваги. Це свідчить про високу чутливість прошивки до шумових імпульсів і відсутність згладжування сигналу (рис 4.5). Статистичні показники наведено у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 — Показники для базової прошивки в стані спокою

Показник	Значення
Мінімум	0
Максимум	84
Середнє	27
Стандартне відхилення	20,66

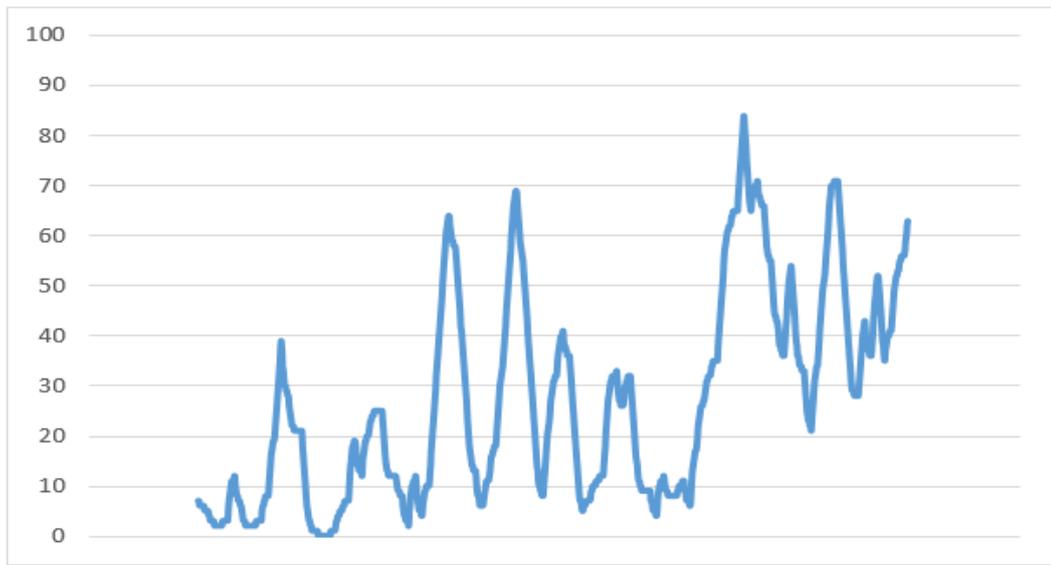


Рисунок 4.5 — Графік концентрації у сценарії спокою

Під час виконання розумового завдання середнє значення зросло, що підтверджує реакцію системи на зосередження, але форма графіка залишилася нестабільною. Короткі імпульсні завади знову призводять до падінь індексу до нуля, тому динаміку уваги складно інтерпретувати (рис 4.6). Отримані числові результати у таблиці 4.2.

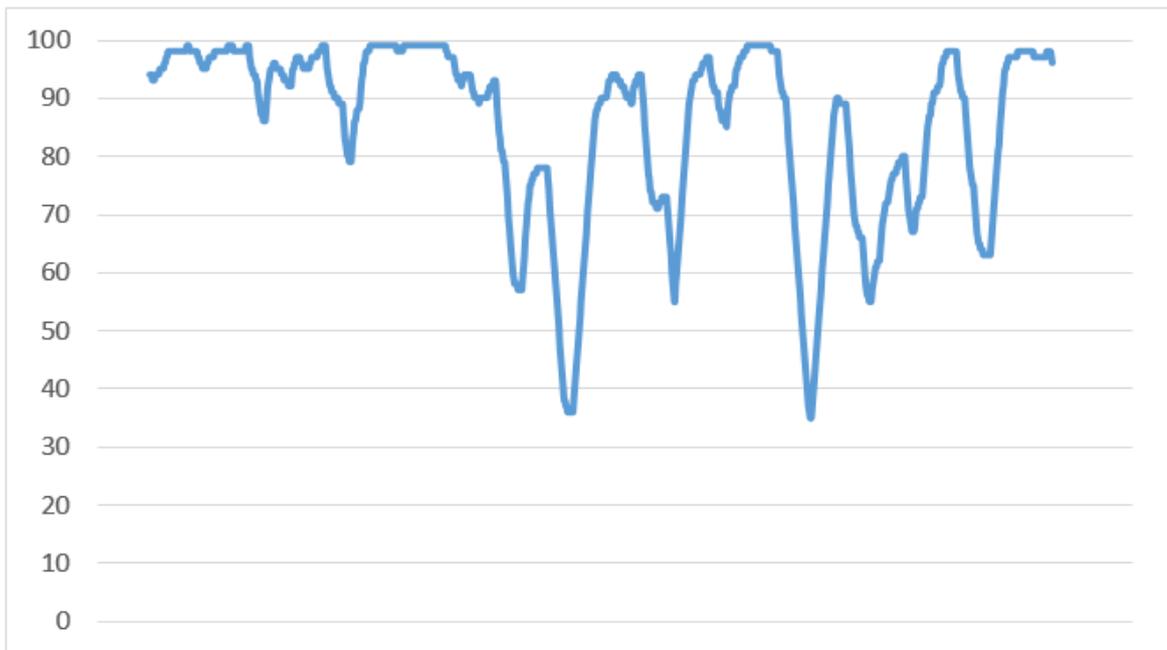


Рисунок 4.6 — Графік концентрації у сценарії виконання завдання

Таблиця 4.2 — Показники для базової прошивки при виконанні завдання

Показник	Значення
Мінімум	35
Максимум	99
Середнє	85,2
Стандартне відхилення	15,45

У режимі перемикання між концентрацією та відволіканням сигнал мав би змінюватися плавно, проте форма кривої залишається фрагментованою. Індекс різко зростає і так само швидко падає, хоча фізіологічні зміни так швидко не відбуваються. Це означає, що алгоритм не відрізняє природні коливання уваги від шуму (рис 4.7). Показники наведено у таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 — Показники для базової прошивки при відволіканнях

Показник	Значення
Мінімум	0
Максимум	99
Середнє	52,8
Стандартне відхилення	29,95

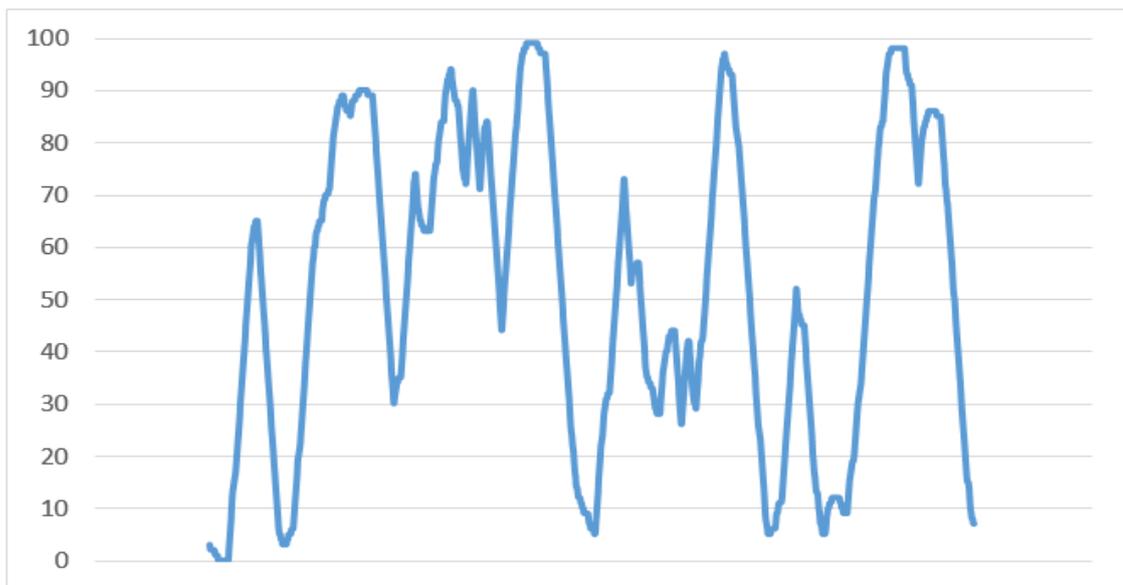


Рисунок 4.7 — Графік концентрації у сценарії зміна об'єкта концентрації

Під час легкої рухливості індекс концентрації демонструє ширший діапазон коливань. Це очікувано, адже рухи користувача впливають на контакт

електродів зі шкірою та вносять додаткові артефакти сигналу. На графіку це проявляється у вигляді коротких знижених значень, що спричиняє збільшення стандартного відхилення (рис 4.8). Незважаючи на це, система продовжує реєструвати максимальні пікові значення та коректно визначає моменти зосередженості. Результати наведено у таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 — Показники для базової прошивки при рухливості

Показник	Значення
Мінімум	9
Максимум	99
Середнє	73,7
Стандартне відхилення	22,20

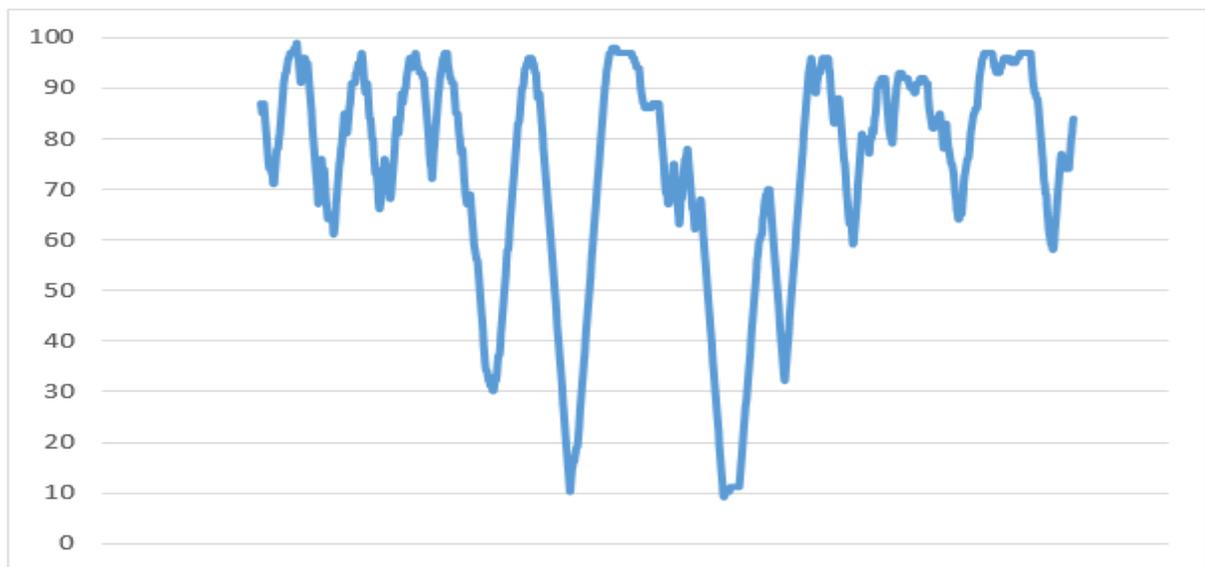


Рисунок 4.8 — Графік концентрації при сценарії руху користувача

4.1.3 Результати тестування прошивки після покращень

Після оновлення алгоритму обробки даних були повторно виконані чотири сценарії вимірювання: спокій, розумова концентрація, перемикання уваги та легка рухливість. Метою було оцінити вплив фільтрації шумових імпульсів та згладжування короточасних коливань на поведінку індексу концентрації. Як і раніше, кожен сеанс тривав близько трьох хвилин, а результати зберігались у форматі XLSX.

У стані спокою крива індексу концентрації стала суттєво плавнішою. На графіку (рис. 4.9) практично відсутні різкі провали до мінімальних значень, а зміни відбуваються поступово, без коротких «імпульсних» стрибків. Завдяки фільтрації короточасних шумових впливів середнє значення стабілізувалося, а розсіювання стало меншим, що краще відповідає фізіологічній поведінці сигналу в умовах повної нерухомості. Відповідні статистичні показники наведено у таблиці 4.5.

Таблиця 4.5 — Показники для покращеної прошивки в стані спокою

Показник	Значення
Мінімум	9,95
Максимум	40,1
Середнє	23,3
Стандартне відхилення	6,33

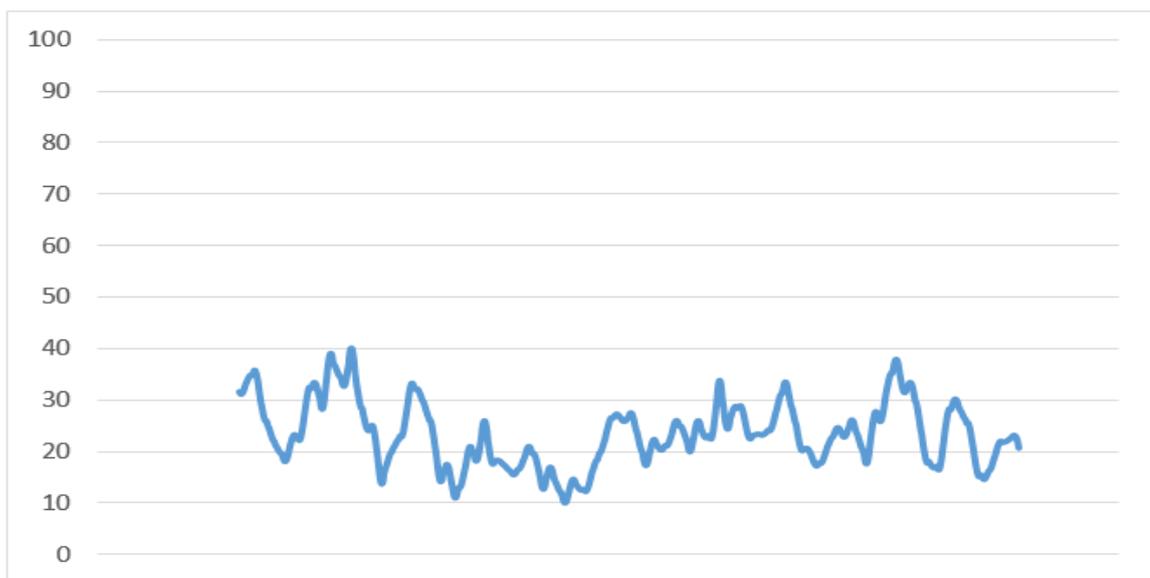


Рисунок 4.9 — Графік концентрації у сценарії спокою

Під час виконання розумового завдання значення концентрації зростали більш плавно та утримувалися на підвищеному рівні протягом сесії (рис. 4.10). На графіку спостерігається чітка зона підвищеної активності, без різких коливань у бік мінімальних значень. Рівень середнього значення підвищився, а варіативність зменшилась, що демонструє покращену стійкість системи до коротких артефактів і перешкод (табл. 4.6).

