

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ «КИЇВСЬКИЙ
ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОНІКИ

КАФЕДРА КОНСТРУЮВАННЯ ЕЛЕКТРОННО-ОБЧИСЛЮВАЛЬНОЇ АПАРАТУРИ

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ О. М. Лисенко

(підпис) (прізвище, ініціали)

« ____ » червня 2025р.

Дипломний проект

на здобуття ступеня бакалавра

зі спеціальності: 172 "Телекомунікації та радіотехніка"

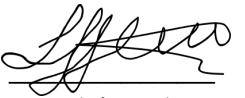
(код та назва напряму підготовки або спеціальності)

на тему: Портативний пристрій для збору даних мозкової активності людини

Виконала: студентка IV курсу, групи ДК-11

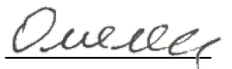
Бондар Руслана Володимирівна

(прізвище, ім'я, по батькові)


(підпис)

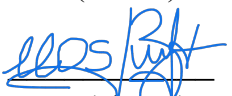
Керівник ст. викл., PhD Омелян А. В.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, ініціали прізвище)


(підпис)

Рецензент Провідний інженер ТОВ «РАДІОНІКС» Адаменко І.О.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, ініціали та прізвище)


(підпис)

Засвідчую, що у цьому дипломному проекті немає
запозичень з праць інших авторів без відповідних
посилань.

Студент _____

(підпис)

Київ - 2025 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет електроніки

Кафедра конструювання електронно-обчислювальної апаратури

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність 172 "Телекомунікації та радіотехніка"
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ О. М. Лисенко
(підпис) (ініціали, прізвище)

«___» __червня__ 2025 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проект студентці

Бондар Руслані Володимирівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту Портативний пристрій для збору даних мозкової активності людини

керівник проекту Омелян А. В. затверджені наказом по університету від «3» травня 2025 р. № 1885-с

2. Термін подання студентом проекту 17 червня 2025р

3. Вихідні дані до проекту. Пристрій повинен зчитувати електроенцефалографічні сигнали з нейрогарнітури, а також здійснювати запис відео та аудіо навколишнього середовища. Усі дані мають зберігатися на носії інформації. Кліматичне виконання УХЛ 4 згідно ДСТУ 8215:2015. Вимоги до конструкції: компактність та легкість.

4. Зміст пояснювальної записки:

- аналіз технічного завдання;
- розробка структурної схеми приладу та схеми електричної принципової;

- обґрунтування вибору елементної бази;
- обґрунтування вибору матеріалу друкованої плати;
- конструкторсько-технологічні та електричні розрахунки
- розрахунок надійності та віброміцності друкованої плати;
- проектування друкованого вузлу у САПР Altium Designer;
- розробка програмного забезпечення;
- висновки.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслень, плакатів, презентацій тощо):

- Перелік елементів (ДК11.467219.001ПЕЗ);
- Схема електрична принципова (ДК11.467219.001ЕЗ);
- Складальне креслення (ДК11.467219.001СК);
- Плата друкована (ДК11.467219.001 ДП);
- Специфікація (ДК11.467219.001);

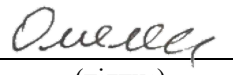
6. Дата видачі завдання 16.02.2025

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Строк виконання етапів проекту	Примітка
1	Аналіз технічного завдання	05.03.25-10.03.25	виконано
2	Вибір елементної бази та друкованої плати	11.03.25-16.03.25	виконано
3	Схемотехнічне проектування	17.03.25-05.04.25	виконано
4	Конструкторсько-технологічні розрахунки	12.04.25-21.04.25	виконано
5	Електричний розрахунок друкованої плати	22.04.25-02.05.25	виконано
6	Розрахунок віброміцності та надійності друкованої плати	03.05.25-13.05.25	виконано
7	Проектування у Altium Designer	14.05.25-18.05.25	виконано
8	Виконання креслень друкованої плати та складального креслення друкованого вузлу	19.05.25-29.05.25	виконано
9	Оформлення пояснювальної записки	30.05.25-07.06.25	виконано

Студентка 
(підпис)

Бондар Р. В.
(ініціали та прізвище)

Керівник проекту 
(підпис)

Омелян А. В.
(ініціали та прізвище)

Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: Портативний пристрій для збору даних мозкової активності людини

АНОТАЦІЯ

У пояснювальній записці обсягом 72 сторінок представлено результати дипломного проєкту, що складається з чотирьох розділів та базується на 20 джерелах.

Метою даного дипломного проєкту є розробка портативного, неінвазивного пристрою для збору, бездротової передачі та попереднього аналізу мозкової активності людини, що дозволить здійснювати експериментальні дослідження взаємозв'язку між зовнішніми чинниками та функціональним станом головного мозку.

У ході роботи здійснено аналіз аналогічних пристроїв, сформульовано технічне завдання, розроблено структурну і електричну принципову схеми. Обґрунтовано вибір основних компонентів. Створено друкований вузол, виконано моделювання температурного режиму, перевірку віброміцності, аналіз надійності елементів.

Розраховано середній час безвідмовної роботи, який перевищує 220 тис. годин, а також частоту власних коливань — понад 2400 Гц. Одержані значення відповідають вимогам до переносних пристроїв. Програмне забезпечення розроблено мовою C, функцій декодування та обробки даних у реальному часі.

Результатом роботи став портативний пристрій для збирання нейроданих під впливом навколишнього середовища, готовий до впровадження у більш складні системи мозок-комп'ютер.

Ключові слова: нейроінтерфейс, EEG, MindWave, ESP32, нейрогарнітура, обробка сигналів, мозок-комп'ютер.

ABSTRACT

The explanatory note, comprising 72 pages, presents the results of the diploma project, which consists of four sections and is based on 20 sources.

The aim of this diploma project is to develop a portable, non-invasive device for collecting, wirelessly transmitting, and preliminarily analyzing human brain activity. This device will enable experimental studies on the relationship between external factors and the functional state of the brain.

During the course of the work, an analysis of similar devices was conducted, a technical specification was formulated, and structural and electrical circuit diagrams were developed. The selection of key components was justified. A printed circuit module was created, followed by thermal modeling, vibration resistance testing, and reliability analysis of the components.

The calculated mean time between failures exceeds 220,000 hours, and the natural frequency is over 2400 Hz. These results meet the requirements for portable devices. The software was developed in C and includes real-time data decoding and processing functions.

The outcome of the project is a portable device for collecting neural data under the influence of environmental factors, ready to be integrated into more complex brain-computer interface systems.

Keywords: neurointerface, EEG, MindWave, ESP32, neuroheadset, signal processing, brain-computer interface.

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	4
ВСТУП	5
1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ ТА АНАЛІЗ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ	7
1.1 Теоретичні відомості	7
1.2 Огляд існуючих рішень	10
1.3 Аналіз технічного завдання	14
Висновки до розділу	14
2 СХЕМОТЕХНІЧНЕ ПРОЄКТУВАННЯ.....	16
2.1 Розробка структурної схеми пристрою.....	16
2.2 Вибір компонентної бази.....	17
2.2.1 Гарнітура.....	17
2.2.2 Мікрофон	19
2.2.3 Носій інформації	20
2.2.4 Мікроконтроллер	21
2.2.5 Вибір камери.....	22
2.2.6 Вибір лінійних стабілізаторів	23
2.2.7 Вибір роз'єму живлення.....	25
2.3 Розробка схеми електричної-принципової.....	25
2.3.1 Схема живлення	25
2.3.2 Блок SD-holder.....	26
2.3.3 Роз'єм камери	27
2.3.4 Підключення мікрофону	28

					<i>ДК11.46219.001 ПЗ</i>		
Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	<i>Портативний пристрій для збору даних мозкової активності людини</i>		
Розроб.		Бондар Р. В.	<i>[Підпис]</i>				
Перевір.		Омелян А. В.	<i>[Підпис]</i>				
Реценз.			<i>[Підпис]</i>				
Н. Контр.		Гудар В. Г.	<i>[Підпис]</i>				
Затверд.		Омелян А. В.	<i>[Підпис]</i>		Літ. Арк. Акрушів		
					1 72		
					КПІ ім. Ігоря Сікорського, ФЕЛ, гр. ДК-11		

2.3.5 Статична пам'ять	29
2.3.6 Роз'єм живлення.....	30
2.3.7 Роз'єм для програмування	30
2.3.8 Схема перезавантаження.....	31
2.3.9 Світлодіод	32
2.3.10 Модуль ESP32S	33
Висновки до розділу	35
3 ПРОЄКТУВАННЯ ДРУКОВАНОГО ВУЗЛА	36
3.1 Вибір типу та матеріалу друкованої плати.....	36
3.2 Вибір класу точності друкованої плати.....	37
3.3 Метод виготовлення друкованої плати.....	39
3.4 Розміщення компонентів.....	40
3.5 Розрахунок елементів друкованого монтажу.....	44
3.5.1 Визначення мінімальної ширини друкованого провідника з урахуванням постійного струму для ланцюгів живлення та заземлення.....	44
3.5.2 Розрахунок мінімальної ширини провідника з урахуванням допустимого значення падіння напруги	46
3.5.3 Визначення мінімальної ширини друкованого провідника з урахуванням ефекту підтравлення	46
3.5.4 Визначення максимальної ширини друкованого провідника з урахуванням ефекту підтравлення	47
3.6 Розрахунок надійності друкованого вузла	47
3.6.1 Розрахунок коефіцієнтів електричного навантаження	48
3.7 Розрахунок віброміцності друкованого вузлу	52
3.8 Проєктування друкованої плати у середовищі Altium Designer	55
3.8.1 Створення проєкту	56
3.8.2 Створення бібліотеки умовних графічних позначень.....	56
3.8.3 Створення бібліотеки посадкових місць	56

3.8.4 Створення схеми електричної принципової.....	57
3.8.5 Трасування друкованої плати	57
3.8.6 Підготовка вихідної документації	57
Висновок до розділу	57
4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	59
4.1 Основні функції програмного забезпечення	59
4.2 Блок-схема роботи	59
4.3 Взаємодія з периферійними пристроями.....	61
4.3.1 Взаємодія з гарнітурою	61
4.3.2 Взаємодія з камерою.....	61
4.3.3 Взаємодія з мікрофоном.....	62
4.4 Середовище розробки.....	63
4.5 Інструкція користувача.....	63
Висновок до розділу	63
ВИСНОВКИ.....	65
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	67
Додаток А Технічне завдання на проєктування.....	70

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ЕЕГ - Електроенцефалографія

BCI (Brain-Computer Interface) - це технологія, яка дозволяє здійснювати прямий зв'язок між мозком людини (або іншої істоти) і зовнішнім пристроєм

GPIO (General-purpose input/output) - інтерфейс введення/виведення загального призначення.

USB (Universal Serial Bus) - універсальна послідовна шина

IDE (Integrated Development Environment) - інтегроване середовище розробки

I2C(Inter-Integrated Circuit) - міжінтегральна система

SPI(Serial Peripheral Interface) - послідовний периферійний інтерфейс

MIPI(Mobile Industrial Processor Interface) - інтерфейс для передачі зображень з камери на хост-платформу

ДП - друкована плата

МО - монтажний отвір

КМ - контактний майданчик

САПР - система автоматизованого проектування

UART(universal asynchronous receiver/transmitter) - універсальний асинхронний приймач/передавач

ТЗ - технічне завдання

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		4

ВСТУП

Ідея дослідження активності головного мозку людини виникла ще на початку XX століття, коли Ганс Бергер у 1924 році вперше зафіксував електричну активність мозку за допомогою електроенцефалографії (ЕЕГ) [1]. З того часу електрофізіологічні методи дослідження активно розвивалися, дозволяючи реєструвати сигнали мозку з високою точністю. Проте більшість таких досліджень довгий час проводилися виключно в умовах лабораторій, із використанням складного стаціонарного обладнання, доступного лише фахівцям.

Протягом останніх десятиліть розвиток мікроелектроніки, мікроконтролерів, цифрових датчиків та бездротових технологій сприяв створенню компактних, мобільних і навіть споживчих пристроїв для реєстрації мозкової активності. Такі системи стали основою для нової галузі — нейротехнологій, які поєднують інженерію, біологію, медицину й інформатику. Сьогодні на ринку існують портативні ЕЕГ-пристрої для медичних, дослідницьких, освітніх і навіть розважальних цілей. Наприклад, нейроінтерфейси використовуються в іграх, у пристроях для концентрації та медитації, а також для керування зовнішніми системами (роботами, курсорами тощо) силою думки.

Одним із найгучніших сучасних проєктів у цій галузі є Neuralink, заснований Ілоном Маском [2]. У 2024 році компанія представила імплантований чип, який дозволяє людині з паралічем управляти комп'ютером думкою, а нещодавно — працює над проєктом, що дозволяє частково відновити зір. Хоча такі проєкти мають величезний потенціал, вони передбачають хірургічне втручання в організм, що викликає етичні та медичні питання, і не підходить для масового використання.

У той же час безінвазивні портативні рішення — зокрема, на основі поверхневих ЕЕГ-сенсорів — залишаються доступнішими та безпечнішими для широкого кола користувачів. Ці пристрої не потребують спеціального навчання або медичного супроводу й можуть застосовуватись у повсякденному житті для моніторингу стану користувача, вивчення його реакцій на середовище, зниження стресу чи покращення когнітивної продуктивності.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		5

Сучасне суспільство перебуває в умовах постійного інформаційного навантаження та стрімких змін навколишнього середовища. Психоемоційний стан людини, її концентрація, працездатність і навіть сон тісно пов'язані з параметрами зовнішнього середовища. Вивчення того, як змінюється мозкова активність людини в різних умовах, дозволяє розробляти персоналізовані рішення для покращення самопочуття, ефективності та здоров'я. На цьому фоні створення простого, зручного та автономного пристрою для збору та аналізу сигналів мозку в реальних умовах середовища є не лише актуальним, а й необхідним кроком до розвитку індивідуалізованої нейромоніторингової техніки.

Метою даного дипломного проєкту є розробка портативного, неінвазивного пристрою для збору, бездротової передачі та попереднього аналізу мозкової активності людини, що дозволить здійснювати експериментальні дослідження взаємозв'язку між зовнішніми чинниками та функціональним станом головного мозку. Розроблений пристрій повинен виконувати такі основні функції: зчитування електричних сигналів мозку за допомогою ЕЕГ-сенсора; попередню обробку даних на базовому мікроконтролері; бездротову передачу даних на комп'ютер або мобільний пристрій через Bluetooth; реєстрацію параметрів оточення, таких як відео- та аудіоінформації за допомогою камери та мікрофона. Такий підхід забезпечить комплексне вимірювання як мозкової активності людини, так і впливу зовнішнього середовища. Надалі це дозволить за допомогою аналізу отриманих даних виявити закономірності та взаємозв'язки між зовнішніми умовами та реакцією мозку. Завдяки своїй універсальності та доступності, пристрій може використовуватися в експериментах у сферах освіти, психології, спорту, медицини тощо, без потреби у складному професійному обладнанні або спеціальній підготовці користувача.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		6

1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ ТА АНАЛІЗ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ

1.1 Теоретичні відомості

Електроенцефалографія (ЕЕГ) — це метод дослідження електричної активності головного мозку, що здійснюється шляхом реєстрації електричних потенціалів з поверхні шкіри голови. Ці потенціали виникають унаслідок електричної активності нейронів, які взаємодіють між собою під час виконання різних фізіологічних і когнітивних функцій.

Електроди, що використовуються в ЕЕГ, не передають електричний струм, а лише фіксують слабкі електричні сигнали, які виникають унаслідок активності нейронів. Ці сигнали мають дуже низьку амплітуду (від 10 до 100 мкВ) і потребують підсилення та фільтрації для подальшого аналізу. Сучасні ЕЕГ-системи використовують високочутливі підсилювачі та цифрові фільтри для обробки сигналів.

Проведення електроенцефалографічного обстеження за допомогою багатоканального ЕЕГ-апарата зображено на рис.1.1 .



Рисунок 1.1 - Багатоканальний електроенцефалограф у роботі

ЕЕГ широко використовується у медицині для діагностики епілепсії, розладів сну, травм головного мозку, а також у психології та нейронауках для вивчення

мозкової активності. У сучасних технологіях ЕЕГ знайшла застосування у створенні інтерфейсів «мозок-комп'ютер» (BCI), що дозволяють керувати пристроями за допомогою мозкових сигналів.

