

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра медичної радіофізики

«На правах рукопису»

Робота допущена до захисту в ЕК
рішенням кафедри медичної радіофізики
від _____ 2024 року, протокол № _____.
Завідувач кафедри кандидат фіз.-мат. наук, доцент
_____ Сергій РАДЧЕНКО

ДИПЛОМНА РОБОТА МАГІСТРА

на тему:

**«ПОРТАТИВНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЗАПИСУ ТА АНАЛІЗУ
ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ У РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ»**

Виконав:

студент 2-го курсу магістратури
денної форми навчання
спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали
ОНП “Біомедична фізика, інженерія та інформатика”
Півень Роман Васильович _____

Науковий керівник:

кандидат фіз.-мат. наук, доцент
Судаков Олександр Олександрович _____

Рецензент:

кандидат біол. наук, старший дослідник
Максимюк Олександр Петрович _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань

Студент _____ Роман ПІВЕНЬ

РЕФЕРАТ

Дипломна робота магістра. 35 ст., 33 рис.

Побудовано систему запису даних з енцефалографа ЕРОС+ у реальному часі. Описано принципи роботи енцефалографу, показано робочу модель мобільного Headset EEG в парі з одноплатним комп'ютером Raspberry Pi, надано результати тестових досліджень без змочування електродів, у вигляді візуалізації та цифрових даних. Зроблена фільтрація артефактів. Для покращення якості EEG сигналів було застосовано фільтрацію артефактів з використанням методу Незалежного Компонентного Аналізу (ICA). Було проведено тестування для оцінки ефективності фільтра ICA.

Ключові слова: ЕНЦЕФАЛОГРАФ, ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ, RASPBERRY PI, WINDOWS, ЕРОС +, ICA.

Зміст

Вступ	3
Розділ 1. Електроенцефалографія	4
1.1 Визначення електроенцефалографії	4
1.2 Застосування ЕЕГ	4
1.3 Реєстрація ЕЕГ	5
Розділ 2. Мобільний електроенцефалограф	11
2.1 Інтерфейс «мозок - комп'ютер»	11
2.2 Мобільні ЕЕГ	11
2.3 ЕЕГ гарнітура Emotiv EPOX +	13
2.3.1 Технічні характеристики	13
2.3.2 Опис пристрою	13
2.3 Побудова системи	18
2.3.1 Розробка приладу на базі Raspberry Pi	18
2.3.2 Розробка приладу на базі Windows 10	20
2.4 Артефакти ЕЕГ	22
2.4.1 Чому виникають артефакти?	22
2.4.2 Як позбутись артефактів?	26
Висновки	32
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	34

Вступ

Електроенцефалографія (ЕЕГ) — це передовий метод дослідження мозкової активності, заснований на реєстрації електричних потенціалів, які виникають внаслідок діяльності нейронів головного мозку. ЕЕГ дозволяє з деталями вивчити зміни в електричній активності мозку, які залежать від фізіологічного стану, що робить цей метод незамінним у нейронауках і медицині.

Електроенцефалографія має широкі можливості у розумінні процесів, що відбуваються в головному мозку людини, дозволяє візуалізувати проблемні зони, а також судити про його фізіологічну зрілість, функціональний стан, загально мозкові розлади та їх характер.

ЕЕГ використовується протягом багатьох років і вважається безпечною процедурою. З появою нових технологій, електроенцефалографія пройшла значний еволюційний шлях від великих, незручних систем до більш компактних та доступних пристроїв. Ці системи, незважаючи на свої невеликі розміри, забезпечують достатню точність для діагностики та моніторингу мозкової активності, роблячи ЕЕГ доступнішою для широкого кола користувачів. Особливість нашої роботи полягає у розробці доступної портативної системи ЕЕГ, яка коштує приблизно \$1,000, поміщається в середній розмір рюкзака та може використовуватися будь-яким бажаючим без потреби в глибоких професійних знаннях. Незважаючи на свої компактні розміри, ця система достатньо точна для медичного використання.

Розділ 1. Електроенцефалографія

1.1 Визначення електроенцефалографії

Електроенцефалографія (ЕЕГ) — метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічний зрілість і стан, наявність осередкових уражень, загальномозкових розладів і їхній характер. Полягає в реєстрації й аналізі сумарної біоелектричної активності головного мозку — електроенцефалограми [1].