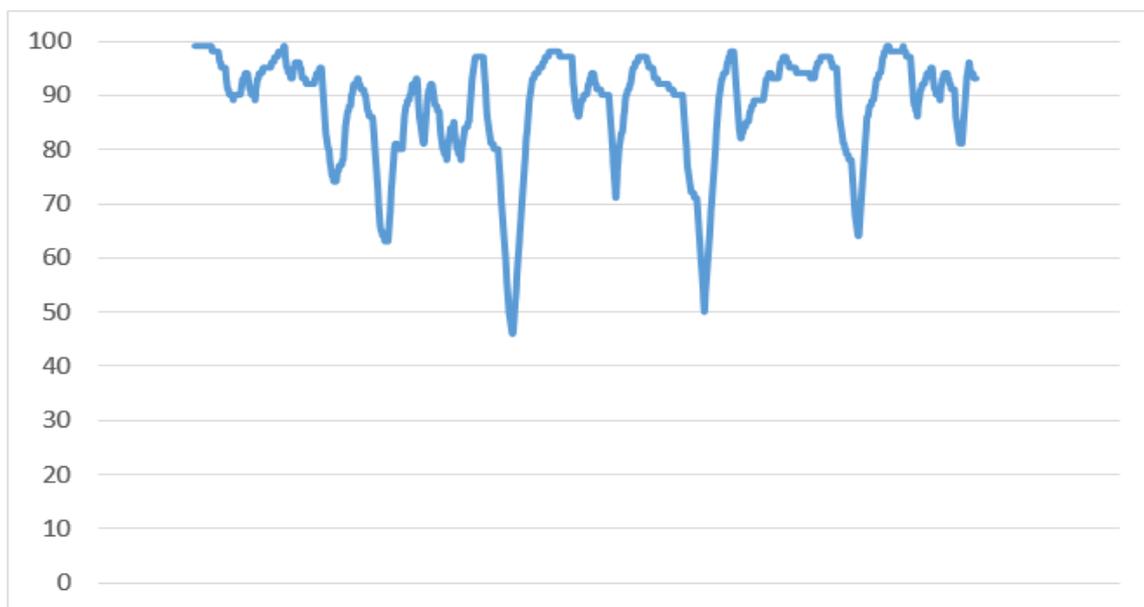


Рисунок 4.10 — Графік концентрації у сценарії виконання завдання

Таблиця 4.6 — Показники для покращеної прошивки при виконанні завдання

Показник	Значення
Мінімум	46
Максимум	99
Середнє	87,9
Стандартне відхилення	10,04

У сценарії з періодичним відволіканням уваги динаміка зміни індексу стала більш природною: перехід від зосередженості до відволікання відбувається поступово, а подальше повернення концентрації — плавне, без різких кидків (табл. 4.7). На відміну від початкової версії прошивки, система не реагує миттєвим обнуленням на поодинокі перешкоди, що забезпечує більш інформативний характер кривої (рис. 4.11).

Таблиця 4.7 — Показники для покращеної прошивки при відволіканнях

Показник	Значення
Мінімум	3
Максимум	94
Середнє	49,1
Стандартне відхилення	23,33

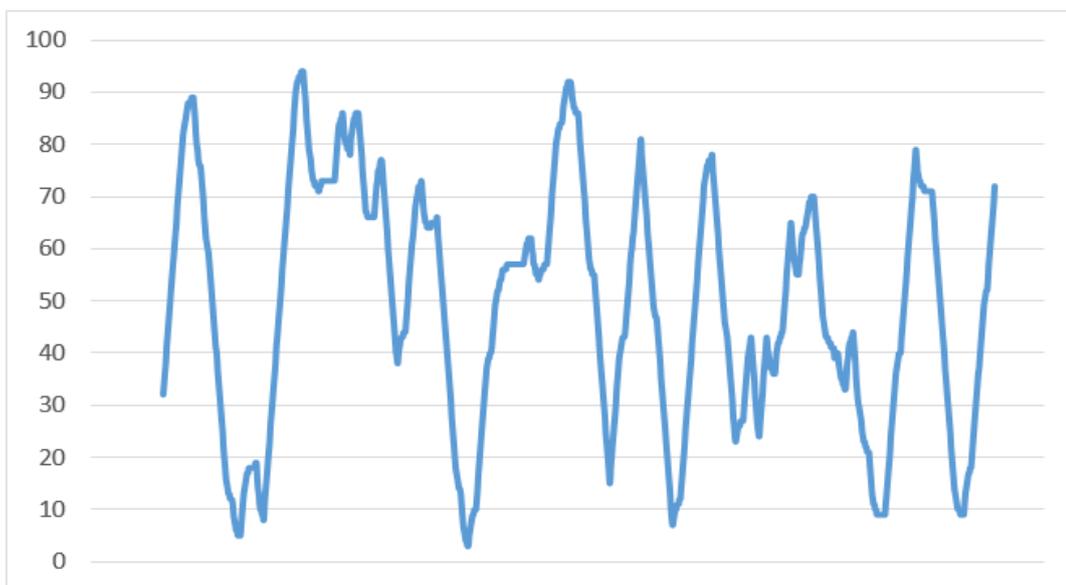


Рисунок 4.11 — Графік концентрації у сценарії зміна об'єкта концентрації

Під час легкої рухливості система демонструє істотне зменшення кількості коротких знижень показника (табл. 4.8). Крива зберігає форму, характерну для режиму незначних рухів голови чи зміни пози, при цьому корисний сигнал не «губиться» через поодинокі артефакти. Стандартне відхилення зменшилось, а середні значення стали ближчими до тих, що спостерігались у стані зосередження (рис. 4.12).

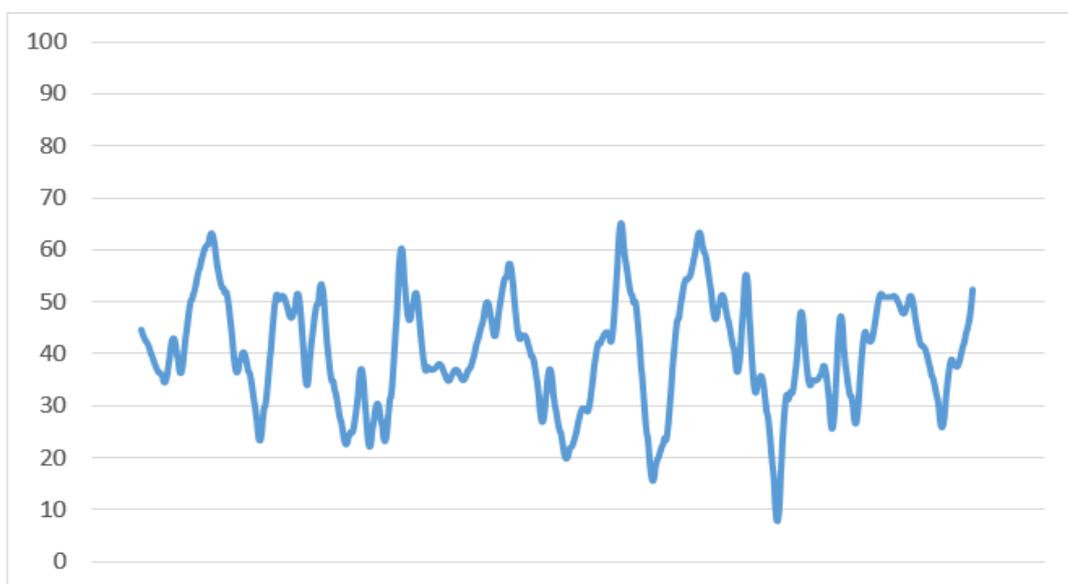


Рисунок 4.12 — Графік концентрації при сценарії руху користувача

Таблиця 4.8 — Показники для покращеної прошивки при сценарії рухливості

Показник	Значення
Мінімум	7,8
Максимум	65,3
Середнє	40,2
Стандартне відхилення	10,65

Отримані результати підтверджують, що впроваджені зміни у прошивці зробили сигнал стійкішим до шумових імпульсів та рухових перешкод. Дані мають більш плавний характер, а статистичні показники демонструють зменшення розкиду значень у всіх сценаріях порівняно з початковою версією.

4.1.4 Порівняльний аналіз версій прошивки

Порівняння роботи системи проводилося для чотирьох сценаріїв: спокій, розумове завдання, перемикання уваги та легкі рухи. Для обох версій прошивки розраховано середнє значення інтегрального індексу концентрації та стандартне відхилення. Обидва показники є ключовими для оцінки роботи алгоритму: середнє значення відображає рівень концентрації користувача, тоді як стандартне відхилення характеризує рівень шуму та випадкових коливань. Результати наведено в таблиці 4.9.

У всіх сценаріях стандартне відхилення зменшилося, що означає стабільніший та менш зашумлений сигнал. Середнє зниження шуму розраховано як середнє арифметичне стандартного відхилення:

$$\frac{34,4\% + 48,6\% + 39,1\% + 26,2\%}{4} = 37,07\%$$

Таким чином, у середньому рівень шуму та випадкових осциляцій сигналу зменшився приблизно на 37%, що свідчить про суттєве підвищення стабільності роботи системи.

Окремо було проаналізовано зміну середнього значення інтегрального індексу концентрації у сценарії розумового завдання. До покращення середнє

становило 18,13, після покращення — 21,25. Відносне зростання обчислюється як:

$$\frac{21,25 - 18,13}{18,13} = 17,2\%$$

Таблиця 4.9 — Порівняння інтегрального індекса концентрації до і після покращення прошивки

Сценарій	Показник	Зміна	Покращення
Спокій	Середнє значення	-1,22	9,75% стабільніший рівень
	Станд. відхилення	-1,34	34,4% менше шуму
Завдання	Середнє значення	+3,12	17,2% вища реакція на фокусування
	Станд. відхилення	-4,01	48,6% згладження осциляцій
Перемикання уваги	Середнє значення	-0,75	5% менше паразитних піків
	Станд. відхилення	-3,06	39,1% менше різких стрибків
Рухи	Середнє значення	-1,40	7,1% вищий захист від артефактів руху
	Станд. відхилення	-2,23	26,2% зниження впливу рухів

Отже, індекс концентрації реагує на когнітивне навантаження приблизно на 17% виразніше, ніж до покращення. Після оновлення прошивки крива росте плавно і утримує підвищене значення, замість хаотичних піків та провалів, характерних для попередньої версії.

Графічна форма сигналу підтверджує статистичні результати. У сценарії спокою до покращення спостерігалися часті дрібні коливання, тоді як після оновлення крива стала рівнішою, без різких просідань. Під час виконання розумового завдання базова версія демонструвала поодинокі піки та провали, що ускладнювало інтерпретацію, натомість після покращення графік зростає плавно і утримує стабільно підвищений рівень. При перемиканні уваги різкі перепади, характерні для початкової версії, були усунені, і зміна стану відбувається без

«рваних» стрибків. У сценарії легких рухів у попередній прошивці амплітуда артефактів була найбільшою, проте після оновлення крива суттєво згладжена, що свідчить про більш ефективну компенсацію рухових впливів.

4.4 Перевірка функціональності веб-системи

Для оцінки працездатності клієнтської частини було проведено тестування веб-інтерфейсу у реальних умовах роботи пристрою. Перевірка включала три ключові етапи: відображення потокових даних, роботу інструментів деталізації показників та перевірку збереження й завантаження результатів вимірювань.

На головній сторінці веб-додатку формується панель моніторингу користувачів (рис. 4.13). Для кожного під'єданого трекера система відображає: статус активності, поточні значення концентрації, якість ЕЕГ-сигналу (poor), частоту пульсу та міні-графік зміни концентрації в реальному часі. Якщо телеметрія відсутня, елемент переходить у стан «неактивний», що дозволяє користувачу одразу зрозуміти, чи працює пристрій коректно. Під час тестування було перевірено, що нові значення з'являються без перезавантаження сторінки, з частотою, відповідною потоку даних.

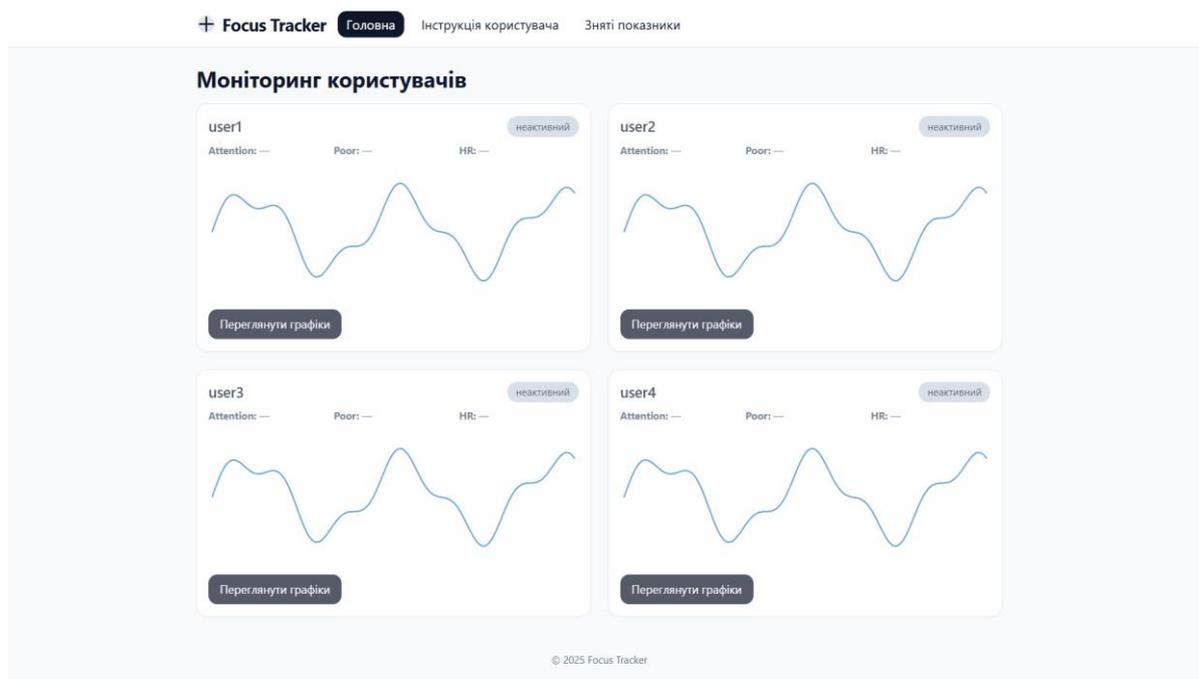


Рисунок 4.13 — Головна сторінка веб-додатку

Кожна картка має кнопку відкриття модального вікна (рис. 4.14), у якій представлені шість графіків: інтегральний індекс концентрації, EEG Attention, EEG Meditation, частота пульсу, індекс руху та «root signal». Перевірка показала, що всі графіки синхронізовані за часом, мають підказки з точним значенням у вибраній точці та коректно оновлюються при надходженні нових даних. У режимі руху та перемикання уваги на графіках очікувано спостерігались коливання, однак веб-частина стабільно обробляла надходження пакету даних без затримок чи візуальних артефактів.