Сигнали ЕЕГ поділяються на кілька частотних діапазонів:

- Дельта-хвилі (0.5–4 Гц) — спостерігаються під час глибокого сну;
- Тета-хвилі (4–8 Гц) — характерні для станів релаксації, легкої сонливості або медитації;

- Альфа-хвилі (8–13 Гц) — виникають у стані спокою з заплющеними очима;
- Бета-хвилі (13–30 Гц) — асоціюються з активною розумовою діяльністю, концентрацією;

- Гамма-хвилі (30–100 Гц) — пов'язані з високорівневою когнітивною активністю, пам'яттю, навчанням.

Кожна ділянка кори головного мозку відповідає за певні функції, що також враховується під час аналізу ЕЕГ:

- Лобова частка — відповідає за планування, мотивацію, прийняття рішень, рухову активність;

- Тім'яна частка — бере участь в обробці сенсорної інформації (дотик, тиск, температура), орієнтації у просторі;

- Скронева частка — відповідає за слухову обробку, пам'ять та мову;

- Потилична частка — головний центр зору, обробка візуальної інформації.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		8

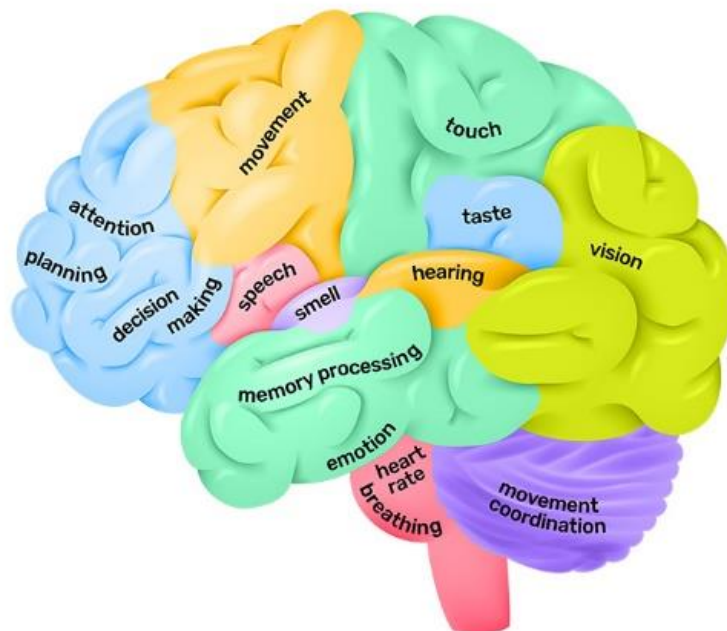


Рисунок 1.2 - Функціональні зони кори головного мозку людини

Розташування електродів на ЕЕГ-гарнітурі використовує міжнародну систему 10–20, яка забезпечує стандартне позиціонування електродів відповідно до анатомічних орієнтирів черепа. Назви точок формуються з літер, що відповідають зонам мозку (F — frontal, P — parietal, T — temporal, O — occipital, C — central) і цифр, що вказують на розташування (парні — права півкуля, непарні — ліва).

У назві системи "10-20" числа "10" і "20" вказують на відсоткові відстані між електродами. Це означає, що електроди розміщуються на відстані 10% або 20% від довжини певного сегмента голови. Наприклад, при вимірюванні відстані від чола до потилиці, електроди встановлюються на відстанях, що відповідають 10% або 20% цієї довжини.

Інші вимірювання проводяться з одного боку голови до іншого — від одного вуха до іншого, через верхівку голови. Орієнтирами при цьому слугують такі частини вуха, як козелок (маленький хрящ попереду слухового проходу), вушна раковина та соскоподібний відросток (кістка за вухом) (рис.1.3).

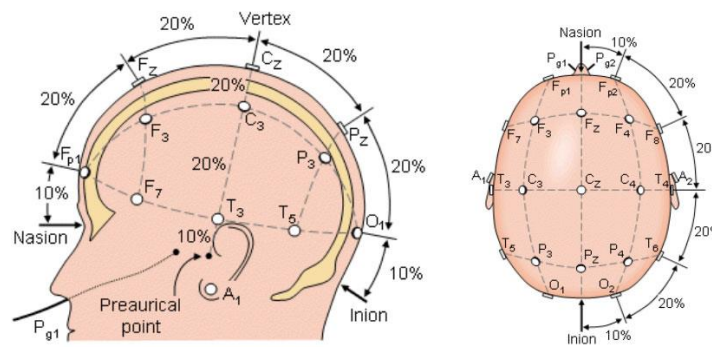


Рисунок 1.3 – Схема розміщення електродів за міжнародною системою 10–20

Це дозволяє кожному електроду охоплювати сигнали від відповідної частини кори головного мозку, що дає змогу точно виявляти активність у різних зонах.

Завдяки такому розподілу, аналіз активності в окремих зонах мозку дозволяє робити висновки про функціональний стан людини. Наприклад, підвищена активність у лобовій частці може свідчити про концентрацію або ментальне зусилля.

Існують два основні типи електродів, які використовуються в ЕЕГ: вологі (гелеві) та сухі. Вологі електроди перед початком вимірювання потребують нанесення спеціального електропровідного гелю, що зменшує опір між шкірою та електродом і забезпечує кращу якість сигналу. Вони зазвичай використовуються в клінічних умовах для досягнення високої точності. Натомість сухі електроди не потребують гелю, зручніші у використанні та підходять для портативних або споживчих пристроїв, хоча можуть давати менш стабільний сигнал через вищий контактний опір.

Таким чином, електроенцефалографія є потужним неінвазивним методом, що дає змогу отримувати цінну інформацію про стан мозку і використовувати її в медичних, дослідницьких та інженерних цілях, зокрема для реалізації систем, які реагують на психофізіологічний стан користувача.

1.2 Огляд існуючих рішень

На сьогоднішній день існує широкий спектр систем для реєстрації електроенцефалограм, які застосовуються у медицині, наукових дослідженнях та психофізіологічних експериментах. Одним з найпоширеніших типів є стаціонарні

електроенцефалографи, що використовуються в лікарнях та дослідницьких лабораторіях.

Такі системи зазвичай включають велику кількість електродів (від 16 до 64 і більше), які кріпляться до шкіри голови пацієнта через спеціальний шолом або капу. Сигнали з електродів передаються на центральний блок обробки, підключений до комп'ютера. Часто в комплект також входить медичне програмне забезпечення для візуалізації, фільтрації та аналізу даних.

На ринку присутні різноманітні пристрої для реєстрації електроенцефалограм, які можна розділити на декілька класів:

1. Стаціонарна станція

Одним з представників даного класу пристроїв є **Nihon Kohden EEG-1200** — професійна багатоканальна система, яка забезпечує високоточну реєстрацію мозкової активності. Вона має великий функціонал, але вимагає налаштування кваліфікованим персоналом (рис. 1.4).



Рисунок 1.4 - Стаціонарна система електроенцефалографії Nihon Kohden Neurofax EEG-1200

Основними недоліками стаціонарних систем є:

- великі габарити та вага;
- необхідність підключення до електромережі;
- висока вартість;
- обмежена мобільність.

Такі установки не призначені для повсякденного чи польового використання.

2. Портативна наукова гарнітура

Яскравим представником даного класу є **OpenBCI** — відкрита платформа для збору біоелектричних сигналів мозку, м'язів та очей. Найбільш поширена конфігурація включає гарнітуру **Ultracortex Mark IV** разом із платою **Cyton** (8 каналів) або **Cyton + Daisy** (16 каналів). Система підтримує сухі або гелеві електроди, передає дані з використанням Bluetooth або USB, і може бути налаштована під потреби користувача завдяки відкритому коду.

OpenBCI орієнтована в першу чергу на наукові дослідження та експерименти в галузі нейроінтерфейсів. Вона сумісна з популярними середовищами, такими як OpenViBE, MATLAB, Python, і має активну спільноту розробників.



Рисунок 1.5 – Гарнітура OpenBCI

Основними перевагами є гнучкість, розширюваність та можливість повного контролю над зчитуванням та аналізом сигналів. Водночас, недоліками можна вважати високу вартість, складність у налаштуванні, а також необхідність правильно розміщувати електроди, що іноді потребує використання гелю.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		12

OpenBCI є потужним інструментом для дослідницьких проєктів, але менш зручним для повсякденного або споживчого використання.

3. Портативна користувацька гарнітура

Одним з представників даного класу пристроїв є **Emotiv Insight** – EEG-гарнітурою з п'ятьма сухими сенсорами, що дозволяє фіксувати електричну активність мозку без застосування спеціальних гелів. Передача даних здійснюється за допомогою Bluetooth, а вбудований акумулятор забезпечує автономну роботу пристрою, що робить його зручним для щоденного використання. Гарнітура сумісна з операційними системами Windows, Android, iOS та macOS, а також підтримує спеціалізоване програмне забезпечення EmotivPRO і SDK для розробників.

Основними перевагами пристрою є легка та портативна конструкція, швидке підключення без складної підготовки, що дозволяє застосовувати його в польових дослідженнях.

Водночас, до недоліків варто віднести досить високу вартість, що може ускладнити його використання в домашніх умовах.



Рисунок 1.6 – Гарнітура Emotiv Insight

Emotiv Insight є ефективним інструментом для досліджень у сфері нейронауки, розробки інтерфейсів «мозок-комп'ютер», а також для особистого моніторингу таких параметрів, як стрес, концентрація та настрої.

1.3 Аналіз технічного завдання

Розглянуті існуючі технічні рішення не задовольняють вимог технічного завдання (Додаток А). Згідно технічного завдання цей пристрій повинен вимірювати не тільки активність кори головного мозку, а й фіксувати рівень впливу навколишнього середовища шляхом дублювання інформації, яка надходить до мозку людини за допомогою органів чуттів (слуху та зору).

Так як, пристрої, які відносяться до класу стаціонарних не дозволяють проводити дослідження за межами лабораторії, а пристрої, які відносяться до класу наукових портативних пристроїв мають високу вартість, тому вирішення технічного завдання буде здійснено за рахунок використання користувацької гарнітури низької вартості з додаванням необхідного функціоналу.

Фіксація рівня впливу навколишнього середовища буде здійснюватися шляхом використання мікрофону та камери.

Висновки до розділу

З'ясовано , що електроенцефалографія — це метод дослідження електричної активності головного мозку, що здійснюється шляхом реєстрації електричних потенціалів з поверхні шкіри голови.

Кожна ділянка кори головного мозку відповідає за певні функції:

- Лобова частка — відповідає за планування, мотивацію, прийняття рішень, рухову активність;
- Тім'яна частка — бере участь в обробці сенсорної інформації (дотик, тиск, температура), орієнтації у просторі;
- Скронева частка — відповідає за слухову обробку, пам'ять та мову;
- Потилична частка — головний центр зору, обробка візуальної інформації.

Сигнали ЕЕГ поділяються на кілька частотних діапазонів: Дельта-хвилі, Тета-хвилі, Альфа-хвилі, Бета-хвилі, Гамма-хвилі.

Розташування електродів на ЕЕГ-гарнітурі використовує міжнародну систему 10–20. Назви точок формуються з літер, що відповідають зонам мозку і цифр, що вказують на розташування.

На ринку присутні різноманітні пристрої для реєстрації електроенцефалограм, які можна розділити на декілька класів: стаціонарні, портативні наукові, портативні користувацькі.

Так як розглянуті існуючі технічні рішення не задовольняють вимог технічного завдання (Додаток А), тому вирішення технічного завдання буде здійснено за рахунок використання користувацької гарнітури низької вартості з додаванням необхідного функціоналу (використання мікрофону та камери для фіксація рівня впливу навколишнього середовища).

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2 СХЕМОТЕХНІЧНЕ ПРОЄКТУВАННЯ

2.1 Розробка структурної схеми пристрою

Для побудови системи, здатної одночасно записувати дані мозкової активності з нейрогарнітури, аудіо з мікрофона та відео з камери, розроблено структурну схему пристрою, наведеної на рисунку 2.1.

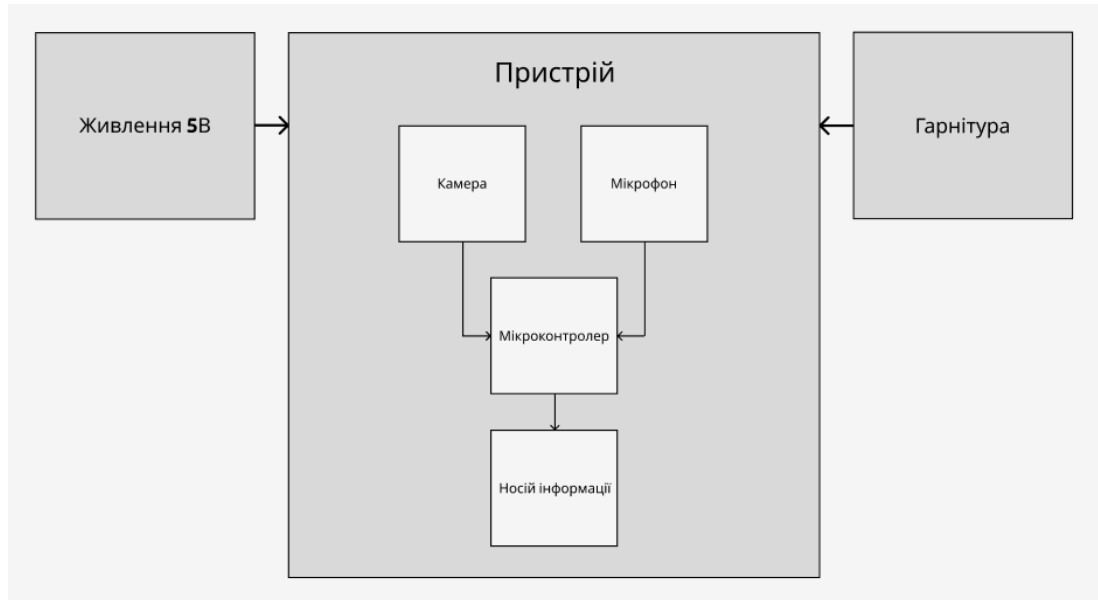


Рисунок 2.1 - Структурна схема пристрою

Структура складається з шести основних функціональних блоків:

- Гарнітура (нейроінтерфейс) – виконує вимірювання активності кори головного мозку;
- Мікрофон – забезпечує запис звукової інформації оточуючого середовища;
- Камера – здійснює фото/відео зйомку навколишнього середовища (очима користувача);
- Мікроконтролер – є центральним елементом системи, що керує взаємодією між усіма компонентами;
- Носій інформації – слугує основним накопичувачем даних, отриманих від інших елементів системи;
- Живлення.

Пристрій живиться від зовнішнього джерела постійного струму з напругою 5 В, яке забезпечує електроживлення всім складовим елементам. Мікроконтролер отримує дані мозкової активності від гарнітури, приймає відеодані з камери та

аудіосигнал з мікрофона, після чого одержані дані зберігаються на носії інформації. Таким чином, пристрій забезпечує централізований збір, обробку та збереження різних типів інформації з кількох джерел.

2.2 Вибір компонентної бази

Проведено вибір електронних компонентів для розробки пристрою, відповідно до структурної схеми, представленої на рис. N.

2.2.1 Гарнітура

Вибір ЕЕГ-гарнітури проводився за наступними критеріями:

- портативність;
- використання сухих електродів;
- простота у використанні;
- автономність живлення;
- бездротовий інтерфейс передачі даних;
- доступна ціна.

Під час вибору ЕЕГ-гарнітури для зчитування електричної активності мозку, розглянуто кілька варіантів, що відрізняються за кількістю електродів, типом підключення, способом кріплення та способом передачі даних.

Розглянуто наступні пристрої:

• NeuroSky MindWave Mobile 2 — компактна гарнітура з одним сухим електродом, що не потребує гелю, має Bluetooth-з'єднання та працює від батарейок. Гарнітура призначена для використання в освітніх, побутових та мобільних застосунках. Забезпечує базові показники уваги та медитації, що є достатнім для цілей проекту. Орієнтовна вартість — 100–130 USD.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		17



Рисунок 2.2 – Гарнітура NeuroSky MindWave Mobile 2

•Macrotellect BrainLink Lite V2.0 — легка та зручна гарнітура з трьома сухими електродами (EEG, GND, REF), розташованими на лобі. Підключається до смартфонів або планшетів через Bluetooth 4.0, сумісна з Android, iOS, Windows та macOS. Підтримує до 5 годин роботи на одному заряді. Орієнтовна вартість — 180–250 USD.