Попри те, що раніше ЕЕГ була основним методом для виявлення пухлин та інсультів [2,3], поширення методів з високою анатомічною деталізацією, таких як МРТ та КТ, зменшило її застосування в цих сферах. Проте, завдяки своїй унікальній часовій роздільній здатності, що дозволяє зафіксувати швидкі зміни у мозковій активності, та мобільності, ЕЕГ продовжує бути важливим інструментом у неврологічних дослідженнях та клінічній практиці.

При класифікації ЕЕГ виділяють три групи:

1. нормальна ЕЕГ, яка відповідає віку і функціональному стану пацієнта;
2. погранична між нормою та патологією, яка виходить за рамки нормальної, але не містить якоїсь явної патологічної активності;
3. патологічна або аномальна ЕЕГ, яка містить коливання невідповідної частоти, зі зміненою амплітудою, зі зміненим топічним розподілом по поверхні голови

1.2 Застосування ЕЕГ

Цей метод широко використовується для клінічної оцінки порушень головного мозку [2,3]. Наприклад, характерна судомна активність, що спостерігається при епілепсії, проявляється у вигляді швидких хвиль на записах. Також, аномально повільні хвилі можуть вказувати на наявність пухлин або інсультів, залежно від місця та розміру ураження.

У лабораторних дослідженнях він застосовується для вивчення когнітивних процесів і поведінкових реакцій на різні стимули, дозволяючи глибше зрозуміти механізми обробки інформації мозком.

В терапевтичній практиці використання як інструмент біологічного зворотного зв'язку дозволяє людям навчитися контролювати фізіологічні процеси, такі як серцевий ритм. Такий підхід може бути корисним у лікуванні стресу та тривожності.

Технологія нейро-комп'ютерних інтерфейсів (BCI) перетворює мозкові сигнали на команди для управління комп'ютерами чи іншими електронними пристроями, що відкриває нові можливості для людей з обмеженими фізичними можливостями [4].

Крім того, в психіатричній практиці метод допомагає в моніторингу ефекту лікування, особливо при використанні психотропних препаратів, аналізуючи їх вплив на електричну активність мозку.

1.3 Реєстрація ЕЕГ

За способом реєстрації електричної активності мозку виділяють:

- **Поверхнева електроенцефалографія:**
 - **Опис:** При цьому методі електроди розміщують на поверхні скальпу голови. Це найбільш поширений спосіб, який зазвичай мають на увазі під час згадування ЕЕГ.
 - **Плюси:** Неінвазивний метод, стабільні записи в часі.
 - **Мінуси:** Обмежена просторова і часова роздільна здатність.

- **Кортикографія (ЕКоГ):**

- **Опис:** Реєстрація відбувається при розміщенні електродів безпосередньо на поверхні мозкової кори.
- **Плюси:** Менш інвазивний порівняно з використанням проникаючих електродів, високе співвідношення сигнал/шум, стабільні записи в часі.
- **Мінуси:** Більш інвазивний порівняно зі стандартною поверхневою ЕЕГ.

- **Проникаючі електроди:**

- **Опис:** Електроди вставляються безпосередньо у мозкову тканину для забезпечення найвищої роздільної здатності.
- **Плюси:** Високе співвідношення сигнал/шум, надзвичайно детальне зображення мозкової активності.
- **Мінуси:** Дуже інвазивний метод, сигнал і нейронне середовище можуть погіршуватися з часом, доступ до досліджуваної зони мозку обмежений.