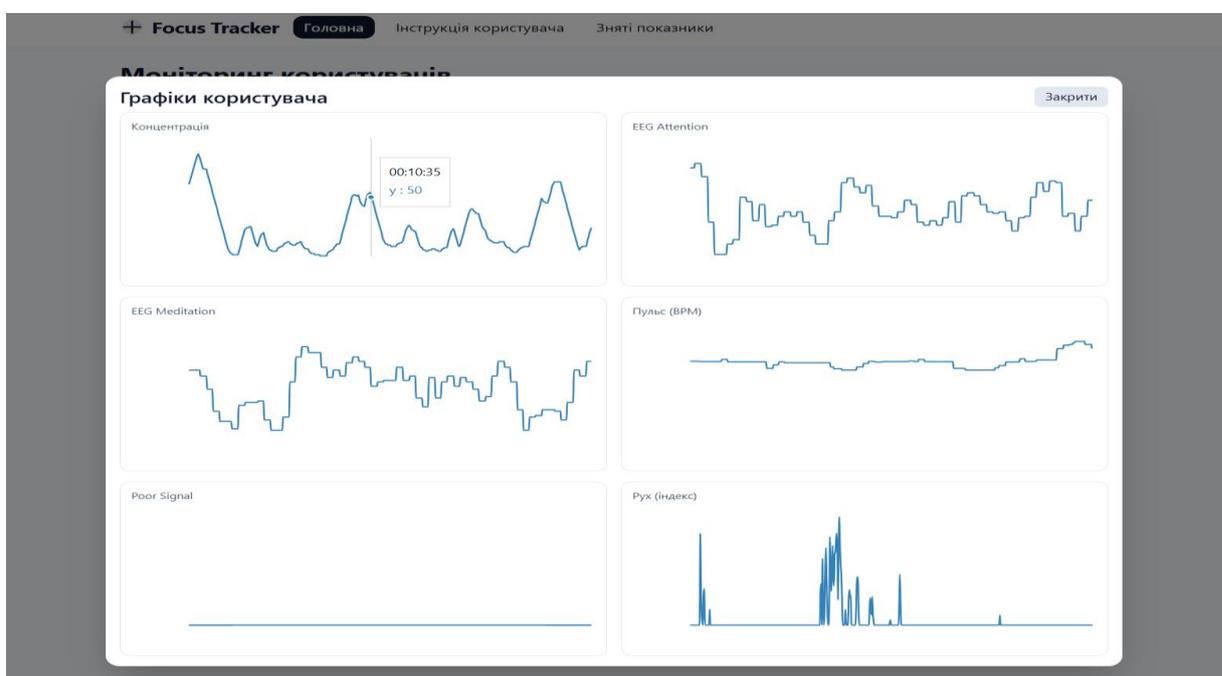


Рисунок 4.14 — Модальне вікно активного користувача

Окрема перевірка була проведена для механізму збереження знятих показників. Після завершення кожної тривалої сесії сервер формував файл XLSX із повною структурою вимірів (рис. 4.15).

На сторінці «Зняті показники» відображено таблицю з іменем файлу, часом створення та розміром (рис. 4.16).

Тест завантаження показав, що XLSX-файли коректно відкриваються в Excel, містять усі вкладки — сирі значення ЕЕГ, інтегральний індекс концентрації, якість сигналу, частоту пульсу та індекс руху. Пагінація

автоматично розділяє записи на сторінки по 15 файлів, що дозволяє працювати з великою кількістю результатів без втрати продуктивності інтерфейсу.

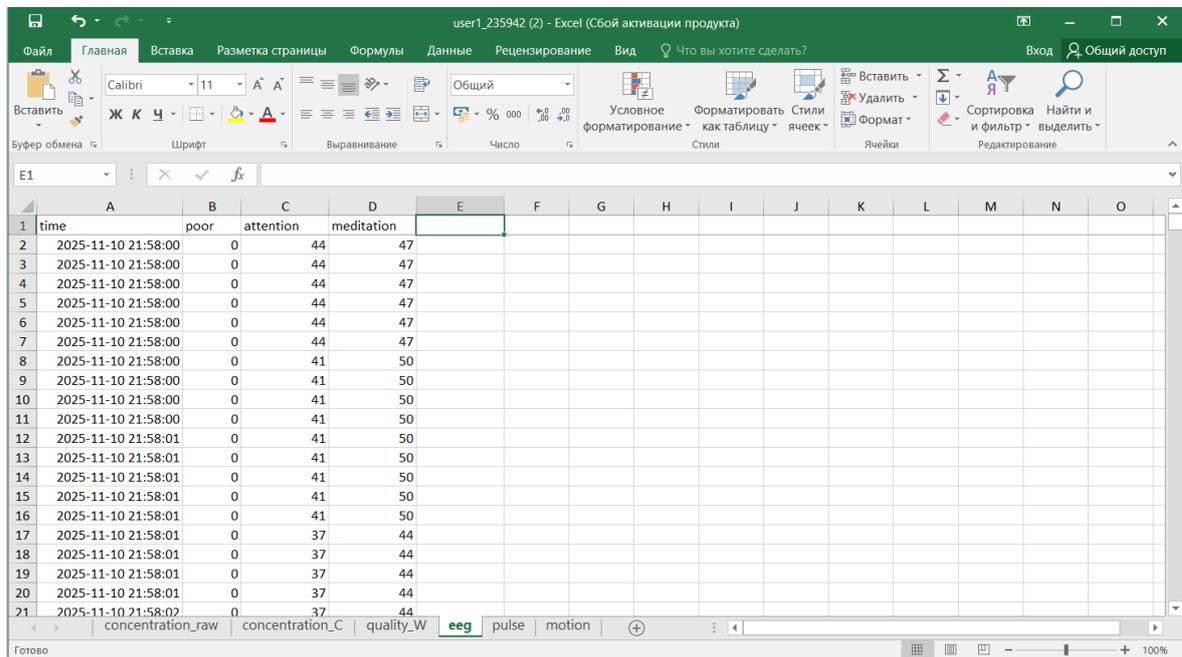


Рисунок 4.15 — Експортовані зняті виміри

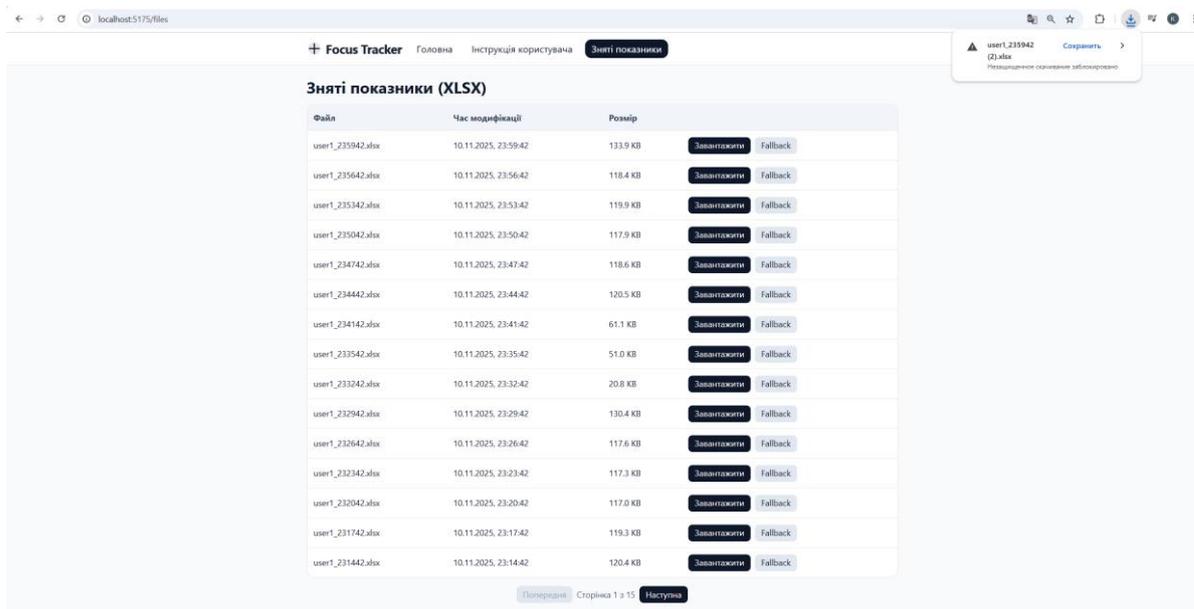


Рисунок 4.16 — Зняті показники

Також було перевірено сценарії нестандартної роботи. У випадку втрати з'єднання веб-додаток автоматично переходив у стан «неактивний» і відновлював прийом даних після повторного підключення (рис. 4.17), без

перезавантаження сторінки. При слабкому контакті електродів у реальному часі збільшувалось значення показника «root signal», що дає можливість користувачу одразу виявити проблему.

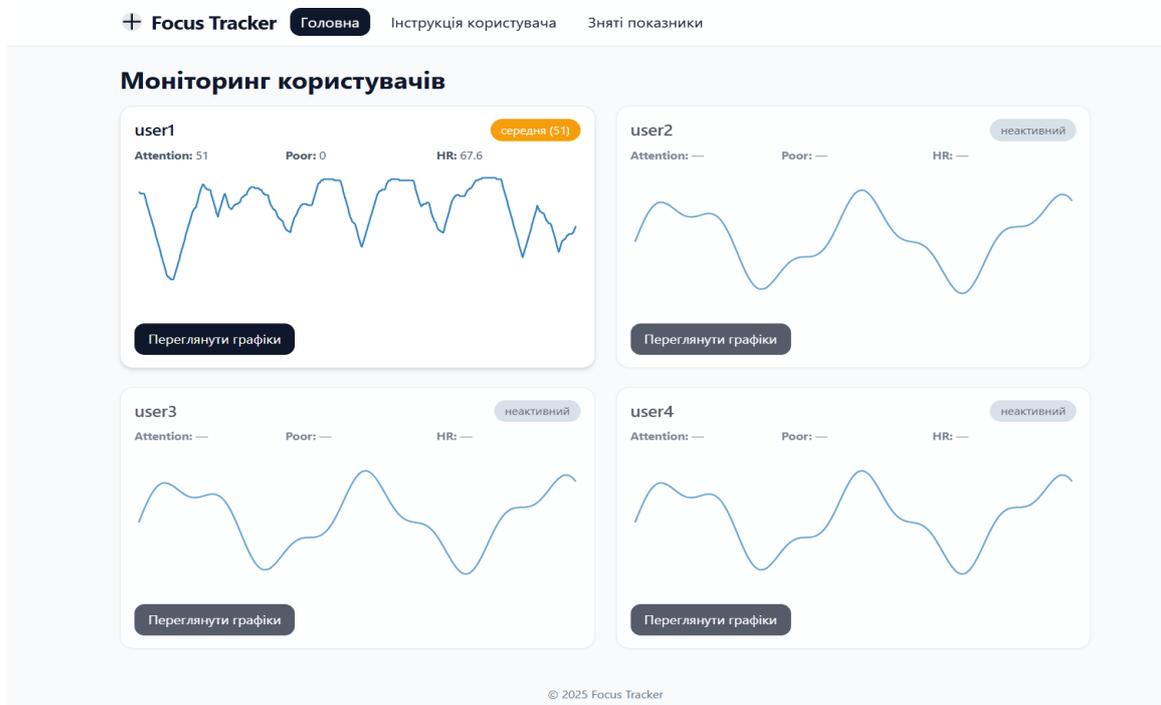


Рисунок 4.17 — Відновлення роботи після вимкнення

4.5 Інструкція користувача, заходи безпеки та системні вимоги

Для початку роботи достатньо увімкнути пристрій та переконатися, що він підключений до локальної Wi-Fi мережі. Після запуску серверної програми на комп'ютері і відкриття веб-клієнта у браузері система автоматично встановлює з'єднання та переходить у режим прийому телеметрії. Спеціальних налаштувань з боку користувача не потрібно — достатньо, щоб комп'ютер та пристрій знаходилися в одній мережі.

Пов'язка вже містить фіксовані сенсорні контакти, тому її використання не потребує додаткового монтажу. Користувач одягає пов'язку так, щоб активний електрод торкався шкіри над лівою бровою (Fp1), а два допоміжні контакти щільно прилягали до передньоскроневої зони в областях Fp7 та Fp8. Коректний контакт визначається автоматично — у веб-клієнті це відображається через

параметр «root signal»: низьке значення означає якісний контакт, зростання свідчить про наявність перешкод або слабе прилягання.

Після встановлення з'єднання головна сторінка веб-інтерфейсу відображає картку користувача із числовими показниками та коротким графіком зміни концентрації. Значення оновлюються у реальному часі без перезавантаження сторінки. За потреби користувач може натиснути кнопку «Переглянути графіки» — відкриється модальне вікно з шістьма окремими графіками: концентрація, EEG-attention, EEG-meditation, пульс, індекс руху та якість сигналу. Це дозволяє оцінювати поведінку кожного параметра у часовому проміжку.

Після завершення вимірювання система автоматично зберігає результати у файли XLSX або CSV. Переглянути всі сформовані файли можна у розділі «Зняті показники», де вони відображаються у вигляді таблиці з ім'ям файлу, датою модифікації та розміром. Будь-який сеанс можна завантажити на комп'ютер для подальшого аналізу. Якщо файлів багато, таблиця автоматично розділяється на сторінки пагінацією по 15 рядків.

Передача даних припиняється автоматично після вимкнення пристрою. При повторному ввімкненні система відновлює роботу без перезапуску браузера та без повторного налаштування. Якщо під час роботи погіршується контакт електродів або зникає мережеве з'єднання, веб-клієнт відображає статус «неактивний», і після відновлення зв'язку робота продовжується автоматично.