Рисунок 2.3 – Гарнітура Macrotellect BrainLink Lite V2.0

•Muse 2 — багатофункціональна гарнітура з чотирма сухими електродами, що вимірює активність мозку, серцевий ритм, дихання та рухи тіла. Забезпечує реальний зворотний зв'язок під час медитації через мобільний додаток.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		18

Підключається через Bluetooth, має вбудований акумулятор. Орієнтовна вартість — 250–270 USD.



Рисунок 2.4 – Гарнітура Muse 2

Обрано гарнітуру NeuroSky MindWave Mobile 2, яка задовольняє всі критерії вибору.

У порівнянні з Emotiv EPOC X (850–1000 USD) та OpenBCI Ultracortex (700–900 USD), MindWave є значно дешевшою.

2.2.2 Мікрофон

Вибір мікрофону проводився за наступними критеріями:

- цифровий інтерфейс передачі даних;
- габаритні розміри;
- доступність;
- вартість.

Проведено вибір мікрофону для розроблювального пристрою серед декількох моделей, а саме:

• INMP441 — цифровий MEMS-мікрофон з інтерфейсом I²S. Має високу якість запису, низький рівень шуму, широкий частотний діапазон (до 10 кГц) [17].

• MAX4466 — аналоговий електретний мікрофон з вбудованим підсилювачем. Має просту конструкцію, але потребує окремого ADC (аналогово-цифрового

перетворювача) на мікроконтролері. Чутливий до перешкод, нижча якість звуку у порівнянні з цифровими моделями [18].

•SPH0645LM4H-B — цифровий MEMS-мікрофон із I²S інтерфейсом. Має схожі характеристики з INMP441, однак інтерфейс передачі даних висуває жорсткі умови на точність сигналів інтерфейсу. Дещо дорожчий і менш доступний у продажу [19].

Обрано мікрофон INMP441, оскільки він забезпечує баланс між якістю запису, простотою інтеграції через цифровий інтерфейс I²S, компактними розмірами, високою доступністю та прийнятною вартістю [17].

2.2.3 Носій інформації

Вибір носія інформації проводився з а наступними критеріями:

- Розмір пам'яті;
- Енергонезалежність;
- Швидкість обміну інформацією;
- Вартість.

У рамках проекту розглянуто наступні варіанти:

Модуль microSD

Один із найпоширеніших варіантів збереження даних у вбудованих системах.

Підтримує карти обсягом 32 ГБ і більше. Має два інтерфейси обміну:

- SPI — проста реалізація, швидкість до ~25 Мбіт/с (≈ 3 МБ/с);
- SDIO — складніший в реалізації, але забезпечує до 100 Мбіт/с (≈ 12.5 МБ/с) у стандартному режимі, а у високошвидкісних режимах — до 832 Мбіт/с (≈ 104 МБ/с).

Переваги: доступність, простота підключення, портативність носія.

Недоліки: обмежений ресурс запису, залежність від якості карти пам'яті.

- EEPROM або SPI Flash (наприклад, AT25SF128)

Обмежений обсяг пам'яті — зазвичай до 16 МБ. Працює через SPI інтерфейс зі швидкістю до 104 МГц.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		20

Швидкість передачі даних — до 10 МБ/с.

Переваги: компактність, простота.

Недоліки: непридатна для збереження великих потоків даних (аудіо, відео, ЕЕГ), висока вартість за 1 МБ.

- USB-накопичувач (через OTG-хост)

Підтримує великі обсяги пам'яті (від кількох ГБ до терабайтів). Швидкість залежить від стандарту USB:

- USB 2.0 — до 480 Мбіт/с (≈ 60 МБ/с);

- USB 3.0 — до 5 Гбіт/с (≈ 625 МБ/с), але рідко підтримується

мікроконтролерами. Недоліки: складність реалізації USB-хосту, високе енергоспоживання, великі габарити.

- eMMC (embedded MultiMediaCard)

Тип пам'яті, який широко застосовується у смартфонах, планшетах, одноплатних комп'ютерах.

Швидкість передачі даних:

- До 400 МБ/с (eMMC 5.1 HS400 режим);

- Швидкість — 100–200 МБ/с.

Обсяг пам'яті — від 4 до 128 ГБ і більше.

Переваги: висока швидкість, енергоефективність, надійність, інтеграція в пристрій.

Недоліки: складність у підключенні (BGA-корпуси), потреба в контролері, не змінюється користувачем.

Для зберігання даних у розроблюваному пристрої обрано модуль microSD, оскільки він забезпечує достатній обсяг пам'яті (десятки гігабайт), високу швидкість передачі даних (до 25 МБ/с у режимі SPI та до 100 МБ/с у режимі SDIO), енергонезалежність, низьке енергоспоживання, простоту реалізації та можливість легкого вилучення й зчитування інформації.

2.2.4 Мікроконтролер

Для обробки та передачі даних, що надходять від ЕЕГ-гарнітури, необхідно обрати мікроконтролер із достатньою обчислювальною потужністю, низьким

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		21

енергоспоживанням, підтримкою зовнішніх периферійних пристроїв та наявністю бездротового інтерфейсу зв'язку.

Розглянуто наступні варіанти:

- STM32F103C8T6 — 32-бітний мікроконтролер із ядром ARM Cortex-M3, який має високу продуктивність і поширену підтримку з боку розробників. Проте він не має вбудованого Bluetooth-модуля, що потребує використання додаткового зовнішнього модуля, такого як HC-05 або HM-10. Це ускладнює схему, збільшує розміри та підвищує енергоспоживання пристрою [15].

- Raspberry Pi Zero W — мініатюрний одноплатний комп'ютер із вбудованими модулями Bluetooth і Wi-Fi. Має високу продуктивність, але така потужність є надлишковою для задач нашого проєкту. Крім того, недоліками є вища ціна, більші габарити, що ускладнює створення портативного автономного пристрою [16].

- ESP32-S — мікроконтролер із вбудованими модулями Bluetooth і Wi-Fi, достатньою продуктивністю для обробки ЕЕГ-даних, підтримкою енергозберігаючого режиму роботи, а також компактними розмірами та низькою вартістю. Завдяки вбудованому Bluetooth він не потребує зовнішніх модулів і легко інтегрується у портативну систему [10].

З огляду на всі фактори — наявність вбудованого Bluetooth, енергоефективність, компактність і вартість — оптимальним вибором для даного проєкту став ESP32-S.

2.2.5 Вибір камери

На даний час широко використовуються два інтерфейси комунікації з цифровими камерами:

- DVP (Digital Video Port) – забезпечує передачу даних через паралельний порт (максимальна частота пікселів – 96 МГц) [6].

- MIPI CSI-2 (MIPI Camera Serial Interface 2nd Generation) – це високопродуктивний, економічно ефективний та простий у використанні інтерфейс, максимальна пропускна здатність становить 10 Гбіт/с з чотирма лініями

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		22

передачі даних зображення, кожна з яких здатна передавати дані зі швидкістю до 2,5 Гбіт/с [7].

Подальший вибір камери здійснювався з поміж моделей, які працюють з використанням DVP протоколу, оскільки даний протокол є простим у використанні та підтримується обраним мікроконтролером.

Вибір камери проводився за наступними критеріями:

- частота кадрів;
- роздільна здатність;
- доступність.

Вибір камери здійснювався серед наступних моделей:

- OV2640 – підтримує максимальну роздільну здатність 1600x1200 (2 мега пікселі) з частотою 15 кадрів за секунду. Є широко розповсюдженою.
- OV3660 – підтримує максимальну роздільну здатність 2048 x 1536 (3 мега пікселі) з частотою 15 кадрів за секунду.
- OV5640 – підтримує максимальну роздільну здатність 2592 x 1944 (5 мега пікселів) з частотою 15 кадрів за секунду.

Не зважаючи на те що камери OV3660 та OV5640 мають більшу роздільну здатність при однаковій частоті кадру в порівнянні з OV2640, однак дана камера є широко розповсюджена, що впливає на її вартість та вартість пристрою в цілому. OV2640 задовільняє вимоги технічного завдання, а саме частота кадрів є достатньою для передавання відео в режимі реального часу, при цьому забезпечується прийнятна якість зображення за умов обмежених ресурсів системи.

2.2.6 Вибір лінійних стабілізаторів

Для забезпечення стабільного живлення складових частин пристрою напругою 1.2В та 2.8В для камери, 3.3В для модуля мікроконтролера – використано лінійні регулятори напруги.

Вибір стабілізаторів проводився за наступними критеріями:

- напруга стабілізації;

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		23

- максимальний струм;
- розсіювальна потужність.

Відповідно до технічної документації на модуль камери [8] активна споживана потужність при частоті 15 кадрів за секунду становить 140мВт. Так як в документації вказано загальне значення потужності для двох джерел, тому подальші розрахунки проводилися з твердження, що кожне джерело напруги повинно забезпечувати потужність не менше 50% від загальної.

Тоді, значення струмів для стабілізаторів напруги будуть дорівнювати:

$$I = \frac{P}{U_{ВХ} - U_{ВІХ}}, \quad (2.1)$$

де: I – Сила струму, P – Потужність, U – Напруга

Струм через стабілізатори буде рівним:

$$I_{1.2В} = \frac{70 \cdot 10^{-3}}{3.3 - 1.2} = 0.03 \text{ А} \quad (2.2)$$

$$I_{2.8В} = \frac{70 \cdot 10^{-3}}{3.3 - 2.8} = 0.14 \text{ А} \quad (2.3)$$

Обрано стабілізатори серії XC6206 [9], для яких максимальний допустимий вихідний струм становить 200мА, що задовольняє вимогу максимального струму (2.2, 2.3).

Стабілізатори обрано в корпусі SOT-23, розсіювальна потужність якого становить 250мВт, що також задовольняє критерії вибору.

Згідно з документацією на модуль ESP32S, максимальний струм споживання при використанні всіх периферійних модулів становить 1.2А [10]. Виробник модулю рекомендує використовувати стабілізатор напруги зі струмом не менше ніж 500мА.

Обрано стабілізатор напруги AMS1117, максимальний струм якого становить 1.5А, що задовольняє критерії вибору [11].

$$I_{3.3В} = \frac{600 \cdot 10^{-3}}{5 - 3.3} = 0.35 \text{ А} \quad (2.4)$$

Так як до даного пристрою висуваються вимоги до габаритних розмірів, тому зменшення споживаної потужності модуля буде досягнуто шляхом оптимізації в

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		24

програмному забезпеченні. За рахунок цього зникне потреба встановлювати радіатор для охолодження стабілізатора напруги або використовувати DC/DC перетворювач.

2.2.7 Вибір роз'єму живлення

Вибір роз'єму живлення проводився з наступними критеріями:

- доступність на ринку;
- ціна;
- універсальність та стандартизація;
- габаритні розміри та зручність монтажу.

Зважаючи на перелічені критерії, прийнято рішення використати роз'єм USB Type-C. Цей тип роз'єму є сучасним стандартом, який широко застосовується у мобільній та побутовій електроніці. Він характеризується симетричною конструкцією (що зручно для користувача), підтримкою передачі струму до 3 А, компактністю та сумісністю з більшістю сучасних зарядних пристроїв. Крім того, USB Type-C легко інтегрується в друковану плату завдяки широкому вибору монтажних варіантів і має доступну ціну [20].

2.3 Розробка схеми електричної-принципової

Розроблено схему електричну-принципову пристрою з урахуванням усіх основних функціональних вузлів системи, кожен з яких виконує окрему роль у забезпеченні роботи пристрою.

2.3.1 Схема живлення

На рис.2.4 показано блок живлення, який забезпечує стабілізовані напруги 3.3 В, 2.8 В та 1.2 В для живлення різних частин пристрою.

					<i>ДК11.46219.001 ПЗ</i>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		25

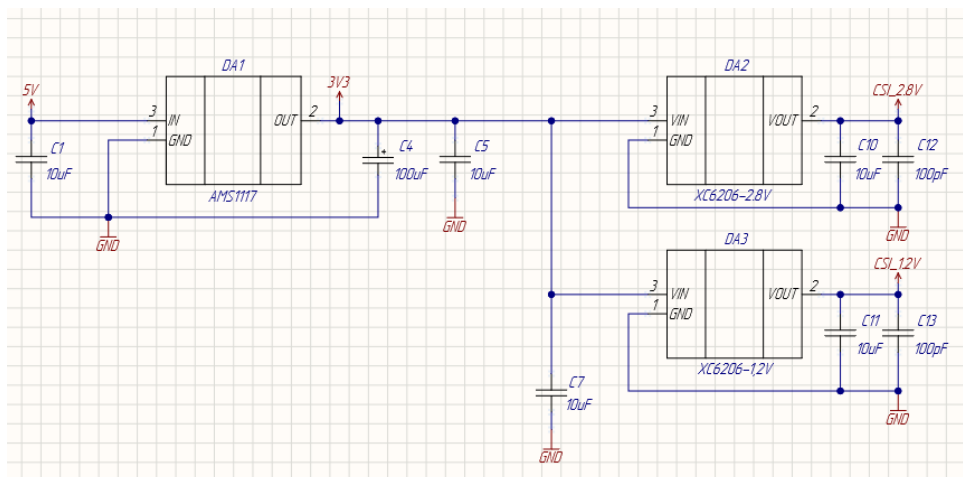


Рисунок 2.5 – Схема живлення

Вхідна напруга 5 В від зовнішнього джерела живлення подається на стабілізатор DA1 (AMS1117-3.3), який формує напругу 3.3 В. Ця напруга далі використовується як джерело живлення для двох інших стабілізаторів — DA2 (XC6206-2.8V) та DA3 (XC6206-1.2V), що формують відповідно напруги 2.8 В та 1.2 В. Для фільтрації шумів на вході та виході використовуються конденсатори відповідних номіналів. Стабілізовані напруги 2.8 В та 1.2 В використовуються для живлення камери. А стабілізована напруга 3.3 В використовується для живлення модуля ESP32S, SD-card та мікрофону.

2.3.2 Блок SD-holder

На рис.2.6 представлено схему підключення роз'єму для карти пам'яті microSD (роз'єм XS2), яка працює у режимі SDIO.

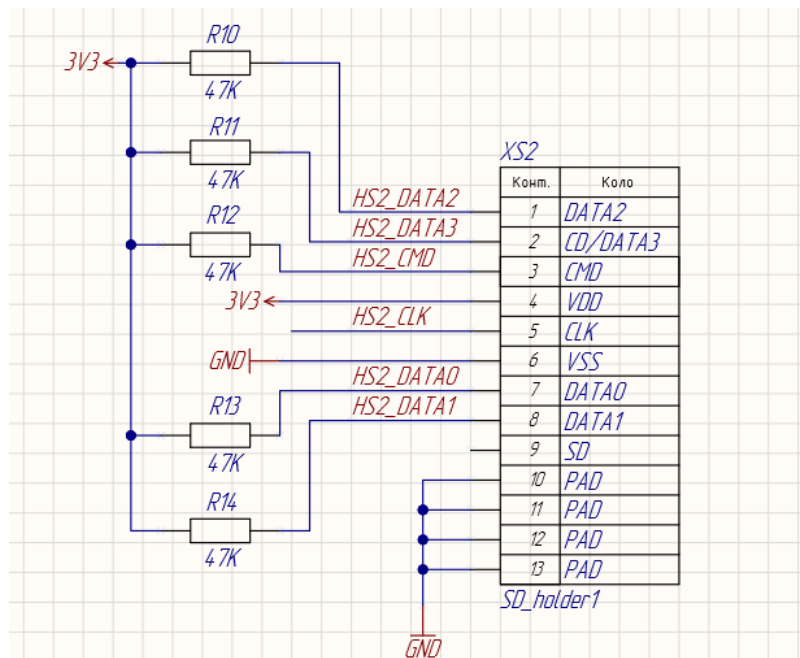


Рисунок 2.6 - Блок SD-holder

Для забезпечення стабільної роботи карти пам'яті використовуються підтягуючі резистори номіналом 47 кОм до лінії живлення 3.3 В. Ці резистори підключені до основних ліній інтерфейсу SDIO: DATA0–DATA3, CMD і CLK. Лінії HS2_DATAx, HS2_CMD та HS2_CLK з'єднуються з відповідними контактами карти пам'яті. Лінії живлення VDD (3.3 В) та землі VSS (GND) підключено до відповідних контактів microSD-роз'єму. Така схема забезпечує стабільну роботу карти пам'яті та правильну передачу даних між нею та мікроконтролером.