Для забезпечення комфортної та безпечної роботи пристрою користувачу необхідно дотримуватися основних правил експлуатації [34], що спрямовані на збереження якості вимірювань і запобігання небажаним ефектам. Перед початком сеансу рекомендується переконатися у власному фізичному та психічному комфорті, уникаючи використання пристрою у стані перевтоми чи підвищеного стресу. Також не слід проводити вимірювання на ділянках шкіри з подразненнями, ушкодженнями або надмірною вологістю, оскільки це може погіршити якість сигналів та спричинити дискомфорт. Важливо застосовувати пристрій лише у безпечних умовах, де його використання не створює ризику для користувача, зокрема не під час виконання робіт, що потребують концентрації

уваги або можуть становити небезпеку. Після завершення сеансу необхідно очистити контактні елементи згідно з інструкцією, що забезпечує гігієнічність і стабільність подальших вимірювань.

Система складається з апаратної частини (пов'язка з датчиками), серверної програми та веб-клієнта, тому коректна робота залежить від мінімальних характеристик обладнання і програмного забезпечення.

Апаратне забезпечення:

- сенсорна пов'язка з вбудованими датчиками EEG, пульсу та руху;
- живлення може здійснюватися від акумулятора або через USB-порт;
- надійний контакт електродів зі шкірою для стабільного зчитування сигналу.

Комп'ютер або ноутбук користувача:

- операційна система: Windows 10/11, Linux або macOS;
- рекомендована конфігурація включає процесор рівня Intel Core i3 або еквівалент та не менше 4 ГБ оперативної пам'яті;
- роздільна здатність екрана від 1280×720;
- можливість зберігати файли XLSX/CSV у локальну пам'ять.

Програмне забезпечення:

- веб-клієнт працює у браузері та не потребує інсталяції;
- коректна робота забезпечується сучасними браузерами Google Chrome, Edge, Firefox або Safari;
- серверна частина функціонує на платформі Node.js версії 16.0.0 або новішої;
- для прийому телеметрії використовується один відкритий WebSocket-порт (за замовчуванням 3001);
- стабільне Wi-Fi-з'єднання між пристроєм і ПК є обов'язковою умовою.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

5.1 Оцінювання комерційного потенціалу розробки

Метою проведення комерційного та технологічного аудиту є розширення функціональних можливостей носимої комп'ютерної системи оцінки уваги за рахунок вдосконалення методології підвищення якості біосигналів програмними засобами що дозволяє побудувати на їх основі індексу уваги реального часу, стійкого до контактних, рухових і транспортних артефактів.

Для проведення технологічного аудиту було залучено 3-х незалежних експертів:

— Кожем'яко Андрій Вікторович, кандидат технічних наук, доцент кафедри лазерної та оптоелектронної техніки Вінницького національного технічного університету;

— Ткачук Влад Петрович, інженер-програміст, відділ розробки вбудованого ПЗ та IoT-рішень, ТОВ «СМЕДІА ГРУП»;

— Коваленко Людмила Віталіївна, аналітик техніко-економічної оцінки проектів, відділ інновацій та R&D, ТОВ «СМЕДІА ГРУП».

Для проведення технологічного аудиту було використано таблицю 5.1 в якій за п'ятибальною шкалою використовуючи 12 критеріїв здійснено оцінку комерційного потенціалу [35].

Таблиця 5.1 — Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх можлива бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
Кри-терій	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку

продовження табл. 5.1:

3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Таблиця 5.2 — Рівні комерційного потенціалу розробки

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

В таблиці 5.3 наведено результати оцінювання експертами комерційного потенціалу розробки.

Таблиця 5.3 — Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

Критерії	Прізвище, ініціали, посада експерта		
	Кожем'яко Андрій Вікторович	Ткачук Влад Петрович	Коваленко Людмила Віталіївна
	Бали, виставлені експертами:		
1	4	4	4
2	2	3	2
3	3	3	4
4	3	3	3
5	2	2	2
6	2	1	1
7	3	3	3
8	3	4	2
9	1	1	1
10	3	3	3
11	4	4	4
12	3	3	3
Сума балів	СБ ₁ =33	СБ ₂ =34	СБ ₃ =32
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{31+34+34}{3} = 33$		

Середньоарифметична оцінка, отримана на основі експертних висновків, становить 33 бали, і згідно з таблицею 5.2, це вказує на рівень вище середнього комерційного потенціалу результатів проведених досліджень.

Розроблена система складається з портативного апаратного пристрою та програмного забезпечення (вбудована прошивка, серверна частина та веб-інтерфейс). Її впровадження може здійснюватися за двома основними напрямками: як навчально-дослідницький комплекс та як прикладний носимий пристрій.

Пристрій може бути виготовлений малими партіями та впроваджений у: заклади вищої освіти, наукові лабораторії, технічні гуртки та STEM-центри. Його можна використовувати для: дослідження роботи ЕЕГ-сигналів, вивчення принципів обробки біомедичних сигналів, проведення лабораторних робіт і навчальних експериментів, демонстрації технологій біологічного зворотного зв'язку.

Другий напрямок як прикладний носимий пристрій, який можна використовувати для: тренінгу концентрації, психологічних та корекційних занять, індивідуального моніторингу уваги. Його можуть використовувати: фітнес-центри, психологічні та реабілітаційні кабінети, батьки дітей з порушеннями уваги або гіперактивністю, фахівці з нейротренінгу, розробники ігор та VR/AR-систем (індекс концентрації як канал взаємодії).

Проведемо оцінку якості і конкурентоспроможності нової розробки порівняно з аналогом.

В якості аналога для розробки було обрано навчальний одноканальний ЕЕГ-комплекс NeuroSky MindWave Mobile, який використовується для демонстрації принципів електроенцефалографії та тренування уваги. Даний пристрій забезпечує реєстрацію ЕЕГ-сигналу та відображення показників концентрації у простих мобільних застосунках.

Основними недоліками аналога є: наявність лише одного типу сенсора (ЕЕГ) без урахування пульсу та рухової активності; відсутність програмних засобів фільтрації рухових артефактів та пропусків даних; відсутність веб-інтерфейсу та можливості виведення сигналів у реальному часі на будь-який пристрій у локальній мережі; обмежена кількість відкритих сервісів для обробки сигналу (закрита SDK-модель).

Також до недоліків можна віднести чутливість до поганого контакту електрода, що призводить до «провалів» індикатора та стрибків у графіку концентрації при поворотах голови або зміні положення сенсора.

У розробці дана проблема вирішується за рахунок: впровадження інтегрального індексу уваги, що враховує ЕЕГ-сигнал, частоту серцевих скорочень та рухову стабільність; створення маски довіри до сигналу – внесок ЕЕГ враховується лише за умови доброго контакту; реконструкції коротких пропусків із контролем давності даних; обмеження швидкості зміни показника, завдяки чому індикатор стає плавним і причинно узгодженим.

В таблиці 5.4 наведені основні техніко-економічні показники аналога і нової розробки.

Проведемо оцінку якості продукції, яка є найефективнішим засобом забезпечення вимог споживачів та порівняємо її з аналогом.

Таблиця 5.4 — Основні параметри нової розробки та товару-конкурента

Показник	Варіанти		Відносний показник якості	Коефіцієнт вагомості параметра
	Базовий (товар-конкурент)	Новий (інноваційне рішення)		
1	2	3	4	5
Кількість сенсорів (функціональність), од.	1 (лише ЕЕГ)	3 (ЕЕГ + пульс + ІМУ)	3	25%
Стійкість до артефактів та руху (умовна шкала 1–10)	5	8	1,6	25%
Точність/похибка індикатора, %	2,5	1,0	2,5	25%
Напрацювання на відмову, год	3000	5000	1,67	10%
Автономна робота, год	2,5	3,5-4	1,4	10%
Маса, кг	0,22	0,2	1,1	5%

Визначимо відносні одиничні показники якості по кожному параметру за формулами (5.1) та (5.2) і занесемо їх у відповідну колонку табл. 5.5.

$$q_i = \frac{P_{Hi}}{P_{Bi}}, \quad (5.1)$$

або

$$q_i = \frac{P_{Bi}}{P_{Hi}}, \quad (5.2)$$

де P_{Hi} , P_{Bi} — числові значення i -го параметру відповідно нового і базового виробів.

$$q_1 = \frac{3}{1} = 3;$$

$$q_2 = \frac{8}{5} = 1,6;$$

$$q_3 = \frac{2,5}{1} = 2,5;$$

$$q_4 = \frac{5000}{3000} = 1,67;$$

$$q_5 = \frac{3,5}{2,5} = 1,4;$$

$$q_6 = \frac{0,22}{0,2} = 1,1.$$

Відносний рівень якості нової розробки визначаємо за формулою:

$$K_{я.в.} = \sum_{i=1}^n q_i \times a_i \quad (5.3)$$

$$K_{я.в.} = 3 \cdot 0,25 + 1,6 \cdot 0,25 + 2,5 \cdot 0,25 + 1,67 \cdot 0,1 + 1,4 \cdot 0,1 + 1,1 \cdot 0,05 = 2,1$$

Відносний коефіцієнт показника якості нової розробки більший одиниці, отже нова розробка якісніший базового товару-конкурента.

Наступним кроком є визначення конкурентоспроможності товару. Конкурентоспроможність товару є головною умовою конкурентоспроможності підприємства на ринку і важливою основою прибутковості його діяльності.

Однією із умов вибору товару споживачем є збіг основних ринкових характеристик виробу з умовними характеристиками конкретної потреби покупця. Такими характеристиками найчастіше вважають нормативні та технічні параметри, а також ціну придбання та вартість споживання товару.

В табл. 5.5 наведено технічні та економічні показники для розрахунку конкурентоспроможності нової розробки відносно товару-аналога, технічні дані взяті з попередніх розрахунків.

Таблиця 5.5 — Нормативні, технічні та економічні параметри нової розробки і товару-виробника

Показники	Варіанти	
	Базовий (товар-конкурент)	Новий (інноваційне рішення)
1	2	3
1. Нормативно-технічні показники		
Кількість сенсорів (функціональність), од.	1 (лише ЕЕГ)	3 (ЕЕГ + пульс + ІМУ)
Стійкість до артефактів та руху (умовна шкала 1–10)	5	8
Точність/похибка індикатора, %	2,5	1,0
Напрацювання на відмову, год	3000	5000
Автономна робота, год	2,5	3,5-4
Маса, кг	0,22	0,2
2. Економічні показники		
Ціна придбання, грн	10000	7000

Загальний показник конкурентоспроможності інноваційного рішення (K) з урахуванням вищезазначених груп показників можна визначити за формулою (5.4):

$$K = \frac{I_{m.n.}}{I_{e.n.}}, \quad (5.4)$$

де $I_{m.n.}$ — індекс технічних параметрів;

$I_{e.n.}$ – індекс економічних параметрів.

Індекс технічних параметрів є відносним рівнем якості інноваційного рішення. Індекс економічних параметрів визначається за формулою (5.5):

$$I_{e.n.} = \frac{\sum_{i=1}^n P_{Hei}}{\sum_{i=1}^n P_{Bei}}, \quad (5.5)$$

де P_{Hei} , P_{Bei} — економічні параметри (ціна придбання та споживання товару) відповідно нового та базового товарів.

$$I_{e.n.} = \frac{7000}{10000} = 0,7;$$

$$K = \frac{2,1}{0,7} = 3.$$

Зважаючи на розрахунки, можна зробити висновок, що нова розробка буде конкурентоспроможніше, ніж конкурентний товар.

5.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи групуються за такими статтями: витрати на оплату праці, витрати на соціальні заходи, матеріали, паливо та енергія для науково-виробничих цілей, витрати на службові відрядження, програмне забезпечення для наукових робіт, інші витрати, накладні витрати.

1. Основна заробітна плата кожного із дослідників Z_0 , якщо вони працюють в наукових установах бюджетної сфери визначається за формулою 5.6.

$$Z_0 = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ (грн)}, \quad (5.6)$$

де M — місячний посадовий оклад конкретного розробника (інженера, дослідника, науковця тощо), грн.;

T_p — число робочих днів в місяці; приблизно $T_p \approx 21...23$ дні;

t — число робочих днів роботи дослідника.

Зведемо сумарні розрахунки до таблиця 5.6.

Таблиця 5.6 — Заробітна плата дослідника в науковій установі бюджетної сфери

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату грн.
1. Керівник проекту	17000	809,5	5	4048
2. Інженер	12000	571,4	48	27429
3. Розробник ПЗ	16000	761,9	32	24381
Всього				55857

2. Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт розраховують за формулою 5.7:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i \text{ (грн)}, \quad (5.7)$$

де C_i — погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i — час роботи робітника на виконання певної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (5.8)$$

де M_M — розмір прожиткового мінімуму працездатної особи або

мінімальної місячної заробітної плати (залежно від діючого законодавства), грн;

K_i — коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду;

K_c — мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p — середня кількість робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21 \dots 23$ дні;

$t_{зм}$ — тривалість зміни, год.

Таблиця 5.7 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника, грн
1. Підготовчі (відбір компонентів, перевірка плати, підготовка інструменту)	1	2	52,4	52,4
2. Монтажні (пайка роз'ємів, проводів, модулів ESP32, TGAM, MAX30102, MPU6050)	5	4	71,4	357,1
3. Складальні (збірка корпусу/пов'язки, розміщення модулів, фіксація електродів)	2	3	64,3	128,6
4. Розробка та налаштування ПЗ (прошивка ESP32, обробка сигналів, веб-інтерфейс)	3	5	81,0	242,9
5. Налагоджувальні (Wi-Fi, передача даних, тестування сенсорів)	4	5	81,0	323,8
6. Випробувальні (перевірка індексу уваги, стабільність сигналу)	2	4	71,4	142,9
Всього				1247,6

3. Розрахунок додаткової заробітної плати робітників

Додаткова заробітна плата Z_d всіх розробників та робітників, які приймали участь в розробці нового технічного рішення розраховується як 10 - 12 % від основної заробітної плати робітників.

На даному підприємстві додаткова заробітна плата начисляється в розмірі 11% від основної заробітної плати.

$$Z_d = (Z_o + Z_p) * \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (5.9)$$

$$Z_d = 0,11 \cdot (55857 + 1247,6) = 6281,52 \text{ (грн)}$$

4. Нарахування на заробітну плату $H_{3П}$ дослідників та робітників, які брали участь у виконанні даного етапу роботи, розраховуються за формулою (5.10):

$$H_{3П} = (Z_o + Z_p + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100} \text{ (грн)}, \quad (5.10)$$

де Z_o — основна заробітна плата розробників, грн.;

Z_d — додаткова заробітна плата всіх розробників та робітників, грн.;

Z_p — основну заробітну плату робітників, грн.;

β — ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, % .

Дана діяльність відноситься до бюджетної сфери, тому ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування буде складати 22%, тоді:

$$H_{3П} = (55857 + 1247,6 + 6281,52) \cdot \frac{22}{100} = 13944,98 \text{ (грн)}$$

5. Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби й предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за прямим призначенням згідно з нормами їх витрачання, а також витрачені придбані напівфабрикати, що підлягають монтажу або виготовленню й додатковій обробці в цій організації, чи дослідні зразки, що виготовляються виробниками за документацією наукової організації.

Витрати на матеріали (М) у вартісному вираженні розраховуються окремо для кожного виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n V_j \cdot C_{vj}, \quad (5.11)$$

де H_j — норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n — кількість видів матеріалів;

C_j — вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j — коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

V_j — маса відходів j -го найменування, кг;

C_{vj} — вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

Проведені розрахунки зведені в таблицю 5.8.

Таблиця 5.8 — Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, шт	Вартість витраченого матеріалу, грн
Припій ПОС-61	2000	0,05	100
Флюс RMA-223	1500	0,02	30
Спиртобензин СВС-50	180	0,05	9
Дріт монтажний МГТФ	600	0,03	18
З врахуванням коефіцієнта транспортування			172,7

6. Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі вироби (K_B), які використовують при дослідженні нового технічного рішення, розраховуються, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_{\epsilon} = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j, \quad (5.12)$$

де H_j — кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j — покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j — коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

Проведені розрахунки бажано звести до таблиці 5.9.

Таблиця 5.9 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Мікроконтролер ESP32-WROOM-32D	1	200	200
ЕЕГ-модуль TGAM (NeuroSky) або сумісний	1	1100	1100
Сухі електроди	3	280	840
Пульсовий датчик MAX30102	1	220	220
IMU MPU6050	1	90	90
Li-Po акумулятор 3.7 В 1000 мА·год	1	250	250
Зарядний модуль TP4056	1	40	40
Перетворювач живлення (boost/buck)	1	300	300
Провода, конектори, штифти	3	60	180
Корпус / пов'язка	1	200	200
Всього з врахуванням транспортних витрат			3762,00

7. Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

Отримані результати необхідно звести до таблиці:

Таблиця 5.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Підписка ПЗ WebStorm	1	500	500
Всього з врахуванням налагодження			550

Балансову вартість програмного забезпечення розраховують за формулою:

$$B_{\text{прз}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{іпрз}} \cdot C_{\text{прз.і}} \cdot K_i, \quad (5.13)$$

де $C_{\text{іпрз}}$ — ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прз.і}}$ — кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i — коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k — кількість найменувань програмних засобів.

8. Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, можуть бути розраховані з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою 5.14.

$$A_{\text{обл}} = \frac{C_{\text{б}}}{T_{\text{в}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (5.14)$$

де $C_{\text{б}}$ — балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{\text{вик}}$ — термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{\text{в}}$ — строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

Проведені розрахунки необхідно звести до таблиці 5.11.

Таблиця 5.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
1. ПК	64101	2	1	2670,88
2. Монітори	15900	2	2	1325,00
3. Периферія	6000	4	1,5	187,50
4. Лабораторний блок живлення	1500	4	1	31,25
5. Паяльна станція	5000	4	2	208,33
Всього				4422,96

9. До статті «Паливо та енергія для науково-виробничих цілей» відносяться витрати на всі види палива й енергії, що безпосередньо використовуються з технологічною метою на проведення досліджень.

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yt} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{\text{впі}}}{\eta_i}, \quad (5.15)$$

де W_{yt} — встановлена потужність обладнання на певному етапі розробки, кВт;

t_i — тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e — вартість 1 кВт-години електроенергії, грн;

$K_{\text{впі}}$ — коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{\text{впі}} < 1$;

η_i — коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

Для написання магістерської роботи використовується персональний комп'ютер для якого розрахуємо витрати на електроенергію.

$$V_e = \frac{0,5 \cdot 220 \cdot 12,69 \cdot 0,5}{0,8} = 872,44$$

10. Службові відрядження.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуються як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$V_{cb} = (Z_o + Z_p) * \frac{H_{cb}}{100\%}, \quad (5.16)$$

де H_{cb} — норма нарахування за статтею «Службові відрядження».

$$V_{cb} = 0,2 * (55857 + 1247,6) = 11420,95$$

11. Накладні (загальновиробничі) витрати $V_{нзв}$ охоплюють: витрати на управління організацією, оплата службових відряджень, витрати на утримання, ремонт та експлуатацію основних засобів, витрати на опалення, освітлення, водопостачання, охорону праці тощо. Накладні (загальновиробничі) витрати $V_{нзв}$ можна прийняти як (100...150)% від суми основної заробітної плати розробників та робітників, які виконували дану МКНР, тобто:

$$V_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (5.17)$$

де $H_{нзв}$ — норма нарахування за статтею «Інші витрати».

$$V_{нзв} = (55857 + 1247,6) \cdot \frac{100}{100\%} = 57104,76 \text{грн}$$

Сума всіх попередніх статей витрат дає витрати, які безпосередньо стосуються даного розділу МКНР:

$$B = 55857 + 1247,6 + 6281,52 + 13944,98 + 172,7 + 3762 + 550 + 4422,96 + 872,44 + 11420,95 + 57104,76 = 155637,08 \text{ грн}$$

Прогнозування загальних витрат ЗВ на виконання та впровадження результатів виконаної МКНР здійснюється за формулою:

$$ЗВ = \frac{B}{\eta}, \quad (5.18)$$

де η — коефіцієнт, який характеризує стадію виконання даної НДР.

Оскільки, робота знаходиться на стадії науково-дослідних робіт, то коефіцієнт $\beta = 0,5$.

Звідси:

$$ЗВ = \frac{155637,08}{0,5} = 311274,15 \text{ грн.}$$

5.3 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки

У даному підрозділі кількісно спрогнозуємо, яку вигоду, зиск можна отримати у майбутньому від впровадження результатів виконаної наукової роботи. Розрахуємо збільшення чистого прибутку підприємства $\Delta\Pi_i$, для кожного із років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки, за формулою:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta C_0 \cdot N + C_0 \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{x}{100}\right), \quad (5.19)$$

де $\Delta\Pi_0$ — покращення основного оціночного показника від впровадження результатів розробки у даному році.

N — основний кількісний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році до впровадження результатів наукової розробки;

ΔN — покращення основного кількісного показника діяльності підприємства від впровадження результатів розробки:

Π_0 — основний оціночний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році після впровадження результатів наукової розробки;

n — кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки:

λ — коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість. Ставка податку на додану вартість дорівнює 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$.

ρ — коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. $\rho = 0,25$;

x — ставка податку на прибуток. У 2025 році – 18%.

Припустимо, що ціна зростає на 500 грн. Кількість одиниць реалізованої продукції також збільшиться: протягом першого року на 200 шт., протягом другого року – на 350 шт., протягом третього року на 450 шт. Реалізація продукції до впровадження розробки складала 1 шт., а її ціна до 7000 грн. Розрахуємо прибуток, яке отримає підприємство протягом трьох років.

$$\begin{aligned}\Delta\Pi_1 &= [500 \cdot 1 + (7000 + 500) \cdot 200] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) \\ &= 256325,16 \text{ грн.}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Delta\Pi_2 &= [500 \cdot 1 + (7000 + 500) \cdot (200 + 350)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) \\ &= 705159,31 \text{ грн.}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Delta\Pi_3 &= [500 \cdot 1 + (7000 + 500) \cdot (200 + 350 + 450)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) \\ &= 1281698,8 \text{ грн.}\end{aligned}$$

5.4 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та періоду їх окупності

Розрахуємо основні показники, які визначають доцільність фінансування наукової розробки певним інвестором, є абсолютна і відносна ефективність вкладених інвестицій та термін їх окупності.

Розрахуємо величину початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки.

$$PV = k_{\text{інв}} \cdot ЗВ, \quad (5.20)$$

де $k_{\text{інв}}$ — коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію. Це можуть бути витрати на підготовку приміщень, розробку технологій, навчання персоналу, маркетингові заходи тощо ($k_{\text{інв}} = 2 \dots 5$).

$$PV = 2 \cdot 311274,15 = 622548,31$$

Розрахуємо абсолютну ефективність вкладених інвестицій $E_{\text{абс}}$ згідно наступної формули:

$$E_{\text{абс}} = (\text{ПП} - PV), \quad (5.21)$$

де ПП — приведена вартість всіх чистих прибутків, що їх отримає підприємство від реалізації результатів наукової розробки, грн.

$$\text{ПП} = \sum_1^T \frac{\Delta \Pi_i}{(1+\tau)^t}, \quad (5.22)$$

де $\Delta \Pi_i$ — збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої НДЦКР, грн.;

T — період часу, протягом якою виявляються результати впровадженої

НДДКР, роки;

τ — ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні; для України цей показник знаходиться на рівні 0,2;

t — період часу (в роках).

$$\text{ПП} = \frac{256325,16}{(1 + 0,2)^1} + \frac{705159,31}{(1 + 0,2)^2} + \frac{1281698,8}{(1 + 0,2)^3} = 1448471,96 \text{ грн.}$$

$$E_{\text{абс}} = (1448471,96 - 622548,31) = 825923,64 \text{ грн.}$$

Оскільки $E_{\text{абс}} > 0$, то вкладання коштів на виконання та впровадження результатів НДДКР може бути доцільним.

Розрахуємо відносну (щорічну) ефективність вкладених в наукову розробку інвестицій E_v . Для цього користуються формулою:

$$E_v = \sqrt[T_{\text{ж}}]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (5.23)$$

де $T_{\text{ж}}$ — життєвий цикл наукової розробки, роки.

$$E_v = \sqrt[3]{1 + \frac{825923,64}{622548,31}} - 1 = 0,54 = 54\%$$

Визначимо мінімальну ставку дисконтування, яка у загальному вигляді визначається за формулою:

$$\tau = d + f, \quad (5.24)$$

де d — середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні $d = (0,14 \dots 0,2)$;

f — показник, що характеризує ризикованість вкладень; зазвичай, величина $f = (0,05...0,1)$.

$$\tau_{min} = 0,18 + 0,05 = 0,23$$

Так як $E_B > \tau_{min}$ то інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні даної наукової розробки.

Розрахуємо термін окупності вкладених у реалізацію наукового проекту інвестицій за формулою:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_B} \quad (5.25)$$

$$T_{ок} = \frac{1}{0,54} = 1,9 \text{ роки}$$

Так як $T_{ок} \leq 3...5$ -ти років, то фінансування даної наукової розробки в принципі є доцільним.

Результати здійсненого технологічного аудиту вказують на рівень вище середнього комерційного потенціалу. У порівнянні з аналогічним виробом виявлено, що нова розробка вищої якості і більш конкурентоспроможна, як з технічних, так і економічних позначень.

Вкладені інвестиції в даний проект окупляться через 1,9 роки. Загальні витрати складають 311274,15 грн. Прогнозований прибуток за три роки 1448471,96 грн.

ВИСНОВКИ

У результаті виконання магістерської кваліфікаційної роботи поставлена мета — створення апаратно-програмної системи визначення рівня концентрації уваги людини на основі біометричних сигналів у реальному часі — була успішно досягнута. Всі сформульовані у вступі завдання виконано: проведено аналіз наукових підходів до оцінювання когнітивних станів, розроблено апаратну та програмну частини системи, створено методику підвищення достовірності біосигналів, сформовано інтегральний індекс концентрації, а також проведено моделювання, макетування та експериментальні дослідження роботи прототипу.

У першому, теоретичному розділі досліджено фізіологічні основи процесів концентрації уваги та проаналізовано можливості сучасних методів реєстрації біометричних сигналів — електроенцефалографії, фотоплетизмографії та інерційних сенсорів. Розглянуто поширені наукові підходи до оцінювання когнітивних станів, зокрема спектральні показники діяльності мозку, а також специфічні обмеження портативних одноканальних систем, що ускладнюють їх використання у реальних умовах. Проведений огляд комерційних рішень дав підстави сформулювати вимоги до майбутньої системи та обґрунтував необхідність акценту на програмних методах підвищення якості сигналів, які визначають достовірність та інтерпретованість кінцевих показників.

Другий розділ був присвячений методології покращення стабільності та інформативності потоків сенсорних даних. Досліджено основні джерела артефактів — контактні порушення, рухи голови, електромагнітні завади, пропуски та часові зсуви пакетів. На основі цього сформовано підхід до їх компенсації, що включає синхронізацію часових міток на рівні пристрою, реконструкцію коротких пропусків із контролем давності, адаптивне згладжування, а також розроблену маску довіри до сигналів, яка зменшує внесок недостовірних фрагментів у розрахунок індексу. Саме ці методи забезпечили можливість формувати плавний, причинно коректний та стійкий до артефактів інтегральний показник концентрації.

У третьому розділі виконано повноцінну розробку апаратно-програмної частини системи. Апаратний модуль побудований на базі мікроконтролера ESP32-WROOM-32D і включає сенсори TGAM для зчитування ЕЕГ, MAX30102 для аналізу пульсової активності та MPU6050 для реєстрації руху. Реалізовано збалансовану систему живлення на основі Li-Po акумулятора, зарядного модуля TP4056 та DC/DC-перетворювача TPS63070, що забезпечує автономність і стабільність джерел живлення. Розроблено прошивку для збору, структурування й передавання даних, серверну частину для обробки потоків у режимі реального часу та веб-клієнт зі зручним інтерфейсом, який забезпечує візуалізацію, архівацію та експорт результатів.

У четвертому розділі проведено тестування та аналіз роботи системи. Експериментальні дослідження у різних сценаріях — стан спокою, когнітивне навантаження, перемикання уваги та рухові впливи — показали суттєве покращення якості сигналів після впроваджених алгоритмів стабілізації. Порівняння двох версій прошивки підтвердило зменшення стандартного відхилення сигналу приблизно на 37 %, що свідчить про значне зниження рівня шумів. Чутливість інтегрального індексу до когнітивного навантаження зростає на 17 %, зникли хаотичні піки та «завалені» ділянки, а динаміка зміни показника стала більш гладкою та відповідною реальному стану користувача.