2.3.3 Роз'єм камери

На рис.2.7 зображено блок підключення камери до системи через роз'єм XS1. Він включає сигнальні лінії інтерфейсу цифрової камери (CSI), а також лінії керування й живлення.

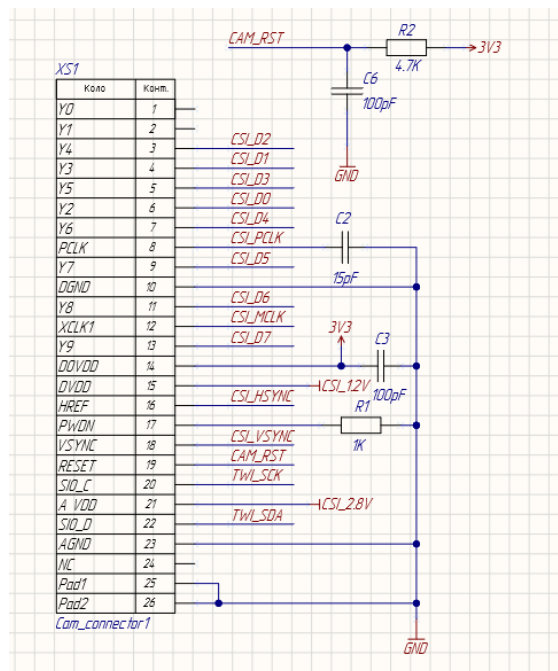


Рисунок 2.7 – Роз'єм камери

Перші 10 контактів роз'єму відповідають за передавання відеоданих (Y0–Y9) та тактовий сигнал (PCLK). Контакти CSI_Dx, CSI_PCLK, CSI_MCLK відповідають передачу даних. Конденсатори C2 (15 пФ) та C3 (100 пФ) використовуються для фільтрації шумів та стабілізації живлення. Резистор R1 (1 кОм) виконує підтягуючу функцію до лінії землі. Лінії TWI_SCL та TWI_SDA забезпечують обмін даними з камерою через інтерфейс I²C для її налаштування. Контакти CSI_1.2V, CSI_2.8V відповідають за подачу живлення, а CAM_RST — за скидання камери (reset), ініціалізуючи її роботу після подачі живлення. Така схема забезпечує повноцінне підключення камери до мікроконтролера.

2.3.4 Підключення мікрофону

Дана частина схеми відповідає за підключення цифрового мікрофона INMP441 до мікроконтролера з використанням інтерфейсу I²S (рис.2.8) .

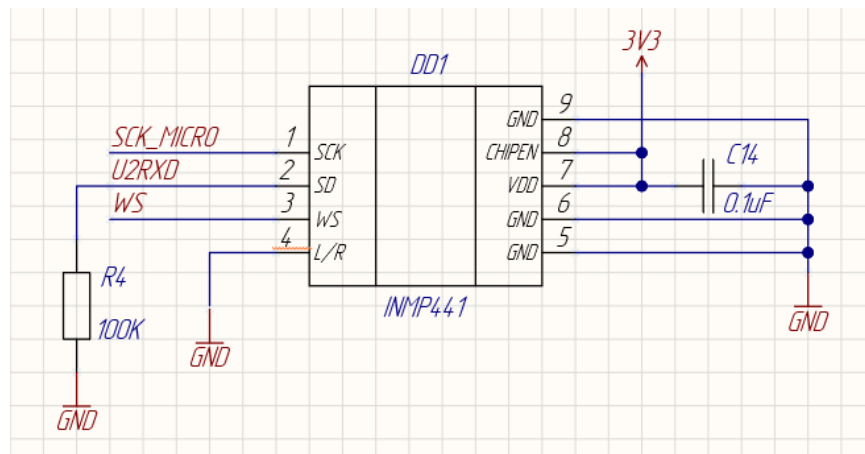


Рисунок 2.8 – Схема підключення мікрофону

Сигнальні лінії SCK (тактовий сигнал), SD (дані) та WS (word select) з'єднані з відповідними входами мікрофону. Вивід L/R встановлюється в логічний рівень GND через резистор R4 (100 кОм), що визначає режим монофонічного запису (лівий канал). Подача живлення здійснюється від джерела 3.3 В через конденсатор C14 (0.1 мкФ), який слугує для фільтрації живлення. Вивід CH/EN активує мікрофон. Така конфігурація дозволяє зчитувати аудіодані з мікрофону в цифровому вигляді з мінімальними спотвореннями.

2.3.5 Статична пам'ять

Дана частина схеми забезпечує підключення зовнішньої псевдостатичної RAM пам'яті ESP-PSRAM64H до мікроконтролера через інтерфейс SPI/QSPI (рис.2.9).

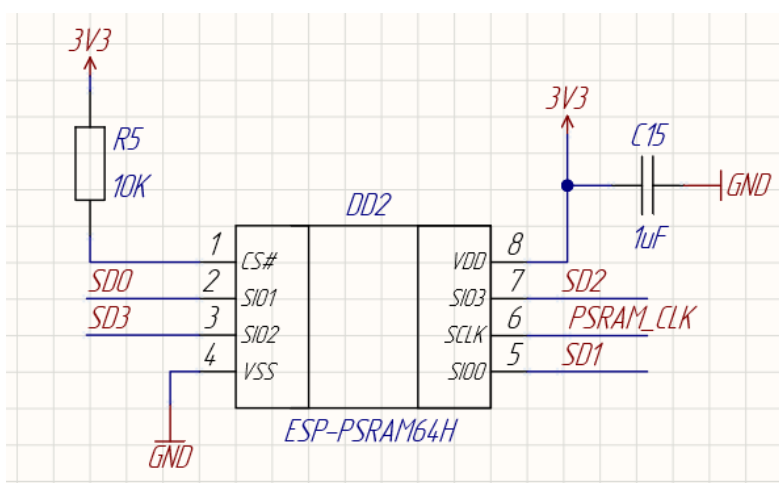


Рисунок 2.9 - Схема підключення зовнішньої пам'яті ESP-PSRAM64H до мікроконтролера

Чіп має 8 виводів: сигнали даних SD0–SD3, тактовий сигнал PSRAM_CLK (SCLK), сигнал вибору пристрою CS#, а також живлення (VDD = 3.3 В) та землю (VSS). Для надійної роботи використано підтягувальний резистор R5 (10 кОм) на лінії CS# до 3.3 В та фільтруючий конденсатор C15 (1 мкФ) для стабілізації живлення. Такий модуль використовується для розширення оперативної пам'яті пристрою, що критично важливо для обробки відео (в якості буферу кадру) та аудіо в реальному часі.

2.3.6 Роз'єм живлення

На рис.2.10 можна побачити, що всі контакти роз'єму USB Type-C, крім VBUS (контакт 1), підключені до загальної шини GND.

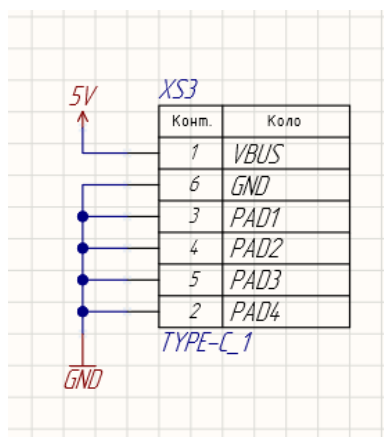


Рисунок 2.10 - Роз'єм USB Type-C

Це означає, що роз'єм використовується виключно для живлення, де VBUS подає 5 В, а всі інші контакти, включно з PAD1–PAD4 та контакт 6 (GND) – заземлені. Така схема може застосовуватися для спрощеного живлення пристрою через USB Type-C без передачі даних, де зайві сигнальні контакти просто з'єднуються з землею для стабільності та запобігання наведенням.

2.3.7 Роз'єм для програмування

На рис.2.11 зображено чотириконтактний роз'єм (позначений як XP1), який використовується для підключення цифрових сигналів і землі.

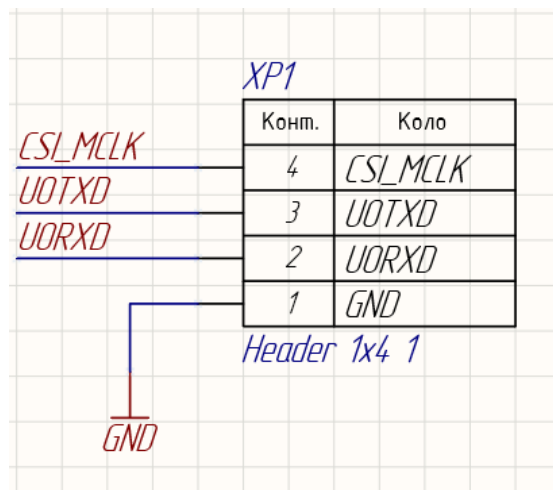


Рисунок 2.11 - Чотириконтактний роз'єм

Контакт 1 підключений до загальної шини GND. Контакти 2 і 3 є лініями інтерфейсу UART: U0RXD (прийом) та U0TXD (передача). Контакт 4 — CSL_MCLK — використовується для переведення мікроконтролера в режим програмування. Цей роз'єм забезпечує просте підключення зовнішніх пристроїв для програмування мікроконтролера та обміну даними через інтерфейс UART.

2.3.8 Схема перезавантаження

На рисунку 2.12 зображено схему підключення кнопки скидання модуля через сигнал E32_RST. Кнопка SA1 з'єднана між лінією скидання та землею (GND), і при натисканні формує низький рівень на вході скидання.

Резистор R3 (10 кОм) підтягує лінію до напруги живлення 3.3 В, запобігаючи мимовільному спрацюванню. Конденсатор C8 (0.1 мкФ) виконує функцію фільтрації, зменшуючи ймовірність помилкового спрацювання через шуми (брязкіт контактів). Така схема забезпечує ручне керування сигналом скидання модуля у разі такої необхідності.

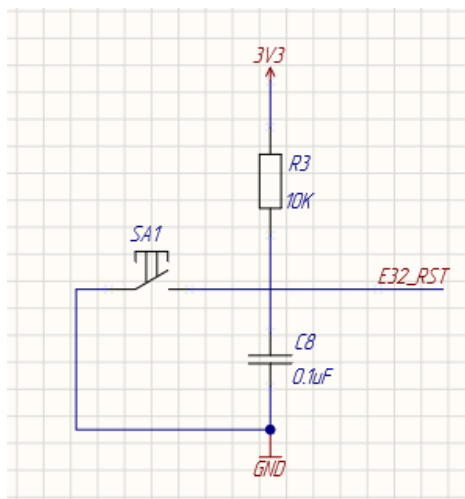


Рисунок 2.12 – Підключення кнопки SA1

Лінія U0RXD має подвійне призначення: в режимі програмування використовується для обміну даними з програматором; в основному режимі – використовується як сигнал від користувацької кнопки SA2. Дана лінія підтягнута до живлення за допомогою внутрішнього резистора.

На рисунку 2.13 представлено просту схему підключення кнопки SA2 до лінії U0RXD. Один контакт кнопки з'єднано із землею (GND), а інший — з сигнальною лінією U0RXD.

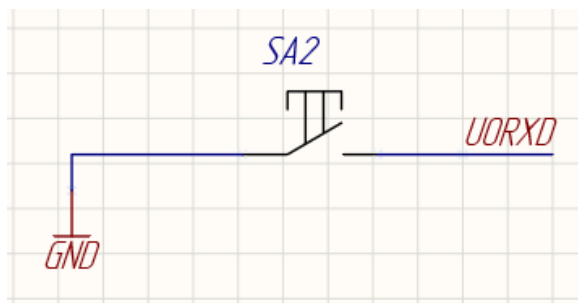


Рисунок 2.13 – Підключення кнопки SA2

Представлена кнопка використовується в налагоджувальних або тестових цілях.

2.3.9 Світлодіод

На рисунку 2.14 представлено ланцюг індикації передачі даних через UART-інтерфейс, який включає в себе світлодіод та обмежувальний резистор.

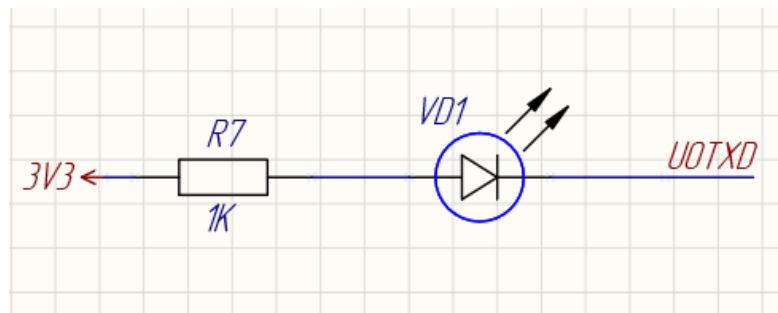


Рисунок 2.14 – Підключення світлодіода

Ланцюг живиться від джерела постійної напруги 3,3 В (позначено як 3V3). Резистор R7 номіналом 1 кОм обмежує струм, що протікає через світлодіод VD1, захищаючи його від перевантаження. Світлодіод VD1 індикує активність лінії передавання UART (позначено як U0TXD) — при передачі даних сигнал на цій лінії змінюється, що призводить до миготіння світлодіода. Таким чином, дана частина схеми слугує для візуального контролю роботи UART-інтерфейсу мікроконтролера або іншого пристрою. Також, даний світлодіод можна використовувати в користувацьких цілях.

2.3.10 Модуль ESP32S

На рисунку 2.15 представлено фрагмент схеми електричної-принципової, на якому зображено підключення модуля ESP32-S. Живлення модуля здійснюється від джерела 3,3 В (позначено як 3V3), а також підключено загальний провід (GND). Для фільтрації напруги живлення модуля від високочастотних шумів використано керамічний конденсатор C9 (100 нФ), розташований між піном EN (вивід 3) і землею.

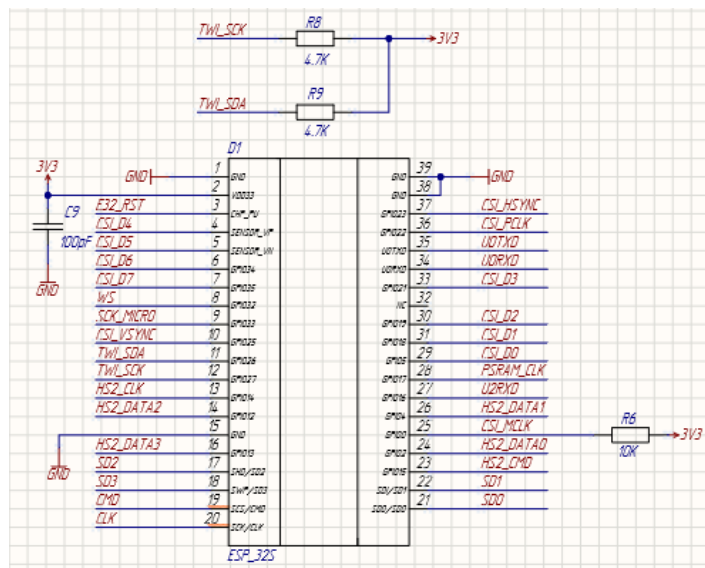


Рисунок 2.15 - Модуль ESP32S

Піни ESP32 використовуються для різноманітних інтерфейсів:

- **Інтерфейс I²C:** виводи 15 (GPIO21 — TWL_SDA) та 16 (GPIO22 — TWL_SCL) з підтягуючими резисторами R8 і R9 номіналом 4,7 кОм до лінії живлення 3,3 В.

- **Інтерфейс UART:** пін 34 (GPIO1 — U0TXD) та пін 35 (GPIO3 — U0RXD), які забезпечують основний канал зв'язку з зовнішніми пристроями (наприклад, комп'ютером або іншим мікроконтролером).

- **Інтерфейс SPI:** лінії CLK, MISO, MOSI, CS підключено до відповідних пінів, що дозволяє використовувати модуль для підключення зовнішніх периферійних пристроїв, таких як дисплеї чи пам'ять.

- **Інтерфейс PSRAM/SD:** низка пінів з префіксом HS2_ та SD відповідає за високошвидкісне з'єднання з зовнішньою пам'яттю або SD-картами.

- **GPIO/Функціональні піни:** доступні й інші виводи для загального користування, включаючи GPIO0 (BOOT), який може використовуватись для переходу в режим завантаження прошивки.

Пін 21 (GPIO0) через резистор R6 (10 кОм) підтягнутий до 3,3 В, що дозволяє ESP32 завантажуватися в нормальному режимі. Таке підключення є типовим для конфігурації, яка забезпечує стабільну роботу контролера у вбудованих системах з підтримкою різноманітних інтерфейсів і периферії.

Висновки до розділу

На основі структурної схеми та вибраної елементної бази розроблено електричну принципову схему пристрою. Вона відображає конкретні з'єднання між усіма основними функціональними вузлами системи: нейрогарнітурою, мікроконтролером ESP32-S, камерою, мікрофоном INMP441, носієм інформації (microSD), джерелами живлення та стабілізаторами напруги.

Основні елементи схеми:

- ESP32-S – центральний контролер, до якого підключено:
 - Камеру OV2640 через інтерфейс DVP (лінії даних D0–D7, PCLK, HREF, VSYNC, XCLK, SCCB);
 - Мікрофон INMP441 через інтерфейс I²S (лінії WS, SCK, SD);
 - Модуль microSD через SPI-інтерфейс (MISO, MOSI, CLK, CS);
 - Bluetooth-зв'язок для отримання даних від нейрогарнітури MindWave Mobile 2.
- Стабілізатори напруги:
 - AMS1117-3.3V — живлення ESP32;
 - XC6206P332MR (3.3V → 2.8V) — живлення камери;
 - XC6206P122MR (3.3V → 1.2V) — живлення аналогової частини камери.
- Живлення: Вся система живиться від зовнішнього джерела 5V, через роз'єм живлення. Перед подачею на мікросхеми напруга стабілізується до потрібних значень відповідними лінійними стабілізаторами.
- Елементи захисту: Для захисту схеми використано конденсатори фільтрації (0.1–10 мкФ) біля стабілізаторів та мікросхем, а також діод Шотткі на вході живлення для запобігання зворотній полярності.

Електрична схема розроблена у середовищі Altium Designer, що дозволило врахувати топологію друкованої плати, розміщення елементів та оптимізувати з'єднання. На основі схеми буде створено друковану плату, яка забезпечить компактність, надійність та простоту монтажу пристрою.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		35

3 ПРОЄКТУВАННЯ ДРУКОВАНОГО ВУЗЛА

3.1 Вибір типу та матеріалу друкованої плати

Друкована плата є основою для монтажу електронних компонентів та забезпечує електричне з'єднання між ними. Вона складається з діелектричної основи та мідних провідникових шарів, які формують електричні кола пристрою.

Залежно від кількості провідникових шарів, друковані плати поділяються на:

- Одношарові (ОДП) — мають один шар провідника з одного боку плати;
- Двошарові (ДДП) — містять провідникові шари з обох боків основи;
- Багатошарові (БДП) — включають чотири і більше шарів, розділених ізоляцією.

Одношарові друковані плати (ОДП) мають лише один шар провідникового матеріалу, нанесений на діелектричну основу. Усі електронні компоненти та з'єднувальні доріжки розміщуються з одного боку плати. Основними перевагами таких плат є їх невисока вартість, простота конструкції та виготовлення. Однак, через обмежений простір для трасування, вони підходять лише для реалізації нескладних схем і не забезпечують високу щільність монтажу.

Двошарові друковані плати (ДДП) мають по одному провідниковому шару з кожного боку ізоляційної основи. Міжшарове з'єднання реалізується за допомогою металізованих отворів. У порівнянні з одношаровими, такі плати дозволяють розмістити більше елементів, створювати складніші електричні схеми та ефективніше використовувати доступну площу. Водночас їх виготовлення є дещо дорожчим і технологічно складнішим.

Багатошарові друковані плати (БДП) включають три й більше провідникових шарів, які чергуються з діелектричними прокладками. Кількість шарів може досягати десятків, що забезпечує дуже високу щільність з'єднань. Така структура дозволяє ефективніше організувати внутрішні шари живлення та заземлення, що покращує електромагнітну сумісність та зменшує вплив паразитних параметрів (індуктивності й ємності). Однак, виготовлення багатошарових плат потребує значних ресурсів і є найдорожчим з-поміж інших типів.

У цьому проєкті використано двошарову друковану плату (ДДП), яка є оптимальним варіантом за співвідношенням компактності, вартості та складності виготовлення. Двошарова конструкція дозволяє реалізувати більш складну схему, ніж одношарова, завдяки можливості прокладання сигнальних трас з обох боків плати та використанню металізованих отворів для з'єднання між шарами.

Згідно з технічним завданням, ключовими вимогами до пристрою є малі габарити, портативність та енергоефективність. Двошарової плати цілком достатньо для реалізації всіх функціональних блоків пристрою в межах заданих розмірів. Вона дозволяє розмістити елементи з достатньою щільністю без надлишкових перешкод і зберігає прийнятний рівень електромагнітної сумісності.

Для виготовлення плати обрано стандартний матеріал FR4 — склотекстоліт із епоксидною смолою, що забезпечує достатню механічну міцність, термостійкість і добрі електроізоляційні властивості.

Таким чином, вибір двошарової друкованої плати забезпечує необхідний баланс між функціональністю, компактністю та економічною доцільністю проєкту.

3.2 Вибір класу точності друкованої плати

Точність виготовлення друкованої плати є критичним фактором, що впливає на надійність та функціональність пристрою. Вона визначається рядом параметрів, таких як мінімальна ширина провідників, мінімальний зазор між ними, допустимі похибки розташування елементів, і регламентується стандартом ГОСТ 23571-86, який поділяє точність на п'ять класів: від 1-го (найменш точний) до 5-го (найвищий клас точності).

У рамках даного проєкту обрано **4-й клас точності**, що є технічно обґрунтованим компромісом між щільністю розміщення компонентів та технологічними можливостями виготовлення. Вибір цього класу був зумовлений, перш за все, геометрією роз'єму підключення камери: відповідно до документації на даний компонент, мінімальний зазор між контактними площадками не перевищує **0.15 мм**, що відповідає вимогам до 4-го класу точності згідно з таблицею 3.1.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

Таблиця 3.1 – Граничні значення основних параметрів друкованого монтажу (ГОСТ 23571-86)

Параметр	Позначення	2	3	4	5
Ширина друкованого провідника, мм	$b_{\text{пр}^g}$	0.45	0.25	0.15	0.10
Відстань між елементами друкованого монтажу, мм	l^g	0.45	0.25	0.15	0.10
Гарантований поясок, мм	$b_{\text{по}}$	0.20	0.10	0.05	0.03
Відношення номінального діаметру найменшого з металізованих отворів до товщини друкованої плати, мм	$K_{\text{дт}}$	0.40	0.33	0.25	0.20

Як видно з таблиці 3.1, чим вищий клас точності, тим щільніше можна компонувати елементи. Проте підвищення класу точності також ускладнює процес виготовлення друкованої плати, оскільки вимагає більш точного та дорогого обладнання.

Вибір 4-го класу забезпечує:

- можливість використання компонентів з дрібними контактами (роз'єм камери);
- зменшення габаритів плати за рахунок щільного компонування;
- відповідність електричним вимогам, зокрема для передачі високочастотних сигналів;
- сумісність з розповсюдженими технологіями виготовлення плат.

Таким чином, вибір 4-го класу точності є обґрунтованим і повністю відповідає вимогам технічного завдання та специфікації обраних компонентів.

3.3 Метод виготовлення друкованої плати

Для виготовлення друкованої плати в рамках даного дипломного проєкту було розглянуто декілька сучасних технологій, кожна з яких має свої переваги, недоліки та особливості застосування. Основною метою є отримання плати з високою точністю провідного малюнка, надійними електричними характеристиками та відповідністю до вимог технічного завдання.

Одним із найпоширеніших методів є субтрактивна технологія, яка передбачає видалення надлишкових ділянок провідного шару (міді) з допомогою хімічного травлення. Хоча цей підхід є економічно доцільним і технологічно простим, він обмежений у досягненні високої роздільної здатності та створенні тонких провідників, що є критичним у сучасних компактних пристроях.

Альтернативою виступає фотолітографічний метод, що базується на нанесенні фоторезисту з подальшим експонуванням та травленням. Цей метод дозволяє створювати провідники з високою точністю та мінімальною шириною, відповідає сучасним стандартам виготовлення складних багатошарових плат. Для забезпечення належної механічної стабільності та точного суміщення шарів, фотолітографія поєднується з методом ламінування або попарного пресування, за допомогою якого формуються багатошарові структури.

Окрему увагу привертає технологія адитивного нарощування, яка поступово набирає популярність у сфері прототипування. Вона дозволяє виготовляти плати за допомогою додавання провідного матеріалу точково або шар за шаром. Попри її перспективність, така технологія ще не забезпечує достатньої точності для промислових виробів, де критичним є дотримання допусків.

Враховуючи складність топології друкованої плати, необхідність дотримання мінімальної ширини провідників згідно з класом точності 4, а також забезпечення електромагнітної сумісності пристрою, було обрано комбінований підхід. Він включає використання фотолітографії для формування кожного шару з наступним з'єднанням за допомогою попарного пресування. Така комбінація дозволяє досягти

балансу між технологічною точністю, стабільністю електричних характеристик і надійністю плати в умовах тривалої експлуатації.

Застосування цього методу також забезпечує відповідність стандартам промислового виробництва та знижує ризик виникнення дефектів у критичних вузлах електронного пристрою.

3.4 Розміщення компонентів

Розміщення компонентів на друкованій платі є одним з ключових аспектів під час проєктування електронних пристроїв, адже воно впливає на загальні габарити, довжину провідників, надійність функціонування та собівартість виробу.

Для досягнення ефективного компонування необхідно дотримуватись кількох важливих принципів: зменшення загальної довжини провідникових доріжок, уникнення надмірно довгих з'єднань і розміщення найбільш взаємопов'язаних компонентів якомога ближче один до одного.

Спростимо принципову схему, виключивши при цьому прості елементи, такі як резистори, конденсатори. Не враховуємо зв'язок із землею, оскільки вона є загальною для всіх елементів схеми. Також джерело живлення 3,3 В не включаємо до розгляду, оскільки воно є спільним для більшості компонентів схеми, зокрема мікроконтролера та периферійних пристроїв. Результат спрощення наведений на рис. 3.1.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
						40
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

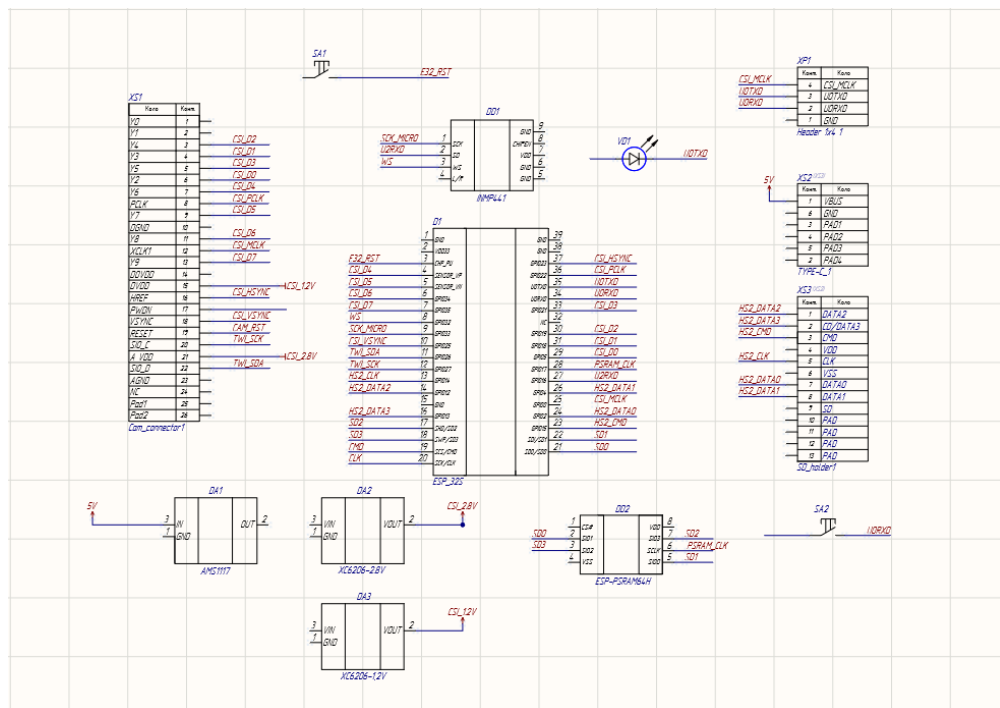


Рисунок 3.1 – Спрощена схема електрична-принципова

Сформовано множину компонентів **X** та відповідну множину посадкових місць **P** на основі цієї схеми:

$$X = \{XS1, XS2, XS3, D1, DA1, DA2, DA3, DD1, DD2, SA1, SA2, VD1, XP1\}$$

$$P = \{P1, P2, P3, P4, P5, P6, P7, P8, P9, P10, P11, P12, P13\}$$

На рисунку 3.2 показано розташування посадкових місць на платі, а на рисунку 3.3 — відповідну матрицю зв'язків **A**. Розміщення компонентів виконується за допомогою послідовного алгоритму, який передбачає покрокове додавання елементів. На кожному кроці обирається компонент із найбільшою кількістю зв'язків з уже розміщеними елементами та розташовується у найбільш оптимальну з вільних позицій. При цьому положення вже розміщених компонентів не змінюється. Основною метою такого підходу є зменшення загальної довжини з'єднань між елементами.

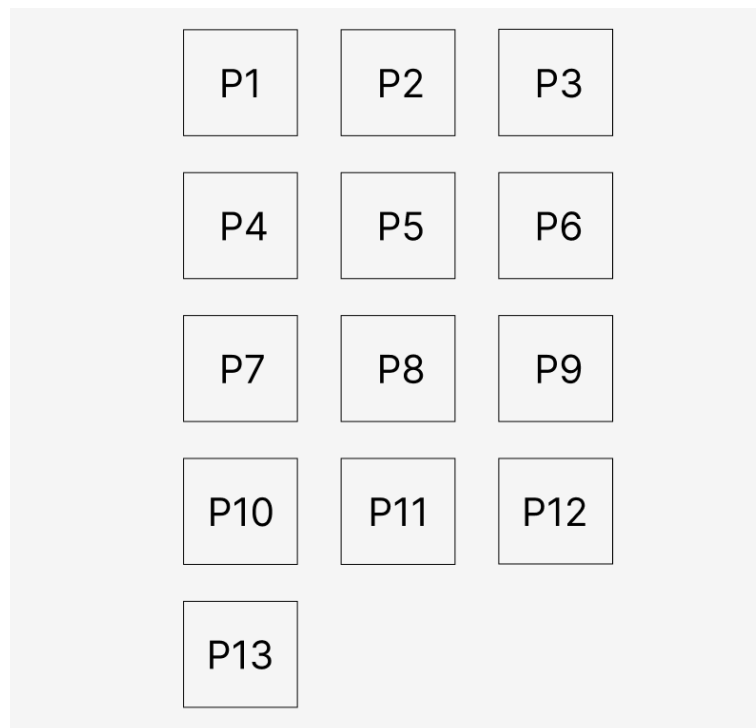


Рисунок 3.2 – Розміщення посадкових місць на платі

На основі аналізу матриці зв'язків виконано розміщення компонентів на друкованій платі, яке зображено на рисунку 3.4.

Складено матрицю зв'язку А (рис. 3.3):

	XS1	XS2	XS3	D1	DA1	DA2	DA3	DD1	DD2	SA1	SA2	VD1	XP1	P(x)
XS1	0	0	0	13	0	1	1	0	0	0	0	0	0	16
XS2	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1
XS3	0	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	6
D1	13	0	6	0	0	0	0	3	5	1	1	1	3	33
DA1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
DA2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
DA3	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
DD1	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3
DD2	0	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5
SA1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
SA2	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
VD1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
XP1	1	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4
P(x)	16	1	6	33	1	1	1	3	5	1	1	1	4	

Рисунок 3.3 – Матриця зв'язку

Аналізуючи отримані результати, виконаємо розміщення КЕ на друкованій платі (Рис. 3.4).