П'ятий розділ, присвячений економічній частині, показав, що розроблений комплекс має низьку собівартість, не потребує дорогих сенсорів чи спеціалізованого обладнання та може бути відтворений у навчальних і дослідницьких закладах із мінімальними витратами. Проведене прогнозування витрат та розрахунок ефективності свідчать про економічну доцільність системи та короткий термін окупності у разі її використання як демонстраційної або навчальної платформи.

У ході роботи визначено, що запропонована система може бути корисною не лише як прототип, а й як практичний інструмент у навчальних лабораторіях, експериментальних дослідженнях та демонстраційних нейротехнологічних проєктах. Розроблений підхід до підвищення якості біосигналів може

застосовуватися у простих нейроінтерфейсах, тренажерах уваги та системах біологічного зворотного зв'язку, де важливо отримувати достовірний індекс стану користувача в реальному часі. У подальшій роботі доцільним є розширення сенсорної конфігурації, використання адаптивних методів машинного навчання для персоналізації індексу та оптимізація інтерфейсу під конкретні прикладні задачі, що дозволить підвищити точність і зручність застосування системи.

Підсумовуючи виконану роботу, можу зазначити, що отримані результати підтверджують ефективність обраного підходу до формування індексу концентрації на основі програмної стабілізації мультимодальних біосигналів. Запропонована методика забезпечила стійкість до артефактів і здатність відтворювати реальну динаміку когнітивного стану користувача, що є ключовою перевагою над базовими підходами. Створена система повністю відповідає вимогам до портативних засобів когнітивного моніторингу та демонструє високий практичний потенціал для використання у сферах, де важливим є оперативне та інтерпретоване оцінювання уваги.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Перебора М.А. Візуалізація мультимодальних біосигналів у веб-системах реального часу «Молодь в науці: дослідження, проблеми, перспективи (МН-2026)» [Електронний ресурс] — Режим доступу: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/mn/mn2026/paper/view/26726> (дата звернення: 11.12.2025)
2. Увага: види, особливості та поширені порушення [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://sky.org.ua/preschool/uvaga-vydy-osoblyvosti-ta-poshyreni-porushennya> (дата звернення: 30.09.2025)
3. Фізіологічні механізми уваги [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://studfile.net/preview/12005443/page:9/> (дата звернення: 30.09.2025)
4. Niedermeyer, E., da Silva, F. L. (eds.). *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. 6th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2011. 1309 с.
5. Cohen M. X. *Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice*. Cambridge (MA) : MIT Press, 2014. 800 с.
6. Ray D., et al. *Wearable Multi-Wavelength PPG Sensing: A Review*. 2023. [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: https://e-space.mmu.ac.uk/628692/7/A_Review_of_Multi_Wavelength_PhotoPlethysmography_Accepted_Version%20e.pdf (дата звернення: 03.10.2025)
7. *Frontiers | Methodological aspects of EEG and body dynamics measurements during motion* [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://surl.li/rmasew> (дата звернення: 04.10.2025)
8. *Muse 2 Headband Specifications* [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://surl.li/rogtxm> (дата звернення: 05.10.2025)
9. *Technical Specifications | INSIGHT Manual* [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://emotiv.gitbook.io/insight-manual/introduction/technical-specifications> (дата звернення: 05.10.2025)

10. Technical specifications | EPOC X User Manual [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://emotiv.gitbook.io/epoc-x-user-manual/introduction/technical-specifications> (дата звернення: 05.10.2025)
11. Parasuraman R., Rizzo M., ред. Neuroergonomics: The Brain at Work. Перевид. 2021. Oxford : Oxford University Press, 2021. 352 с.
12. An Evaluation of the EEG alpha-to-theta and theta-to-alpha band Ratios as Indexes of Mental Workload [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://arxiv.org/pdf/2202.12937v2> (дата звернення: 10.10.2025)
13. Cognitive Load Assessment in Real-time with Multimodal Data [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://arxiv.org/html/2404.17098v2> (дата звернення: 11.10.2025)
14. Evaluation of data processing and artifact removal approaches used for physiological signals captured using wearable sensing devices during construction tasks [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://surl.li/xbjnkc> (дата звернення: 14.10.2025)
15. Rangayyan R. M. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach. 2nd ed. Hoboken : Wiley–IEEE Press, 2015. 720 с.
16. Motion Artifact Removal Techniques for Wearable EEG and PPG Sensor Systems [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://www.frontiersin.org/journals/electronics/articles/10.3389/felec.2021.685513/full> (дата звернення: 15.10.2025)
17. Wearable EEG and beyond – PMC [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6431319/> (дата звернення: 15.10.2025)
18. Fiberless, Multi-Channel fNIRS-EEG System Based on Silicon Photomultipliers: Towards Sensitive and Ecological Mapping of Brain Activity and Neurovascular Coupling [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/10/2831> (дата звернення: 15.10.2025)
19. A Review on Multisensor Data Fusion for Wearable Health Monitoring [Электронный ресурс] — Режим доступа до ресурсу: <https://surl.li/cr wsgz> (дата звернення: 15.10.2025)

звернення: 15.10.2025)

20. Internet of Things Device Capabilities, Architectures, Protocols, and Smart Applications in Healthcare Domain: A Review [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://surl.lu/wfscnm> (дата звернення: 20.10.2025)

21. Espressif Centralized Documentation Platform (CDP) | Espressif Documentation [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://surl.li/lngsyw> (дата звернення: 21.10.2025)

22. TGAMSalesSheet [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://cdn.hackaday.io/files/11146476870464/TGAM%20Datasheet.pdf> (дата звернення: 25.10.2025)

23. MAX30102--High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://surl.li/xatasf> (дата звернення: 26.10.2025)

24. MPU-6000 Product Specification [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf> (дата звернення: 26.10.2025)

25. TP4056-manual [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://radiolux.com.ua/files/pdf/TP4056-manual.pdf> (дата звернення: 29.02.2024)

26. TPS63070 2-V to 16-V Buck-Boost Converter With 3.6-A Switch Current [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps63070.pdf> (дата звернення: 26.10.2025)

27. Index | Node.js v25.2.1 Documentation [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://nodejs.org/docs/latest/api/> (дата звернення: 29.02.2024)

28. How to Create an ESP32 Web Server with WebSockets in Arduino IDE [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://lastminuteengineers.com/esp32-websocket-tutorial/> (дата звернення: 02.11.2025)

29. React Reference Overview – React [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://react.dev/reference/react> (дата звернення: 05.11.2025)

30. TypeScript: The starting point for learning TypeScript [Електронний

ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://www.typescriptlang.org/docs/> (дата звернення: 06.11.2025)

31. Getting Started | Vite [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://vite.dev/guide/> (дата звернення: 07.11.2025)

32. Installing Tailwind CSS with Vite - Tailwind CSS [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://tailwindcss.com/docs/installation/using-vite> (дата звернення: 07.11.2025)

33. The effects of different interruption conditions on mental workload: an experimental study based on multimodal measurements [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39257187/> (дата звернення: 10.11.2025)

34. Wearable Sensing Devices: Towards the Development of a Personalized System for Construction Safety and Health Risk Mitigation [Електронний ресурс] — Режим доступу до ресурсу: <https://surl.li/vmjbfgr> (дата звернення: 18.11.2025)

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

ДОДАТОК А

Технічне завдання

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії
Кафедра обчислювальної техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ОТ
д.т.н., проф. О.Д. Азаров
« 03 » жовтня 2025 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання магістерської кваліфікаційної роботи
«Комп'ютерна система визначення рівня концентрації уваги людини»

Науковий керівник: доцент к.т.н.

_____ Кожем'яко А.В.

Студента групи 1КІ-24м

_____ Перебора М.А.

м. Вінниця – 2025

1 Підстава для використання магістерської кваліфікаційної роботи (МКР)

1.1 Актуальність роботи зумовлена потребою у створенні портативних біометричних систем, здатних у реальних умовах визначати рівень концентрації уваги на основі аналізу біосигналів (ЕЕГ, фотоплетизмографія, інерційні дані). У більшості доступних пристроїв основною проблемою є низька якість сигналів через артефакти руху, нестабільний контакт електродів та шумові впливи, що призводить до спотворення індексу уваги. Розробка методів програмної стабілізації сигналів та інтегрального індексу концентрації дозволяє суттєво підвищити достовірність та практичну цінність таких систем.

1.2 Наказ про затвердження теми магістерської кваліфікаційної роботи.

2 Мета і призначення МКР

2.1 Мета проєкту — розширення функціональних можливостей носимої комп'ютерної системи оцінки уваги за рахунок вдосконалення методології підвищення якості біосигналів програмними засобами, що дозволяє побудувати на їх основі індексу уваги реального часу, стійкого до контактних, рухових і транспортних артефактів.

2.2 Призначення розробки — забезпечити можливість неперервного моніторингу когнітивного стану користувача у навчанні, тренуванні уваги, демонстраційних лабораторіях або дослідницьких експериментах без спеціальних лабораторних умов чи дорогого обладнання.

3 Вихідні дані для виконання МКР

3.1 Проведення аналізу фізіологічних параметрів, що характеризують концентрацію уваги, а також сучасних методів реєстрації та цифрової обробки біосигналів.

3.2 Проєктування та розробка структури і функціональної схеми програмно-апаратної системи для визначення рівня концентрації уваги людини в реальному часі.

3.3 Моделювання алгоритмів стабілізації сигналів, формування інтегрального показника концентрації та розроблення програмного забезпечення мікроконтролера на основі проєктних структурних рішень.

3.4 Тестування розробленого методу та виконання розрахунків ефективності застосованих алгоритмів стабілізації, порівняння їх роботи з базовими підходами і підтвердження доцільності обраного технічного рішення.

4 Вимоги до виконання МКР

Головна вимога — розробити метод та програмно-апаратну систему для визначення рівня концентрації уваги людини в реальному часі на основі мультимодальних біосигналів, забезпечивши їх стабільність, достовірність, стійкість до артефактів та інформативність інтегрального показника.

5 Етапи МКР та очікувані результати

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

6 Матеріали, що подаються до захисту МКР

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

7 Порядок контролю виконання та захисту МКР

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

8 Вимоги до оформлювання та порядок виконання МКР

При оформлюванні МКР використовуються:

— ДСТУ 3008 : 2015 «Звіти в сфері науки і техніки. Структура та правила оформлювання»;

— ДСТУ 8302: 2015 «Бібліографічні посилання. Загальні положення та правила складання»;

— Методичні вказівки до виконання бакалаврських кваліфікаційних робіт зі спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» (освітня програма «Комп'ютерна інженерія»). Кафедра обчислювальної техніки ВНТУ 2023;

— документами на які посилаються у вище вказаних.

Таблиця А.1 — Етапи МКР

№ з/п	Назва етапів МКР	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	кінець	
1	Постановка задачі роботи	25.09.2025	29.09.2025	Аналітичний огляд літературних джерел, задачі досліджень,
2	Огляд та порівняння існуючих технологій	30.09.2025	09.10.2025	Розділ 1
3	Визначення функціональних вимог до методу, проектування та розробка	10.10.2025	20.10.2025	Розділ 2
4	Програмна реалізація системи	20.10.2025	31.10.2025	Розділ 3
5	Проектування і макетування апаратної частини, тестування системи і виправлення помилок	01.11.2025	07.11.2025	Розділ 4
6	Розрахунок економічної частини	08.11.2025	16.11.2025	Розділ 5
7	Оформлення пояснювальної записки	17.11.2024	30.11.2024	ПЗ, графічний матеріал
8	Перевірка якості виконання МКР та усунення недоліків	01.12.2025	04.12.2025	Оформлені документи

ДОДАТОК Б

Протокол перевірки кваліфікаційної роботи

Назва роботи: Комп'ютерна система визначення рівня концентрації уваги людини

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра обчислювальної техніки, ФІТКІ, 1КІ-24м
(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КП1) 1 %

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

Експертна комісія:

<u>Азаров О.Д., д.т.н., зав. каф. ОТ</u>	_____
(прізвище, ініціали, посада)	(підпис)
<u>Мартинюк Т.Б., д.т.н., проф. каф. ОТ</u>	_____
(прізвище, ініціали, посада)	(підпис)

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

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник _____	<u>к.т.н., доц. каф. ОТ Кожем'яко А.В.</u>
(підпис)	(прізвище, ініціали, посада)
Здобувач _____	<u>Перебора М. А.</u>
(підпис)	(прізвище, ініціали)

ДОДАТОК В

Структурна схема системи



Рисунок Б.1 — Структурна схема системи визначення рівня концентрації уваги
людини

ДОДАТОК Г

Блок-схема алгоритму роботи системи

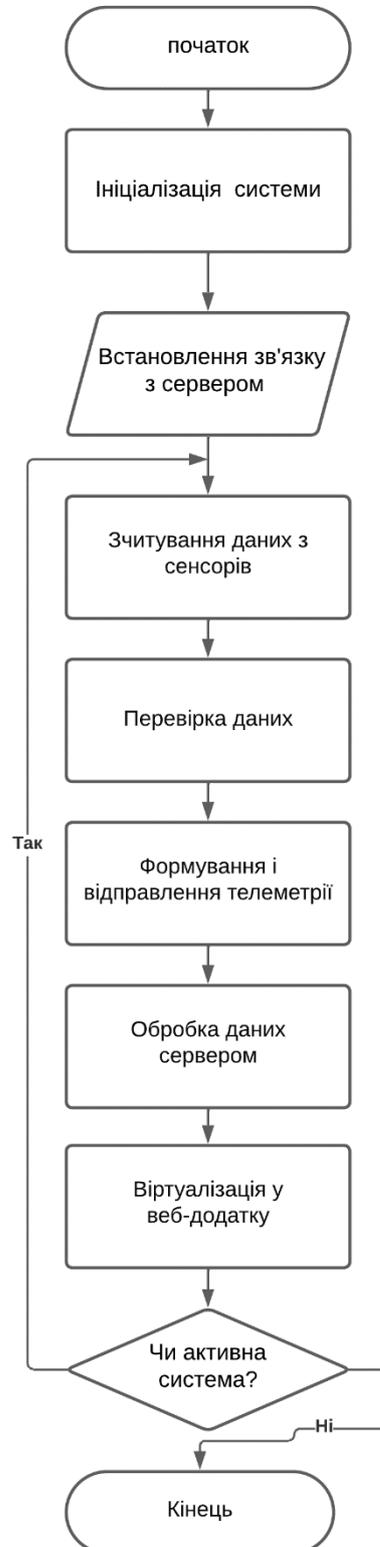


Рисунок Г.1 — Алгоритм працездатності системи

ДОДАТОК Д

Лістинг прошивок для пристрою

Лістинг Г.1 — Базова версія скетчу для ESP32

```

#include <Arduino.h>
#include <WiFi.h>
#include <WebSocketsClient.h>
#include <time.h>
#include <Wire.h>
#include <math.h>

// ===== WiFi/WS =====
const char* WIFI_SSID = "TP-Link_FF42";
const char* WIFI_PASS = "18810240";
const char* WS_HOST = "192.168.0.111";
const uint16_t WS_PORT = 8080;
const char* WS_PATH = "/ingest";
const char* USER_ID = "user1";

WebSocketsClient ws;
bool wsConnected = false;

// ===== NTP (UTC) =====
void setupTime() {
  configTzTime("UTC0", "pool.ntp.org", "time.nist.gov");
  for (int i=0;i<50;i++) {
    time_t t = time(nullptr);
    if (t > 1700000000) break;
    delay(100);
  }
}

uint64_t nowEpochMs() {
  struct timeval tv;
  gettimeofday(&tv, nullptr);
  if (tv.tv_sec > 1700000000) {
    return (uint64_t)tv.tv_sec * 1000ULL + (uint64_t)tv.tv_usec / 1000ULL;
  } else {
    static uint64_t bootEpoch = 1700000000ULL * 1000ULL;
    return bootEpoch + millis();
  }
}

```

```

// ===== TGAM =====
HardwareSerial TGAM(2);
const int TGAM_RX = 16;
const int TGAM_TX = 17;
const uint32_t TGAM_BAUD = 57600;

int poorSignal = 200, attention = -1, meditation = -1, blinkVal = -1;

bool tg_readByte(uint8_t &b, unsigned long to_ms = 50) {
    unsigned long t0 = millis();
    while (!TGAM.available()) {
        if (millis() - t0 > to_ms) return false;
        delay(1);
    }
    b = TGAM.read();
    return true;
}

bool tg_readPacket() {
    uint8_t b;
    if (!tg_readByte(b)) return false; if (b != 0xAA) return false;
    if (!tg_readByte(b)) return false; if (b != 0xAA) return false;

    uint8_t len = 0;
    if (!tg_readByte(len)) return false;
    if (len == 0 || len > 169) return false;

    uint8_t payload[169], sum = 0;
    for (int i = 0; i < len; i++) { if (!tg_readByte(payload[i])) return false; sum +=
payload[i]; }
    uint8_t chk; if (!tg_readByte(chk)) return false;
    if (chk != ((~sum) & 0xFF)) return false;

    int i = 0;
    while (i < len) {
        uint8_t code = payload[i++];
        if (code >= 0x80) {
            if (i >= len) break;
            uint8_t vlen = payload[i++]; i += vlen;
        } else {
            if (i >= len) break;
            uint8_t val = payload[i++];
            switch (code) {
                case 0x02: poorSignal = val; break;
                case 0x04: attention = val; break;
            }
        }
    }
}

```

```

        case 0x05: meditation = val; break;
        case 0x16: blinkVal = val; break;
        default: break;
    }
}
}
return true;
}

// ===== MAX30102 (PPG) =====
#define MAX30102_ADDR 0x57
#define LED_CURRENT 0x18 // ~6-7 mA

void maxWrite(uint8_t reg, uint8_t val) {
    Wire.beginTransmission(MAX30102_ADDR);
    Wire.write(reg); Wire.write(val);
    Wire.endTransmission();
}

bool maxReadN(uint8_t reg, uint8_t *buf, uint8_t len) {
    Wire.beginTransmission(MAX30102_ADDR);
    Wire.write(reg);
    if (Wire.endTransmission(false) != 0) return false;
    if (Wire.requestFrom((int)MAX30102_ADDR, (int)len) != (int)len) return false;
    for (uint8_t i = 0; i < len; i++) buf[i] = Wire.read();
    return true;
}

void initMAX30102() {
    maxWrite(0x09, 0x40); delay(10);
    maxWrite(0x02, 0x00); maxWrite(0x03, 0x00);
    maxWrite(0x08, 0x4F);
    maxWrite(0x09, 0x03);
    // Перевірена конфігурація: 100 Гц, PW=411 мкс
    maxWrite(0x0A, 0x27);
    maxWrite(0x0C, LED_CURRENT); maxWrite(0x0D, LED_CURRENT);
    maxWrite(0x04, 0x00); maxWrite(0x05, 0x00); maxWrite(0x06, 0x00);
}

// ---- Detector BPM ----
const int MA_N = 8;
float maBuf[MA_N] = {0}; int maIdx = 0, maCnt = 0;
float emaDC = 0, emaVar = 0;
bool wasAbove = false;
uint32_t lastBeat = 0;
float bpm = 0, lastBpm = 0;

```

```

const int IBI_N = 5;
uint16_t ibiBuf[IBI_N] = {0}; int ibiIdx = 0, ibiFill = 0;

float movingAvg(float x){
  maBuf[maIdx] = x; maIdx = (maIdx + 1) % MA_N; if (maCnt < MA_N) maCnt++;
  float s=0; for (int i=0;i<maCnt;i++) s += maBuf[i];
  return s / (float)maCnt;
}
float medianIBI(){
  if (!ibiFill) return 0;
  uint16_t tmp[IBI_N]; int n = ibiFill;
  for (int i=0;i<n;i++) tmp[i] = ibiBuf[i];
  for (int i=1;i<n;i++){ uint16_t k=tmp[i]; int j=i-1; while(j>=0 && tmp[j]>k){
tmp[j+1]=tmp[j]; j--; } tmp[j+1]=k; }
  return tmp[n/2];
}

// ===== MPU6050 =====
#define MPU_ADDR 0x68
float accX=0, accY=0, accZ=0;
float aMove = 0.0f;

void initMPU() {
  Wire.beginTransmission(MPU_ADDR);
  Wire.write(0x6B); Wire.write(0x00); // wake
  Wire.endTransmission();
}
void readMPU() {
  Wire.beginTransmission(MPU_ADDR);
  Wire.write(0x3B);
  if (Wire.endTransmission(false) != 0) return;
  if (Wire.requestFrom(MPU_ADDR, 6) != 6) return;
  int16_t ax = (Wire.read()<<8) | Wire.read();
  int16_t ay = (Wire.read()<<8) | Wire.read();
  int16_t az = (Wire.read()<<8) | Wire.read();
  accX = ax / 16384.0f; accY = ay / 16384.0f; accZ = az / 16384.0f;
  float aMag = sqrtf(accX*accX + accY*accY + accZ*accZ);
  aMove = fabsf(aMag - 1.0f);
}

// ===== Pulse detection =====
void detectPulse(float irSample) {
  float y = movingAvg(irSample);

```

```

emaDC = 0.995f*emaDC + 0.005f*y;
float v = y - emaDC;

emaVar = 0.995f*emaVar + 0.005f*(v*v);
float thr = 0.7f*sqrtf(emaVar) + 25.0f;

bool above = (v > thr);
uint32_t now = millis();
static const uint16_t IBI_MIN = 400; // 150 bpm
static const uint16_t IBI_MAX = 2000; // 30 bpm

if (above && !wasAbove) {
    uint32_t dt = now - lastBeat;
    if (lastBeat>0 && dt>=IBI_MIN && dt<=IBI_MAX) {
        // запис IBI і оновлення медіани
        ibiBuf[ibiIdx] = (uint16_t)dt;
        ibiIdx = (ibiIdx+1) % IBI_N; if (ibiFill < IBI_N) ibiFill++;

        float medIbi = medianIBI();
        if (medIbi > 0) {
            float curBpm = 60000.0f / medIbi;
            if (curBpm < 60.0f) curBpm = 60.0f;

            if (curBpm >= 40 && curBpm <= 180) {
                if (aMove > 0.08f) {
                    // не оновлюємо bpm
                } else {
                    static uint32_t lastUpdate = 0;
                    float maxStep = 3.0f * ((now - lastUpdate) / 1000.0f);
                    if (lastUpdate == 0) { bpm = curBpm; lastUpdate = now; }
                    else {
                        float diff = curBpm - bpm;
                        if (diff > maxStep) bpm += maxStep;
                        else if (diff < -maxStep) bpm -= maxStep;
                        else bpm = curBpm;
                        lastUpdate = now;
                    }
                    lastBpm = bpm;
                }
            }
        }
    }
}
lastBeat = now;
}

```

```

wasAbove = above;

if (aMove > 0.08f && lastBpm > 0) bpm = lastBpm;
}

// ===== WS helpers =====
void wsEvent(WStype_t type, uint8_t * payload, size_t length) {
  switch (type) {
    case WStype_CONNECTED:
      wsConnected = true;
      Serial.println("[WS] connected");
      break;
    case WStype_DISCONNECTED:
      wsConnected = false;
      Serial.println("[WS] disconnected");
      break;
    default: break;
  }
}

void connectWiFi() {
  WiFi.mode(WIFI_STA);
  WiFi.begin(WIFI_SSID, WIFI_PASS);
  Serial.printf("WiFi connect to %s ...\n", WIFI_SSID);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) { delay(300); Serial.print("."); }
  Serial.printf("\nWiFi OK: %s\n", WiFi.localIP().toString().c_str());
}

void connectWS() {
  ws.begin(WS_HOST, WS_PORT, WS_PATH);
  ws.onEvent(wsEvent);
  ws.setReconnectInterval(2000);
}

// ===== SETUP =====
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  delay(300);
  Serial.println("\nESP32 + TGAM + MAX30102 + MPU6050 + WS (HR as-
reference, EEG simplified)");

  connectWiFi();
  setupTime();
  connectWS();

  Wire.begin(21, 22);

```

```

Wire.setClock(100000);
Wire.setTimeout(2000);

initMAX30102();
initMPU();

TGAM.begin(TGAM_BAUD, SERIAL_8N1, TGAM_RX, TGAM_TX);

for (int i=0;i<MA_N;i++) maBuf[i]=0;
for (int i=0;i<IBI_N;i++) ibiBuf[i]=0;
emaDC=0; emaVar=0; wasAbove=false; lastBeat=0; bpm=0; lastBpm=0;
}

// ===== LOOP =====
void loop() {
  ws.loop();

  while (TGAM.available()) {
    if (!tg_readPacket()) TGAM.read();
  }

  uint8_t d[6];
  if (maxReadN(0x07, d, 6)) {
    uint32_t ir = ((uint32_t)d[3] << 16 | (uint32_t)d[4] << 8 | d[5]) & 0x3FFFF;
    detectPulse((float)ir);
  }

  // IMU ~20 Гц
  static uint32_t tIMU = 0;
  if (millis() - tIMU >= 50) { tIMU = millis(); readMPU(); }

  static uint32_t tSend = 0;
  if (millis() - tSend >= 100) {
    tSend = millis();
    uint64_t ts = nowEpochMs();

    char buf[360];
    int n = sprintf(buf, sizeof(buf),
      "{\"userId\":\"%s\",\"ts\":%llu,"
      "\"eeg\":{\"poor\":%d,\"attention\":%d,\"meditation\":%d},"
      "\"pulse\":{\"hr\":%.1f},"
      "\"motion\":{\"ax\":%.3f,\"ay\":%.3f,\"az\":%.3f,\"move\":%.3f}}",
      USER_ID,
      (unsigned long long)ts,

```

```

    poorSignal, attention, meditation,
    bpm,
    accX, accY, accZ, aMove
);

if (wsConnected && n>0 && n < (int)sizeof(buf)) {
    ws.sendTXT((uint8_t*)buf, n);
}

static uint32_t tHB = 0;
if (millis() - tHB >= 5000) {
    tHB = millis();
    ws.sendPing();
}
}

static uint32_t tP = 0;
if (millis() - tP >= 1000) {
    tP = millis();
    Serial.printf("EEG poor=%d att=%d med=%d | bpm=%.1f | move=%.3f |
ws=%s\n",
    poorSignal, attention, meditation, bpm, aMove, wsConnected?"OK":"...");
}
}

```

Лістинг Г.2 — Покращена версія скетчу для ESP32

```

#include <Arduino.h>
#include <WiFi.h>
#include <WebSocketsClient.h>
#include <time.h>
#include <Wire.h>
#include <math.h>

// ===== WiFi/WS =====
const char* WIFI_SSID = "TP-Link_FF42";
const char* WIFI_PASS = "18810240";
const char* WS_HOST = "192.168.0.111";
const uint16_t WS_PORT = 8080;
const char* WS_PATH = "/ingest";
const char* USER_ID = "user1";

WebSocketsClient ws;
bool wsConnected = false;

```

```

// ===== NTP (UTC) =====
void setupTime() {
  configTzTime("UTC0", "pool.ntp.org", "time.nist.gov");
  for (int i=0;i<50;i++) { time_t t = time(nullptr); if (t > 1700000000) break;
delay(100); }
}
uint64_t nowEpochMs() {
  struct timeval tv; gettimeofday(&tv, nullptr);
  if (tv.tv_sec > 1700000000) return (uint64_t)tv.tv_sec * 1000ULL +
(uint64_t)tv.tv_usec / 1000ULL;
  static uint64_t bootEpoch = 1700000000ULL * 1000ULL; return bootEpoch
+ millis();
}

// ===== TGAM =====
HardwareSerial TGAM(2);
const int TGAM_RX = 16, TGAM_TX = 17;
const uint32_t TGAM_BAUD = 57600;

int poorSignal = 200, attention = -1, meditation = -1, blinkVal = -1;
String eegState = "—";

bool tg_readByte(uint8_t &b, unsigned long to_ms = 50) {
  unsigned long t0 = millis();
  while (!TGAM.available()) { if (millis() - t0 > to_ms) return false; delay(1); }
  b = TGAM.read(); return true;
}
bool tg_readPacket() {
  uint8_t b;
  if (!tg_readByte(b) || b != 0xAA) return false;
  if (!tg_readByte(b) || b != 0xAA) return false;
  uint8_t len=0; if (!tg_readByte(len) || len==0 || len>169) return false;

  uint8_t payload[169], sum=0;
  for (int i=0;i<len;i++){ if(!tg_readByte(payload[i])) return false; sum +=
payload[i]; }
  uint8_t chk; if (!tg_readByte(chk)) return false;
  if (chk != ((~sum)&0xFF)) return false;

  int i=0;
  while (i<len) {
    uint8_t code = payload[i++];