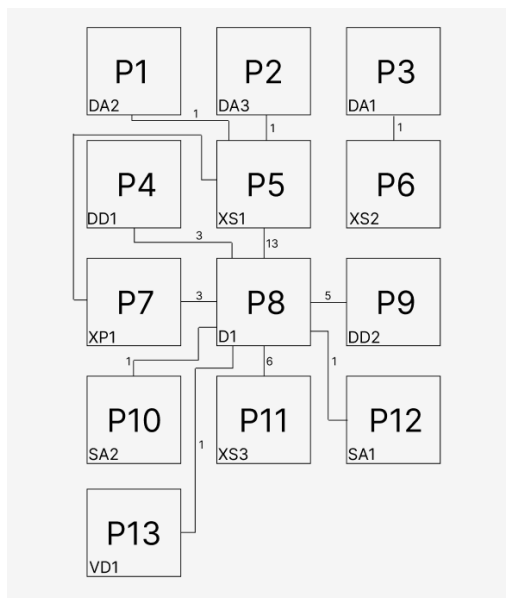


Рисунок 3.4 – Розміщення елементів на платі

Розміщення компонентів на друкованій платі було виконано з урахуванням як логічних зв'язків між елементами (відповідно до матриці зв'язків), так і з урахуванням практичного використання пристрою. Основним критерієм розміщення була зручність доступу до елементів керування та інтерфейсів, а також мінімізація довжини з'єднувальних провідників.

На фронтальній (верхній) стороні плати розташовані основні елементи інтерфейсу користувача:

- USB Type-C роз'єм живлення (XS3) — виведений ліворуч для підключення зовнішнього джерела;
- Слот під microSD карту (XS2) — розміщений у нижній частині, зручний для доступу та заміни карти;
- Роз'єм для камери (XS1) — знаходиться у верхній частині плати, що відповідає напрямку встановлення самої камери;
- Кнопки керування:
 - SA1 (RST) — кнопка скидання, праворуч;
 - SA2 (USER) — додаткова кнопка, нижче ліворуч;
- Індикатор (VD1/LED) — поряд з SA2 для візуального зворотного зв'язку;
- Мікрофон INMP441 (DD1) — встановлений у верхньому лівому куті, орієнтований назовні.

Таким чином, усі роз'єми, кнопки та індикатори винесено на одну сторону плати, яку умовно вважаємо верхньою, що забезпечує зручність під час експлуатації, доступу до елементів, зчитування даних та збирання корпусу.

Натомість усі інші компоненти, включаючи мікроконтролер ESP32, мікросхеми живлення (DA1–DA3), пам'ять PSRAM, а також більшість пасивних елементів розташовані на зворотній (нижній) стороні плати. Такий підхід дозволив не тільки зменшити розміри пристрою, а й розвантажити робочу поверхню, оптимізувавши трасування сигналів.

Розміщення компонентів враховує не лише логічну структуру та зв'язки згідно з матрицею, але й фізичні вимоги до компоновання з урахуванням реального використання пристрою в портативному середовищі.

3.5 Розрахунок елементів друкованого монтажу

3.5.1 Визначення мінімальної ширини друкованого провідника з урахуванням постійного струму для ланцюгів живлення та заземлення

Мінімальна ширина друкованого провідника для постійного струму b_{minI} (мм), що використовується в ланцюгах живлення та заземлення, визначається за наступною формулою:

$$b_{minI} = \frac{I_{max}}{j_{доп} * t_{пров}}, \quad (3.1)$$

де: I_{max} – максимальний струм, який протікає в конкретному ланцюгу, А;
 $j_{доп}$ – допустима щільність струму для провідника, виготовленого комбінованим позитивним методом, яка згідно з ГОСТ 4.010.022-85 становить 48 А/мм²; $t_{пров}$ — товщина мідного шару провідника.

Друкований провідник виготовляється за комбінованою технологією. Товщина такого провідника визначається за відповідною формулою розрахунку:

$$t_{пров} = h_{\phi} + h_{ГМ} + h_{ХМ}, \quad (3.2)$$

де: h_{ϕ} — товщина фольги, $h_{\phi}=0.035$ мм; $h_{\Gamma\text{М}}$ — товщина шару гальванічно осадженої міді, $h_{\Gamma\text{М}}=0.055$ мм; $h_{\text{ХМ}}$ — товщина шару хімічно осадженої міді, $h_{\text{ХМ}}=0.0065$ мм.

$$t_{\text{пров}}=0.035+0.055+0.0065=0.0965 \text{ (мм)}$$

Параметр I_{max} у формулі (3.1) визначається як сума струмів, які споживають усі активні елементи схеми. Однак аналіз схеми показує, що найбільший струм споживає основний модуль — мікроконтролер із периферією. Його максимальне споживання становить приблизно 1,5 А, що суттєво перевищує струми, які споживають інші компоненти схеми.

У зв'язку з цим, для спрощення розрахунків та з урахуванням допустимої похибки, вплив малопотужних елементів було проігноровано, і в розрахунках прийнято:

$$I_{\text{maxI}} = 1,5 \text{ А}$$

Це значення є достатнім для забезпечення коректного визначення мінімальної ширини провідника для силових ланцюгів плати.

$$b_{\text{minI}} = \frac{1.5}{48 \cdot 0.0965} = 0,32 \text{ мм}$$

У результаті розрахунків та аналізу споживаного струму визначено, що провідники, які з'єднують роз'єм живлення з вхідними ланцюгами стабілізатора напруги, повинні мати достатню ширину для безпечного пропускання струму до 1,5 А. На платі для цих ланцюгів обрано ширину провідників 0,7 мм, що повністю відповідає вимогам до допустимого струмового навантаження та забезпечує надійність при роботі пристрою.

Сигнальні провідники, наприклад, ті, що з'єднують роз'єм камери з мікроконтролером, мають ширину 0,15 мм. Це значення відповідає 4 класу точності друкованого монтажу згідно з ГОСТ 23571-86. Така ширина обрана не випадково — вона визначалась геометрією самого роз'єму камери, а саме мінімальною

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		45

відстанню між його контактними площадками, що фізично обмежує можливу ширину провідника у цій зоні.

3.5.2 Розрахунок мінімальної ширини провідника з урахуванням допустимого значення падіння напруги

Мінімальну ширину провідника з урахуванням допустимого рівня падіння напруги на ньому визначають за такою формулою:

$$b_{\min U} = \frac{\rho * I_{\max} * L_{\text{пров}}}{U_{\text{доп}} * t_{\text{пров}}}, \quad (3.3)$$

де: ρ – питомий опір провідника, виготовленого комбінованим позитивним методом, $\rho = 0.0175 \text{ (Ом} \times \text{мм}^2\text{)/м}$;

$L_{\text{пров}}$ – довжина найдовшого друкованого провідника на ДП; згідно з кресленням друкованого вузла ДК11.467219.001 становить 136,277 мм

$U_{\text{доп}}$ – допустиме падіння напруги на друкованому провіднику, $U_{\text{доп}} = 5\% \times E_p$, В. Проведено розрахунок мінімальної ширини провідника за формулою 3.3:

$$b_{\min U} = \frac{0.0175 * 1.5 * 0.136}{0.05 * 5 * 0.0965} = 0,15 \text{ (мм)}$$

Отже, розрахункова мінімальна ширина провідника з урахуванням допустимого падіння напруги становить 0,15 мм, що відповідає обраному 4 класу точності друкованого монтажу. Таким чином, прийнята ширина провідників на платі є технічно обґрунтованою та забезпечує надійність роботи пристрою без перевищення допустимого рівня втрат напруги.

3.5.3 Визначення мінімальної ширини друкованого провідника з урахуванням ефекту підтравлення

Ефект підтравлення — це небажане бокове роз’їдання мідного провідника під час хімічного травлення, коли травильний розчин частково проникає під захисний шар фоторезисту. Це призводить до зменшення фактичної ширини провідника

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		46

порівняно з проектною. Для компенсації цього ефекту під час проектування ширина провідника збільшується відповідно до розрахункової формули.

$$b_{min} = b_{пр}^Г + 1,5 * h_{ф} + 0,03, \quad (3.4)$$

де: $b_{пр}^Г$ - мінімальна ширина провідника. У даному проекті використовується 4 клас точності, згідно з яким мінімальна ширина провідної доріжки становить 0,15 мм; $h_{ф}$ – товщина фольги, $h_{ф} = 0.035$ мм. Коефіцієнт $1.5h_{ф}$ враховує підрівнювання фольги друкованого провідника в ширину.

$$b_{min} = 0.15 + 1.5 * 0.035 + 0.03 = 0.23 \text{ (мм)}$$

3.5.4 Визначення максимальної ширини друкованого провідника з урахуванням ефекту підтравлення

Максимальну ширину провідника на друкованій платі, з урахуванням ефекту травлення, можна визначити за допомогою формули (3.5).

$$b_{max} = b_{min} + 0.02, \quad (3.5)$$

де b_{min} — значення, отримане з попереднього розрахунку.

Для 4 класу точності максимально допустима ширина друкованого провідника визначається як сума розрахованої ширини та допуску на підтравлення:

$$b_{max} = 0.23 + 0.02 = 0.25 \text{ (мм)}$$

3.6 Розрахунок надійності друкованого вузла

Надійність друкованого вузла залежить від надійності всіх його складових: встановлених на друкованій платі компонентів, самої плати та якості пайки. Відмова навіть одного або кількох елементів може призвести до виходу з ладу всього електронного оптичного апарату (ЕОА), причому ці елементи часто не підлягають відновленню.

Найточнішою кількісною характеристикою надійності кожного елемента є час його безвідмовної роботи. Для повного опису надійності потрібна функція густини

розподілу часу безвідмовної роботи $f(t)$ та інтенсивність відмов $\lambda(t)$. Знаючи ці характеристики, можна розрахувати ймовірність відмови та середній час роботи до першої відмови.

Інтенсивність відмов радіоелементів визначається експериментально і залежить від багатьох факторів: температури навколишнього середовища, теплових ударів, вологості, режиму роботи тощо.

Для розрахунку інтенсивності відмов кожного елемента використовується базова інтенсивність λ_0 , яка відповідає нормальним умовам експлуатації. Ці значення є експериментальними та наведені у довідниках для різних типів компонентів [12].

Важливо також враховувати режим роботи, температурний режим і зовнішні впливи. Для цього вводять коефіцієнт навантаження K_n , який відображає робоче навантаження відносно номінального, поправочний коефіцієнт температурного режиму α_t та коефіцієнт зовнішніх впливів α_e . Значення α_t і α_e також беруть з довідникових джерел [13].

Оскільки коефіцієнт навантаження не є довідниковим, його необхідно розрахувати для кожного типу конструктивного елемента як відношення фактичного робочого навантаження до номінального.

3.6.1 Розрахунок коефіцієнтів електричного навантаження

Коефіцієнт навантаження для резисторів визначається як відношення фактичної потужності, що розсіюється на резисторі в робочому режимі, до його номінальної потужності. З метою підвищення надійності доцільно застосовувати резистори з більшим номіналом допустимої потужності, оскільки це зменшує теплове навантаження та ймовірність відмови елемента.

У даному проєкті усі використані резистори виконують допоміжні функції, такі як підтягування логічних ліній, обмеження струму на входах мікросхем або фільтрація. Вони не є елементами з істотним енергетичним навантаженням або елементами потужного ланцюга. Розсіювана потужність на резисторах є незначною

(в межах часток мілівата), що підтверджується аналізом схеми та типовими режимами роботи цифрових шин.

З огляду на це, резистори в пристрої не відіграють критичної ролі у формуванні сумарної інтенсивності відмов, тому їхній внесок до загального показника надійності вважається таким, що не впливає суттєво на результат. У подальших розрахунках вплив резисторів на надійність було знехтувано з метою спрощення моделі без втрати її достовірності.

Для конденсаторів коефіцієнт електричного навантаження визначався відповідно до співвідношення робочої напруги до номінальної напруги пробою.

$$K_{HC} = \frac{U_{роб}}{U_{ном}}, \quad (3.6)$$

де: $U_{роб}$ – напруга живлення (максимально можлива на елементі); $U_{ном}$ – номінальна напруга пробою конденсатора.

Найбільш критичним випадком у даній схемі є фільтрація живлення на шині 5 В, де при використанні конденсатора з номінальною напругою 6.3 В коефіцієнт навантаження становить:

$$K_{HC} = \frac{5}{6.3} = 0.794$$

Для лінійних стабілізаторів коефіцієнт навантаження K_n обчислюється на основі розсіюваної потужності за формулою (3.13):

$$K_{HCt} = \frac{P_{роз}}{P_{допуст}}, \quad (3.7)$$

де: $P_{роз}$ — потужність, яку розсіює стабілізатор; $P_{допуст}$ — допустима розсіювана потужність для конкретного корпусу.

Розсіювана потужність визначається за різницею між вхідною та вихідною напругою, помноженою на струм навантаження:

$$P_{роз} = (U_{вх} - U_{вих}) \cdot I, \quad (3.8)$$

Іе: $U_{вх} = 5 \text{ В}$ - вхідна напруга; $U_{вих} = 3.3 \text{ В}$ – вихідна напруга; $I = 100 \text{ мА}$ - струм навантаження.

$$P_{розс} = (5 - 3.3) \cdot 0.1 = 0.17 \text{ (Вт)}$$

Допустима потужність розсіювання визначається тепловими характеристиками корпусу стабілізатора та умовами монтажу. У корпусі типу SOT-223 без зовнішнього радіатора, але з тепловідводом через мідну площу друкованої плати, типовим є значення:

$$P_{допуст} \approx 0.8 \text{ (Вт)} \quad (3.9)$$

Визначено коефіцієнт навантаження $K_{нст}$

$$K_{нст} = \frac{0.17}{0.8} = 0.21$$

Оскільки функціонал мікросхем використовується в повній мірі, приймемо для них значення $K_n = 1$.

Дані для розрахунку часу напрацювання до першої відмови наведено в табл. 3.2. Оскільки кліматичне виконання пристрою відповідає категорії УХЛ4.2, максимально допустима температура експлуатації складає $+35^\circ\text{C}$. Враховуючи це, температурний коефіцієнт приймається як $\alpha_t=1.0$. Друкований вузол є частиною портативного пристрою, що експлуатується у складі переносного обладнання з незначними механічними впливами (кріплення до голови людини). Відповідно до класифікації умов експлуатації електроапаратури, така ситуація відповідає наземному рухомому об'єкту з помірними вібраціями, тому коефіцієнт умов експлуатації приймається як $\alpha_e=5$.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		50

Таблиця 3.2 – Показники надійності відмов компонентів ДП

Компонент	N (шт.)	λ_0 (1/млн год)	Kн	α_t	α_c	λ_i (1/млн год)
Мікросхеми	7	0,278	1	1	3	5,838
Конденсатори	28	0,091	0,794	1	3	6,0693
Стабілізатор ХС6206 (2 шт.)	2	0,17	0,47	1	3	0,4794
Стабілізатор AMS1117 (1 шт.)	1	0,28	0,2125	1	3	0,1785
Шар друкованої плати	2	0,001	1	1	3	0,006
Металізовані отвори	86	0,000017	1	1	3	0,004386
Пайка виводів	194	0,0037	1	1	3	2,1534
Роз'єм Type-C	1	0,19	1	1	3	0,57
Роз'єм камери	1	0,16	1	1	3	0,48
Роз'єм SD-карти	1	0,17	1	1	3	0,51

Сумарна інтенсивність відмов друкованого вузла, за формулою (3.10):

$$\lambda_p = \sum_{i=1}^n \lambda_{pi}, \quad (3.10)$$

де: $\lambda_p = 16,289 \cdot 10^{-6}, \text{ год}^{-1}$ - сумарна інтенсивність відмови для друкованої плати.

Для розрахунку середнього часу напрацювання скористаємося формулою (3.11)

$$T = \frac{1}{\lambda_p} \quad (3.11)$$

Середній час напрацювання:

$$T = \frac{1}{16,289 \cdot 10^{-6}} = 61391 \text{ годин}$$

Середній час напрацювань за розрахунками складає 61391 годин або 7 років, що задовільняє вимоги ТЗ.

Даний розрахунок застосовується для моментальних відмов і не включає в себе вірогідність відмови від напрацювання.