```

```

    if (code >= 0x80) { if (i>=len) break; uint8_t vlen=payload[i++]; i += vlen;
}
    else {
        if (i>=len) break; uint8_t val = payload[i++];
        if (code==0x02) poorSignal = val;
        else if (code==0x04) attention = val;
        else if (code==0x05) meditation = val;
        else if (code==0x16) blinkVal = val;
    }
}
if (poorSignal==0) {
    if (attention>=70 && meditation<60) eegState="Фокус";
    else if (meditation>=70 && attention<60) eegState="Спокій";
    else if (attention>=70 && meditation>=70) eegState="Стабільний";
    else eegState="Нейтрально";
} else eegState="—";
return true;
}

// ===== MAX30102 (PPG) =====
#define MAX30102_ADDR 0x57
#define LED_CURRENT 0x18

void maxWrite(uint8_t reg, uint8_t val) {
    Wire.beginTransmission(MAX30102_ADDR); Wire.write(reg);
Wire.write(val); Wire.endTransmission();
}
bool maxReadN(uint8_t reg, uint8_t *buf, uint8_t len) {
    Wire.beginTransmission(MAX30102_ADDR); Wire.write(reg);
    if (Wire.endTransmission(false) != 0) return false;
    if (Wire.requestFrom((int)MAX30102_ADDR, (int)len) != (int)len) return
false;
    for (uint8_t i=0;i<len;i++) buf[i]=Wire.read(); return true;
}
void initMAX30102() {
    maxWrite(0x09, 0x40); delay(10);
    maxWrite(0x02, 0x00); maxWrite(0x03, 0x00);
    // FIFO_CFG: sample avg = 8 (011), rollover=1, almost_full=15 → 0x7F
    maxWrite(0x08, 0x7F);
    maxWrite(0x09, 0x03);
    maxWrite(0x0A, 0x23);
    maxWrite(0x0C, LED_CURRENT); maxWrite(0x0D, LED_CURRENT);
    maxWrite(0x04,0x00); maxWrite(0x05,0x00); maxWrite(0x06,0x00);
}

```

```

// ---- Detector BPM ----
const int MA_N = 8;
float maBuf[MA_N]={0}; int maIdx=0, maCnt=0;
float emaDC=0, emaVar=0;
bool armed=true;
uint32_t lastBeat=0;
float bpm=0, lastBpm=0, bpmSmoothed=0;

const int IBI_N=7;
uint16_t ibiBuf[IBI_N]={0}; int ibiIdx=0, ibiFill=0;

float movingAvg(float x){
  maBuf[maIdx]=x; maIdx=(maIdx+1)%MA_N; if(maCnt<MA_N) maCnt++;
  float s=0; for(int i=0;i<maCnt;i++) s+=maBuf[i]; return s/(float)maCnt;
}
float medianIBI(){
  if(!ibiFill) return 0; uint16_t tmp[IBI_N]; int n=ibiFill;
  for(int i=0;i<n;i++) tmp[i]=ibiBuf[i];
  for(int i=1;i<n;i++){ uint16_t k=tmp[i]; int j=i-1; while(j>=0 &&
tmp[j]>k){tmp[j+1]=tmp[j]; j--;} tmp[j+1]=k; }
  return tmp[n/2];
}

// ===== MPU6050 =====
#define MPU_ADDR 0x68
float accX=0, accY=0, accZ=0, aMove=0.0f;

void initMPU() {
  Wire.beginTransmission(MPU_ADDR); Wire.write(0x6B);
Wire.write(0x00); Wire.endTransmission();
}
void readMPU() {
  Wire.beginTransmission(MPU_ADDR); Wire.write(0x3B);
  if (Wire.endTransmission(false)!=0) return;
  if (Wire.requestFrom(MPU_ADDR,6)!=6) return;
  int16_t ax=(Wire.read()<<8)|Wire.read();
  int16_t ay=(Wire.read()<<8)|Wire.read();
  int16_t az=(Wire.read()<<8)|Wire.read();
  accX=ax/16384.0f; accY=ay/16384.0f; accZ=az/16384.0f;
  float aMag = sqrtf(accX*accX + accY*accY + accZ*accZ);
  aMove = fabsf(aMag - 1.0f);
}

void detectPulse(float irSample) {

```

```

float y = movingAvg(irSample);
emaDC = 0.995f*emaDC + 0.005f*y;
float v = y - emaDC;

float absV = fabsf(v);
static const float AC_MIN = 0.5f;
static const float AC_MAX = 120000.0f;
bool ac_bad = (absV < AC_MIN) || (absV > AC_MAX);

emaVar = 0.995f*emaVar + 0.005f*(v*v);
float sigma = sqrtf(max(emaVar, 0.0f));
float base = 0.5f*sigma + 8.0f; // м'якше, ніж було
float thrUp = base;
float thrDn = base * 0.6f;

static bool above=false;
if (armed) {
    if (v > thrUp) { above = true; }
} else {
    if (v < thrDn) { above = false; armed = true; }
}

if (armed && v > thrUp) {
    uint32_t now = millis();
    if (lastBeat == 0) {
        lastBeat = now;
        armed = false;
        return;
    }

    uint32_t dt = now - lastBeat;
    static const uint16_t IBI_MIN = 450; // 133 bpm
    static const uint16_t IBI_MAX = 2000; // 30 bpm
    bool plausible = (dt >= IBI_MIN && dt <= IBI_MAX);

    float medPrev = medianIBI();
    if (plausible && medPrev > 0) {
        float lower = medPrev * 0.60f;
        float upper = medPrev * 1.60f;
        if (dt < lower || dt > upper) plausible = false;
    }

    if (plausible && !ac_bad && emaVar > 1.0f) {
        armed = false;
    }
}

```

```

lastBeat = now;

uint16_t ibi = (uint16_t)dt;
ibiBuf[ibiIdx]=ibi; ibiIdx=(ibiIdx+1)%IBI_N; if(ibiFill<IBI_N) ibiFill++;
float medIbi = medianIBI();
if (medIbi>0) {
    float curBpm = 60000.0f / medIbi;
    if (curBpm>=40 && curBpm<=180) {
        if (aMove > 0.07f) {
        } else {
            static uint32_t lastUpdate=0;
            float dtSec = (lastUpdate==0)? 0.0f : (now - lastUpdate)/1000.0f;
            float maxStep = 0.5f * dtSec; // ~0.5 bpm/c
            if (lastUpdate==0) { bpm = curBpm; bpmSmoothed=curBpm;
lastUpdate=now; }
            else {
                float alpha = (aMove<0.02f)? 0.20f : 0.12f;
                float emaHR = bpmSmoothed + alpha*(curBpm - bpmSmoothed);
                float diff = emaHR - bpm;
                if (diff > maxStep) bpm += maxStep;
                else if (diff < -maxStep) bpm -= maxStep;
                else bpm = emaHR;
                bpmSmoothed = emaHR;
                lastUpdate = now;
            }
            lastBpm = bpm;
        }
    }
} else {
    lastBeat = now;
    armed = false;
}
}

// ===== WS helpers / setup / loop =====
void wsEvent(WStype_t type, uint8_t * payload, size_t length) {
    switch (type) {
        case WStype_CONNECTED: wsConnected = true; Serial.println("[WS]
connected"); break;
        case WStype_DISCONNECTED:wsConnected = false; Serial.println("[WS]
disconnected"); break;
        default: break;
    }
}

```

```

    }
  }
  void connectWiFi() {
    WiFi.mode(WIFI_STA);
    WiFi.begin(WIFI_SSID, WIFI_PASS);
    Serial.printf("WiFi connect to %s ...\n", WIFI_SSID);
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) { delay(300); Serial.print("."); }
    Serial.printf("\nWiFi OK: %s\n", WiFi.localIP().toString().c_str());
  }
  void connectWS() {
    ws.begin(WS_HOST, WS_PORT, WS_PATH);
    ws.onEvent(wsEvent);
    ws.setReconnectInterval(2000);
  }

  void setup() {
    Serial.begin(115200); delay(300);
    Serial.println("\nESP32 + TGAM + MAX30102 + MPU6050 + WS (HR
fixed)");

    connectWiFi();
    setTime();
    connectWS();

    Wire.begin(21,22); Wire.setClock(100000); Wire.setTimeout(2000);
    initMAX30102(); initMPU();
    TGAM.begin(TGAM_BAUD, SERIAL_8N1, TGAM_RX, TGAM_TX);
  }

  void loop() {
    ws.loop();

    while (TGAM.available()) { if (!tg_readPacket()) TGAM.read(); }

    uint8_t d[6];
    if (maxReadN(0x07, d, 6)) {
      // uint32_t red = ((uint32_t)d[0] << 16 | (uint32_t)d[1] << 8 | d[2]) &
0x3FFFF;
      uint32_t ir = ((uint32_t)d[3] << 16 | (uint32_t)d[4] << 8 | d[5]) & 0x3FFFF;
      detectPulse((float)ir);
    }

    static uint32_t tIMU=0; if (millis()-tIMU>=50) { tIMU=millis(); readMPU();
  }
}

```

```

static uint32_t tSend=0;
if (millis()-tSend>=100) {
  tSend=millis();
  uint64_t ts = nowEpochMs();

  int attOut = (poorSignal==0)? attention : -1;
  int medOut = (poorSignal==0)? meditation: -1;

  char buf[360];
  int n = snprintf(buf,sizeof(buf),
    "{\"userId\":\"%s\",\"ts\":%llu,"
    "\"eeg\":{\"poor\":%d,\"attention\":%d,\"meditation\":%d},"
    "\"pulse\":{\"hr\":%.1f},"
    "\"motion\":{\"ax\":%.3f,\"ay\":%.3f,\"az\":%.3f}}",
    USER_ID, (unsigned long long)ts,
    poorSignal, attOut, medOut,
    bpm,
    accX, accY, accZ
  );
  if (wsConnected && n>0 && n<(int)sizeof(buf))
ws.sendTXT((uint8_t*)buf, n);
  static uint32_t tHB=0; if (millis()-tHB>=5000) { tHB=millis();
ws.sendPing(); }
}

static uint32_t tP=0;
if (millis()-tP>=1000) {
  tP=millis();
  Serial.printf("EEG poor=%d att=%d med=%d | bpm=%.1f | move=%.3f |
ws=%s\n",
    poorSignal, attention, meditation, bpm, aMove, wsConnected?"OK":"...");
}
}

```

ДОДАТОК Е

Структура файлів у веб-додатку

web/

├─ node_modules/

├─ package.json

├─ package-lock.json

├─ postcss.config.js

├─ tailwind.config.js

├─ tsconfig.json

├─ vite.config.ts

└─ src/

├─ index.html

├─ index.css

├─ main.tsx

├─ App.tsx

├─ config.ts

├─ ws.ts

├─ components/

│ └─ UserCard.tsx

│ └─ ChartsModal.tsx

│ └─ Logo.tsx

└─ pages/

├─ HomePage.tsx

├─ GuidePage.tsx

└─ FilesPage.tsx

ДОДАТОК Ж

Функціональна схема апаратної частини системи

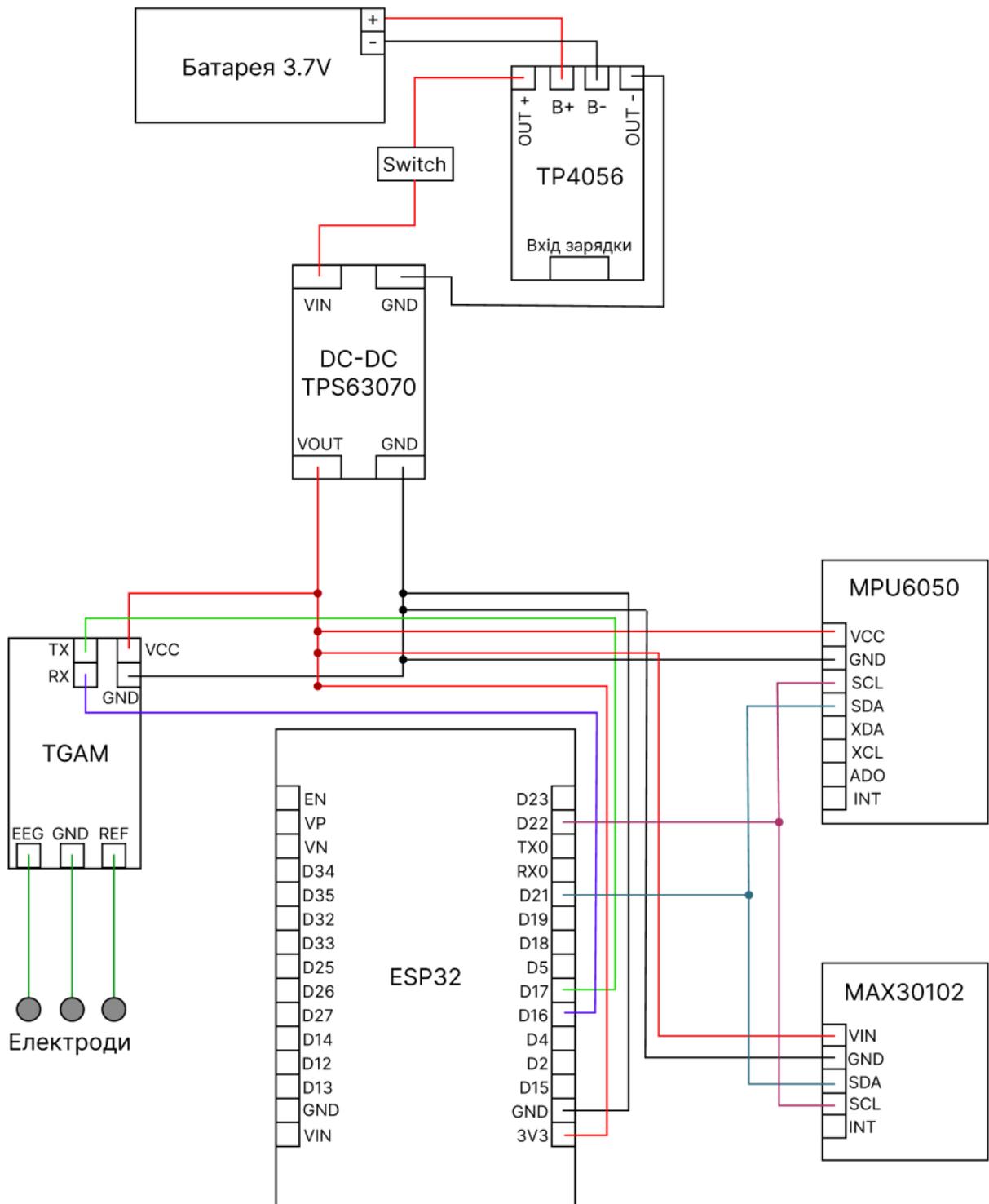


Рисунок Е.1 — Функціональна схема