Знайдено вірогідність безвідмовної роботи протягом року за формулою (3.12).

$$P(t) = e^{-\lambda t} \quad (3.12)$$

$$P = \exp(-16,289 \cdot 10^{-6} \cdot 8760) = 0.867 \approx 86.7\%$$

Ймовірність відмови протягом року знайдемо за формулою (3.13).

$$Q(t) = 1 - P(t) \quad (3.13)$$

$$Q = 1 - 0.867 = 0.133 \approx 13.3\%$$

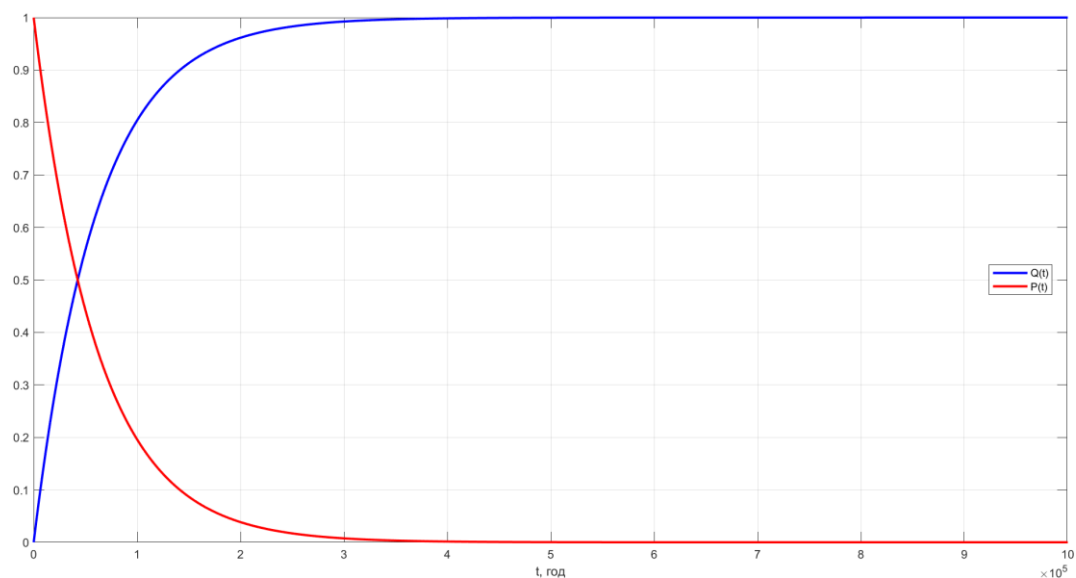


Рисунок 3.5 – Графік залежності ймовірності безвідмовної роботи та вірогідності відмов протягом часу T

3.7 Розрахунок віброміцності друкованого вузлу

Основні властивості матеріалу FR-4:

- Питома щільність $\nu = 20500 \text{ Н/м}^2$;

- Модуль Юнга $E = 3.02 \cdot 10^{10}$ Па;
- Густина матеріалу $\rho = 2.05$ г/см³;
- Коефіцієнт Пуассона $\mu = 0.22$;
- Площа плати $S_{пл} = 1680$ мм² = 16.8 см²
- Товщина плати $h = 0.16$ см

Розрахуємо масу плати за формулою:

$$m_{дп} = (h * S_{пл}) * \rho = (0.16 * 16.8) * 2.05 = 5.5 \text{ (г)}$$

Наступним кроком проведемо розрахунок мас всіх елементів, які використовуються в схемі. Для цього створена відповідна таблиця 3.3.

Таблиця 3.3 – Маса всіх елементів прототипу

Компонент	Позначення	Кількість	Маса, г	Сумарна маса, г
Конденсатори	C-0805	7	0,05	0,35
	C-0402	7	0,03	0,21
	C-CASE_B	1	0,15	0,15
Резистори	R-0805	3	0,05	0,15
	R-0603	2	0,04	0,08
	R-0402	9	0,03	0,27
Модулі	ESP_32S	1	2,00	2
Мікросхеми	ESP-PSRAM64H	1	0,07	0,07
	INMP441	1	0,06	0,06
	AMS1117	1	0,15	0,15
	XC6206-2.8V	1	0,06	0,06
	XC6206-1,2V	1	0,06	0,06
Кнопки	Button	2	0,03	0,06
Світлодіоди	LED_R 0402	1	0,03	0,03
Роз'єми	DS1021-14SF11-B	1	0,20	0,2

Продовження таблиці 3.3

	XF2M-2415-1A	1	0,15	0,15
	MSD-1-A	1	0,40	0,4
	USB4215-03-A	1	0,40	0,4
			Всього	4,85

Плату до корпусу закріплено на 4 сторони, нежорстке спирання. Коефіцієнт K_B рахується за формулою:

$$K_B = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{mE}{m_{ДП}}}} = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{4,85}{5,5}}} \approx 0,729$$

Коефіцієнт α для кріплення визначається за формулою (3.14):

$$\alpha = \pi^2 \left(1 + \frac{a^2}{b^2} \right), \quad (3.14)$$

де a^2/b^2 – відношення сторін монтажу ($a = 42$ мм, $b = 40$ мм).

$$\alpha = \pi^2 \left(1 + \frac{42^2}{40^2} \right) \approx 20,75$$

Визначимо циліндричну жорсткість за формулою (3.15):

$$D = \frac{E \cdot \delta^3}{12(1 - \mu^2)}, \quad (3.15)$$

де E - Модуль Юнга , $E = 3,02 \cdot 10^{10}$ Па; h - товщина плати, $h = 0.0016$ м; μ - Коефіцієнт Пуассона , $\mu = 0,22$

Проведемо розрахунок:

$$D = \frac{3,02 \cdot 10^{10} \cdot 0,0016^3}{12(1 - 0,22^2)} \approx 10,83 \text{ Н*м}$$

Визначимо частоту власних коливань друкованої плати за формулою:

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		54

$$f_c = \frac{K_B * a}{2\pi a^2} * \sqrt{\frac{D * g}{v * \delta}}, \quad (3.16)$$

де $g=9.8$ м/с – прискорення вільного падіння.

Розрахуємо частоту власних коливань:

$$f_c = \frac{0,729 * 20,75}{2 * \pi * 42^2} * \sqrt{\frac{10,83 * 9,8}{20500 * 0,0016}} \approx 2455 \text{ (Гц)}$$

Частота власних коливань перевищує 250 Гц, тому робимо висновок, що конструкція є абсолютно жорсткою. Додаткові розрахунки не є необхідними.

3.8 Проєктування друкованої плати у середовищі Altium Designer

Altium Designer — це потужна платформа для розробки друкованих плат, яка охоплює повний цикл створення електронних пристроїв — від початкової ідеї до виготовлення готової плати. Завдяки широкому набору інструментів та інтуїтивно зрозумілому інтерфейсу, Altium Designer заслужено вважається одним із провідних рішень у сфері електронного проєктування.

Серед ключових функцій варто відзначити:

- Схемотехнічний редактор, який дозволяє зручно створювати електричні схеми, використовуючи великий вибір компонентів з вбудованих бібліотек.
- Інтерактивну перевірку схем (DRC), яка допомагає ще на етапі створення схеми виявити помилки та уникнути проблем на наступних етапах.
- Автоматичну генерацію Netlist — списку з'єднань, що необхідний для подальшого трасування плати.
- Редактор друкованих плат (PCB), який підтримує проєктування багатошарових плат із гнучкими налаштуваннями.
- Інтерактивне трасування, яке враховує правила проєктування та оптимізує розміщення доріжок, пришвидшуючи роботу над платою.
- Контроль правил розведення (DRC) на етапі PCB-дизайну — забезпечує відповідність трасування встановленим технічним вимогам.

- Бібліотеки елементів, що включають як готові, так і власноруч створені символи та посадкові місця компонентів.

- Підтримку 3D-моделей, яка дозволяє переглядати плату у тривимірному вигляді, оцінювати її зовнішній вигляд та перевіряти фізичну сумісність компонентів.

Усі ці функціональні можливості були повністю задіяні під час реалізації даного проєкту, що значно полегшило процес розробки.

3.8.1 Створення проєкту

Перед початком роботи слід організувати структуру проєкту, у якій зберігатимуться всі необхідні файли, бібліотеки та вихідні документи. Altium Designer підтримує можливість підключення до бібліотек через FTP-сервери, що особливо зручно при командній роботі, де використовується різне обладнання або часто відбувається його заміна. Це дозволяє швидко отримувати доступ до актуальних ресурсів і забезпечує узгодженість даних між усіма учасниками проєкту.

3.8.2 Створення бібліотеки умовних графічних позначень

Слід зауважити, що стандартна бібліотека умовних графічних позначень у Altium Designer хоч і підтримує базову симуляцію електричних схем, має суттєві обмеження щодо номенклатури компонентів і відповідає стандарту ISO, що не є прийнятним у цьому проєкті. З метою відповідності вимогам стандартів ЄСКД (ДСТУ 2.721, 2.722, 2.723, 2.725, 2.726) було прийнято рішення розробити власну бібліотеку графічних позначень.

3.8.3 Створення бібліотеки посадкових місць

Окрім умовних графічних позначень, для проєктування друкованої плати необхідна бібліотека посадкових місць. Altium Designer забезпечує швидке та зручне створення таких посадкових місць, а також генерацію приблизної 3D-моделі компонента. Це дає змогу точніше оцінити габарити плати, провести попередні

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		56

розрахунки і підготувати вихідну технічну документацію. Бібліотека посадкових місць була розроблена на основі технічної документації кожного електронного компонента та виконаних раніше розрахунків.

3.8.4 Створення схеми електричної принципової

Основою для проектування друкованої плати є електрична принципова схема, створена за допомогою вбудованого редактора Altium Designer. Цей редактор дає змогу швидко розміщувати компоненти та з'єднання між ними на сітці, підтримує ієрархічну структуру листів схем, що дозволяє багаторазово використовувати однакові схеми та додавати специфічні правила для окремих ланцюгів при проектуванні плати. Це особливо корисно при роботі з високочастотними сигналами і диференційними парами. Для цього проекту в електричній принциповій схемі використовувалися виключно компоненти з власних раніше створених бібліотек.

3.8.5 Трасування друкованої плати

Altium Designer автоматично переносить список ланцюгів, створених у електричній принциповій схемі, і зв'язує їх із контактними майданчиками посадкових місць. Це дозволяє чітко бачити, де мають бути виконані з'єднання, що значно спрощує і підвищує ефективність процесу трасування. Для максимально раціонального використання площі друкованої плати був проведений пошук оптимального розташування компонентів за допомогою послідовного алгоритму. Трасування здійснювалося в інтерактивному режимі.

3.8.6 Підготовка вихідної документації

На базі завершеного проекту можливо створити майже всю необхідну документацію відповідно до будь-якого стандарту — від списку компонентів до монтажних креслень. Це сприяє прискоренню взаємодії між командою розробників та виробництвом.

Висновок до розділу

У розділі обґрунтовано технічні рішення, що забезпечують оптимальну реалізацію друкованої плати пристрою. Основою конструкції стала двошарова

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

плата на основі FR4, яка поєднує доступність, механічну міцність і електричну стабільність, забезпечуючи необхідну компактність і функціональність. Для досягнення високої щільності монтажу та забезпечення точності трасування обрано 4-й клас точності згідно з ГОСТ 23571.

Метод виготовлення базується на комбінованому підході, що поєднує фотолітографію і попарне пресування — це дозволяє досягти необхідної геометричної точності провідників і стабільної електромагнітної сумісності. У процесі компонування елементів застосовано алгоритмічний підхід із використанням матриці зв'язків, що дало змогу мінімізувати довжину з'єднань і покращити логіку розташування елементів з урахуванням зручності експлуатації.

Розрахунки провідників підтвердили, що ширина провідників для живлення (0,7 мм) перевищує мінімально допустимі значення з урахуванням струмового навантаження (1,5 А) і падіння напруги (5%). Для сигнальних трас застосовано ширину 0,15 мм, що відповідає як класу точності, так і геометричним обмеженням контактів.

У результаті розрахунку сумарна інтенсивність відмов друкованого вузла становить $\lambda = 4.54 \cdot 10^{-6}$ відмов/год, що відповідає середньому часу напрацювання понад 220 тис. годин та ймовірності безвідмовної роботи протягом року 96.1%. Найбільший внесок у надійність мають мікросхеми та стабілізатори, однак усі елементи працюють у межах допустимих режимів.

Розрахунок віброміцності показує, що власна частота коливань плати перевищує 2400 Гц, що значно вище порогового значення для виникнення резонансних деформацій. Це вказує на достатню жорсткість конструкції та її стійкість до вібраційних навантажень.

Друкований вузол повністю відповідає вимогам до надійності та віброміцності при експлуатації в складі портативного електронного пристрою.

Усі обрані технічні рішення узгоджені з вимогами до портативності, енергоефективності та технологічності пристрою, забезпечуючи надійність, точність і відповідність сучасним стандартам електронного проєктування.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		58

4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

4.1 Основні функції програмного забезпечення

Програмне забезпечення пристрою призначене для автоматичного збору та збереження даних про мозкову активність, а також зовнішні чинники впливу. Основні функції:

- прийом даних з EEG-гарнітури через Bluetooth;
- запис звуку з цифрового мікрофона (I2S);
- запис відео з підключеної камери;
- збереження всіх даних на SD-карту;
- управління через кнопку запуску/зупинки;
- сигналізація про стан через індикатор.

4.2 Блок-схема роботи

Робота програми починається з очікування натискання кнопки користувача. Якщо кнопка не натиснута, система продовжує чекати. Після натискання кнопки розпочинається ініціалізація мікроконтролера, периферійних пристроїв та SD-карти. Далі система намагається встановити з'єднання з EEG-гарнітурою через Bluetooth. Якщо підключення не відбулося, система повторює спробу. У разі успішного підключення запускається паралельний процес збору даних: здійснюється запис відео з камери, запис звуку з мікрофона та зчитування даних з EEG-гарнітури. Усі зібрані дані зберігаються на SD-карті. Після цього система знову перевіряє, чи було натиснуто кнопку користувача. Якщо ні — цикл збору даних повторюється. Якщо так — програма завершує свою роботу. Блок-схема роботи зображена на рис.4.1 .

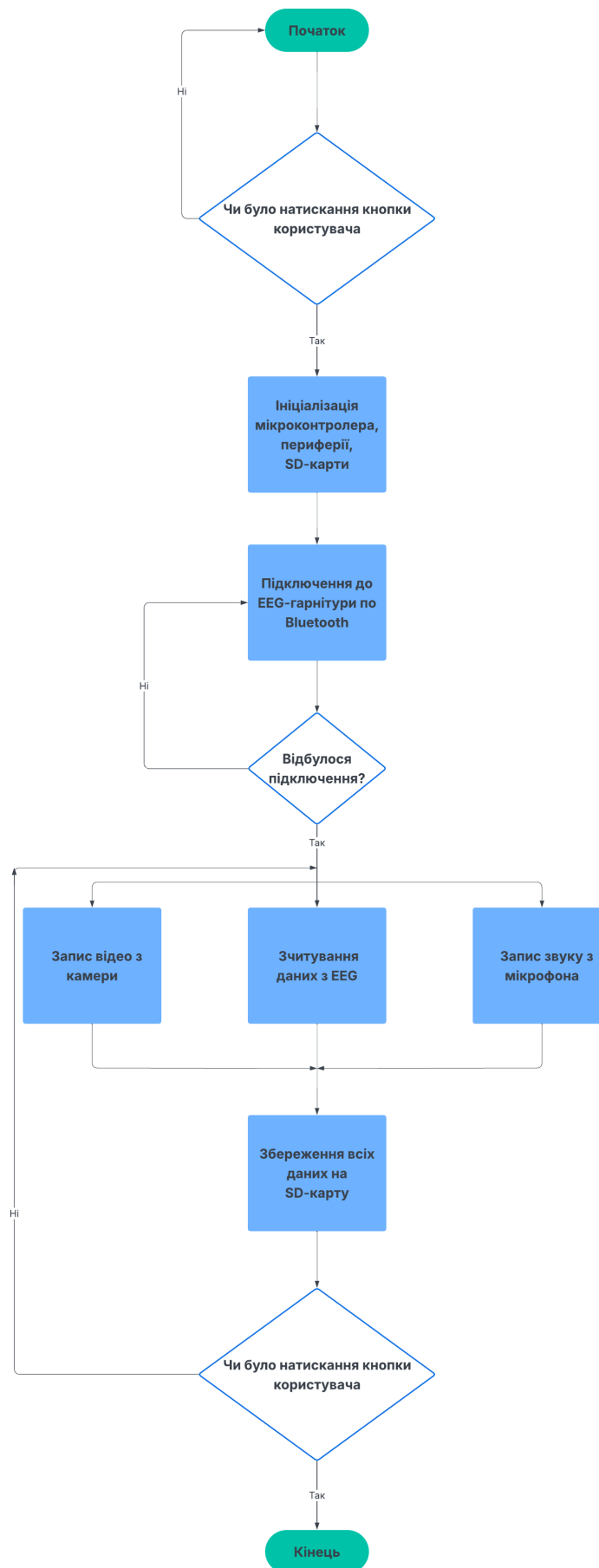


Рисунок 4.1 – Блок-схема програмного забезпечення

4.3 Взаємодія з периферійними пристроями

4.3.1 Взаємодія з гарнітурою

Для зчитування сигналів електричної активності мозку використовується гарнітура NeuroSky MindWave Mobile 2, яка передає дані по протоколу Bluetooth Classic із використанням профілю SPP (Serial Port Profile). Підключення до гарнітури реалізовано на мікроконтролері ESP32.

На етапі ініціалізації:

- активується Bluetooth контролер у режимі Classic;
- запускається сканування доступних пристроїв;
- ідентифікація цільового пристрою здійснюється за MAC-адресою ("c4:64:e3:e8:ed:16");
- після виявлення — ініціюється підключення через SPP.

Після встановлення з'єднання дані приймаються у зворотному виклику ESP_SPP_DATA_IND_EVT. Кожен отриманий пакет містить набір байтів у вигляді:

04 80 02 00 2B 52 AA AA

Ці байти містять закодовану інформацію про мозкову активність (наприклад, рівень уваги, медитації тощо), яка може бути декодована відповідно до специфікацій протоколу NeuroSky ThinkGear.

Для точного аналізу кожен пакет фіксується разом із міткою часу (timestamp), що дозволяє синхронізувати EEG-дані з іншими джерелами, як-от аудіо чи відео.

4.3.2 Взаємодія з камерою

Для дослідження впливу навколишнього середовища на користувача здійснюється зйомка простору за допомогою цифрової камери, підключеної до мікроконтролера ESP32 через інтерфейс DVP (Digital Video Port).

Мета цієї підсистеми — зафіксувати візуальні умови та зміну обстановки у середовищі, в якому перебуває користувач з нейрогарнітурою, для подальшого аналізу їхнього впливу на мозкову активність.

На початку роботи пристрій підключається до Wi-Fi-мережі і синхронізує час через NTP-протокол. Це забезпечує точне формування міток часу, які додаються до

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		61

кожного зробленого знімка. Камера налаштовується за допомогою структури `camera_config_t`, після чого автоматично виконує серійне фотографування з фіксованим інтервалом — у поточній реалізації це кожні 10 мілісекунд, тобто до 100 знімків за секунду. Кожне зображення зберігається у форматі JPEG на microSD-карті з унікальним іменем (`img00001.jpg`, `img00002.jpg` і т.д.).

Таким чином, формується повна візуальна картина середовища, у якому перебуває користувач, — наприклад, зміна освітлення, присутність рухомих об'єктів, візуальні подразники, екрани з відео, інтер'єр тощо. Це дозволяє пов'язати конкретні зміни у середовищі з реакцією мозку, зареєстрованою через EEG.

Після експерименту отримані фотографії можуть бути об'єднані у відео з використанням програмного забезпечення, наприклад `ffmpeg`, для зручного перегляду та подальшої синхронізації з графіками EEG. Наприклад, команда:

```
ffmpeg -framerate 30 -i img%d.jpg -c:v libx264 output.mp4
```

дозволяє сформувати відеофайл з частотою 30 кадрів на секунду, який синхронізований з тимчасовою шкалою зібраних EEG-даних. Надалі це дає можливість детально аналізувати, які саме зміни у візуальному середовищі спричиняли зміну рівня уваги, емоційного стану або мозкової активності загалом.

4.3.3 Взаємодія з мікрофоном

Для запису звукових даних у проєкті використовується цифровий мікрофон, підключений до мікроконтролера ESP32 через інтерфейс I2S (Inter-IC Sound). Цей інтерфейс забезпечує синхронну передачу аудіосигналів у цифровому форматі, що дозволяє отримувати якісні звукові дані з мінімальними затримками. Передача здійснюється по трьох основних лініях: серійний тактовий сигнал (BCK), сигнал вибору каналу (WS або LRCK) та серійні дані (SD).

Мікроконтролер зчитує дані з мікрофону з частотою 8000 Гц (8 кГц) — тобто 8000 семплів на секунду, з розрядністю 32 біти на семпл. Зібрані семпли тимчасово зберігаються у буфері розміром 512 значень. Кожну секунду ці дані записуються у файл на microSD-карту у вигляді текстових чисел, що представляють цифрове значення амплітуди звукової хвилі. Таким чином, створюється база сирих аудіоданих у вигляді послідовності чисел.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		62

На наступному етапі ці семпли можуть бути оброблені й конвертовані у формат .wav за допомогою спеціального скрипту або програмного забезпечення. Для цього достатньо додати відповідний заголовок WAV-файлу (який містить інформацію про формат, частоту дискретизації, кількість каналів тощо) та прикріпити до нього масив зібраних семплів. Така структура дозволяє відтворювати записані звуки у стандартних аудіопрогравачах або аналізувати їх у спеціалізованих системах для обробки сигналів.

Цей підхід дає можливість отримати якісну та синхронізовану звукову інформацію про навколишнє середовище під час експерименту.

4.4 Середовище розробки

Для розробки прошивки використано:

- Мікроконтролер: ESP32-S
- SDK: ESP-IDF (ESP32 IoT Development Framework)
- Мова програмування: C
- Редактор коду: VS Code з плагіном Espressif

4.5 Інструкція користувача

- Встановіть SD-карту у відповідний слот.
- Увімкніть пристрій до PowerBank.
- Увімкніть гарнітуру.
- Натисніть кнопку Start, щоб розпочати запис.
- У процесі роботи пристрій автоматично записує дані з EEG-гарнітури, мікрофона та камери.

- Для завершення натисніть кнопку ще раз — запис зупиниться, файли збережуться.

- Дані можна переглянути, вийнявши SD-карту та відкривши її на комп'ютері.

Висновок до розділу

Програмне забезпечення забезпечує автоматизований збір та синхронізацію даних про мозкову активність користувача разом із відео- та аудіоінформацією з навколишнього середовища. Зв'язок з нейрогарнітурою реалізований через

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		63

Bluetooth SPP, відеозапис здійснюється з камери, підключеної через інтерфейс DVP, а мікрофон забезпечує цифровий запис звуку через I2S-інтерфейс. Усі дані зберігаються на SD-карті з точними часовими мітками для подальшого аналізу. Розробка виконана на базі мікроконтролера ESP32 з використанням ESP-IDF та мови програмування C. Керування роботою пристрою здійснюється за допомогою кнопки запуску/зупинки, а також кнопки скидання (reset), що дозволяє швидко перезапустити систему при потребі.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		64

ВИСНОВКИ

Результатом виконання дипломного проєкту стала розробка портативного пристрою для зчитування нейрофізіологічних сигналів, що базується на нейрогарнітурі MindWave з подальшою обробкою даних на мікроконтролері ESP32. Проєкт орієнтований на застосування в системах нейроінтерфейсів, моніторингу стану користувача та в медичних дослідженнях.

1. Проведено аналіз наявних апаратних рішень і обґрунтовано вибір архітектури, яка задовольняє вимоги щодо точності, швидкодії, енергоефективності та компактності. Сформовано технічне завдання та обрано відповідні компоненти: ESP32, пам'ять ESP-PSRAM64H, аудіомікрофон INMP441, стабілізатори AMS1117 та XC6206, а також пасивні елементи.

2. Розроблено електричну принципову схему пристрою та виконано трасування двошарової друкованої плати в середовищі Altium Designer. Враховано технологічні норми виготовлення, електромагнітну сумісність, ефективне тепловідведення та мінімізацію паразитних параметрів.

3. Проведено розрахунок надійності пристрою з урахуванням коефіцієнтів електричного навантаження, температурного режиму та умов експлуатації. Визначено, що середній час безвідмовної роботи перевищує 220 000 годин, а ймовірність безвідмовної роботи протягом року становить 96,1 %, що підтверджує відповідність пристрою вимогам до портативних систем.

4. Виконано розрахунок віброміцності вузла. Встановлено, що власна частота коливань становить понад 2400 Гц, що значно перевищує нормативний поріг у 250 Гц і підтверджує високу механічну стійкість плати при експлуатації в умовах вібрації.

5. Розроблено програмне забезпечення на мові C для зчитування, попередньої обробки та передачі даних нейрогарнітури. Застосовано алгоритми перевірки цілісності, декодування, буферизації та інтерфейсної взаємодії з користувачем. Програму протестовано в умовах наближених до експлуатаційних. Отримані результати засвідчують доцільність подальшого вдосконалення

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		65

пристрою з можливістю впровадження у медичних, дослідницьких або побутових системах нейроконтролю.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Перша ЕЕГ та боротьба за нейронауку: хто такий Володимир Правдич-Немінський [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.kunsht.com.ua/articles/persha-eeg-ta-borotba-za-nejronauku-xto-takij-volodimir-pravdich-neminskij> (дата звернення: 01.06.2025)
2. Neuralink Ілона Маска створила технологію, яка поверне зір сліпим [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.unian.ua/techno/gadgets/neuralink-chip-mask-a-vipustiv-pristriy-yakiy-povertaye-zir-12761049.html> (дата звернення: 01.06.2025)
3. ЕРОС X - 14 Channel Wireless EEG Headset [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://www.emotiv.com/products/epoc-x?srsId=AfmBOorsNpl5cTJN_XXhQZKSotStw9hA1LRgcCQaWYQ5 (дата звернення: 01.06.2025)
4. Ultracortex "Mark IV" EEG Headset [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://shop.openbci.com/products/ultracortex-mark-iv?srsId=AfmBOooPKpm3NoGGenht6jkVd7dJXQzY_WWIOxheEd7ST37f6mmN4Qe9 (дата звернення: 01.06.2025)
5. NeuroSky Store [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://store.neurosky.com/> (дата звернення: 01.06.2025)
6. Weinan Electronics [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.weinanelectronics.com/what-is-a-dvp-camera-module/> (дата звернення: 01.06.2025)
7. MIPI Cameras vs USB Cameras: a Detailed Comparison [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.edge-ai-vision.com/2022/01/mipi-cameras-vs-usb-cameras-a-detailed-comparison/> (дата звернення: 01.06.2025)
8. Документація OV2640 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://www.uctronics.com/download/cam_module/OV2640DS.pdf?srsId=AfmBOorsiwkEgb1YqWIa34heQo8ca-Z0LSWZ_3LShUymkSqoh5p2gxe (дата звернення: 01.06.2025)

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		67

9. Документація XC6206 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://www.mouser.com/datasheet/2/760/TOSL_S_A0007229533_1-2575067.pdf
(дата звернення: 01.06.2025)
10. Документація ESP32 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf
(дата звернення: 01.06.2025)
11. Документація AMS1117 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://radiolux.com.ua/files/pdf/AMS1117.pdf> (дата звернення: 01.06.2025)
12. ДСТУ 2861-94 Надійність техніки. Аналіз надійності. Основні положення [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=64009 (дата звернення: 01.06.2025)
13. ДСТУ EN 60745-2-8:2014 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=64774 (дата звернення: 04.06.2024)
14. Документація FSR-400 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Interlinkelectronics%20November2017/Docs/Datasheet_FSR.pdf (дата звернення: 04.06.2024)
15. Документація STM32F103C8T6 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/201596/STMICROELECTRONICS/STM32F103C8T6.html> (дата звернення: 04.06.2024)
16. Документація Raspberry Pi Zero v1.3 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/6/7/6/PiZero_1.pdf (дата звернення: 04.06.2024)
17. Документація INMP441 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/INMP441.pdf> (дата звернення: 04.06.2024)
18. Документація MAX4466 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.alldatasheet.com/datasheetpdf/pdf/73367/MAXIM/MAX4466.html> (дата звернення: 04.06.2024)

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		68

19. Документація SPH0641LM4H-1 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1177211/KNOWLES/SPH0641LM4H-1.html> (дата звернення: 04.06.2024)

20. Документація AN1953 [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://cdn.sparkfun.com/assets/e/b/4/f/7/USB-C_Datasheet.pdf (дата звернення: 04.06.2024)

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		69

1. ДОДАТОК А

Технічне завдання на проєктування

1. Найменування та галузь використання

Портативний пристрій для збору даних мозкової активності людини. Призначений для застосування в експериментальних дослідженнях у сфері когнітивної науки, психології, освіти, медицини та спорту. Пристрій використовується для реєстрації електричної активності головного мозку та параметрів навколишнього середовища з метою аналізу впливу зовнішніх чинників на функціональний стан мозку людини.

2. Підстава для розробки

Підставою для розробки є завдання на дипломний проєкт згідно наказу по НТУУ «КПІ» № 1885-с від 03.06.2025.

3. Мета та призначення розробки

Метою даного проєкту є створення портативного, неінвазивного пристрою, що забезпечує фіксацію мозкової активності та рівня впливу навколишнього середовища (полягає в дублюванні інформації, яка надходить до мозку людини за допомогою слуху та зору, шляхом використання мікрофону та камери). Пристрій призначений для проведення експериментів із вивчення взаємозв'язку між зовнішніми чинниками та мозковою активністю.

4. Джерело розробки

Завдання на дипломний проєкт згідно наказу по НТУУ «КПІ» 1885-с від 03.06.2025.

5. Технічні вимоги

5.1. Вимоги до пристрою, що розробляється

- Зовнішнє живлення пристрою через powerbank
- Запис даних ЕЕГ на зовнішній носій
- Запис відео (із камери) та аудіо (з мікрофону) у реальному часі
- Синхронізація даних ЕЕГ, відео та аудіо
- Можливість автономної роботи без підключення до ПК
- Індикатори стану (живлення, запис, помилка)

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		70

- Компактність та портативність конструкції

- Простота керування

5.2. Вимоги до надійності

Середній час напрацювання на відмову — не менше 10 000 годин.

5.3. Вимоги до технологічності

Проект орієнтований на використання сучасних технологій швидкого прототипування.

5.4. Вимоги до рівня уніфікації та стандартизації.

Максимальне використання стандартних компонентів та інтерфейсів.

5.5. Вимоги до безпеки обслуговування

Керуватися загальними вимогами безпеки до апаратури низької напруги
ГОСТ 12.2.007-75

5.6. Вимоги до складових частин виробу, сировини, вихідних експлуатаційних матеріалів

Використання сертифікованих компонентів, які не містять небезпечних речовин.

5.7. Умови експлуатації

Кліматичне виконання УХЛ 4 згідно ДСТУ 8215:2015.

5.8. Вимоги до транспортування та зберігання

Група умов зберігання Л1 по ДСТУ 8215:2015. Температура зберігання:
+5...+40°C. Вологість до 60% при 20°C.

5.9. Додаткові технічні вимоги

Технічні характеристики:

- Габаритні розміри пристрою: не більше 60 мм × 60 мм × 30 мм
- Маса: не більше 150 г
- Живлення: 5 В ± 5 %
- Споживаний струм: не більше 200 мА
- Ємність карти пам'яті: не менше 32 ГБ

6. Економічні показники

Не розглядаються.

7. Результати роботи

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		71

Дана робота (звітна документація) після виконання надається на кафедру КЕОА для подальшого захисту й зберігання як навчальної документації.

Результати даної роботи можуть бути використані як вихідна документація по створенню прототипу пристрою, його програмування, налагодження й подальшого впровадження в серійне виробництво.

8. Проєкт повинен містити

- Пояснювальну записку формату А4;
- Схему електричну принципову формату А2;
- Перелік елементів формату А4;
- Креслення друкованої плати формату А1;
- Специфікацію формату А4;
- Складальне креслення А1.

9. Порядок розгляду й приймання проєкту

Порядок розгляду й приймання проєкту на загальних умовах, прийнятих на кафедрі КЕОА. Рецензування й прийняття проєкту комісією на загальних умовах.

					ДК11.46219.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		72