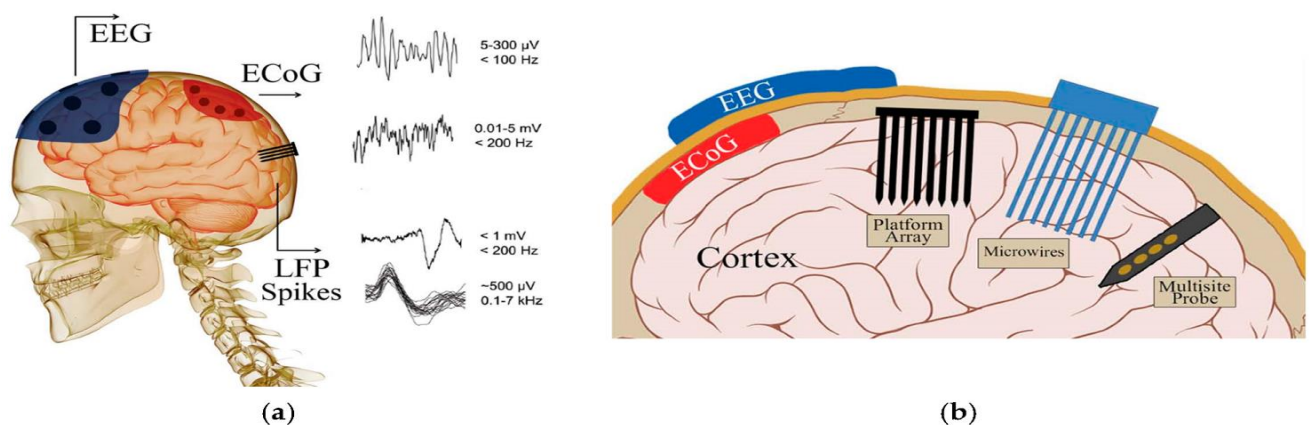


Рисунок 1.1

a) Схема реєстрації нейронних сигналів ЕЕГ, ЕКОГ, LFP (потенціали локального поля) та їх властивості.

b) Схема електрода ЕЕГ на черепі, електрода ЕКоГ на поверхні мозку та проникаючих електродів

Для реєстрації поверхневої ЕЕГ використовуються біполярні електроди. Важливим аспектом є їх правильне розташування на голові, яке повинно відповідати певній схемі для забезпечення рівномірного покриття кори головного мозку. Таке розташування електродів є важливим для забезпечення точності записів, оскільки це дозволяє ефективно реєструвати електричні потенціали з усіх областей голови.

Міжнародна система 10/20 є найбільш розповсюдженою методикою розміщення електродів при поверхневій ЕЕГ [1]. Ця система використовує відстані, які становлять 10% або 20% від певних анатомічних точок голови, забезпечуючи таким чином стандартизацію та зручність у використанні по всьому світу. Розташування електродів за цією системою дозволяє одержувати досить стабільні та надійні дані, необхідні для клінічної діагностики та досліджень.

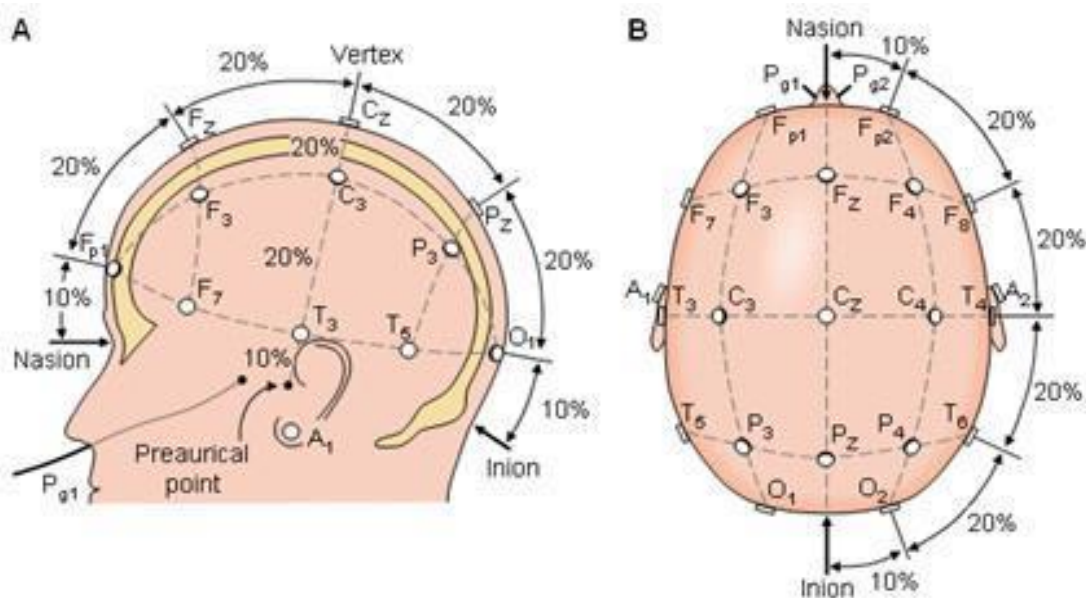


Рисунок 1.2 Схема розташування електродів за міжнародною системою 10/20

Основні схеми вимірювання сигналу ЕЕГ:

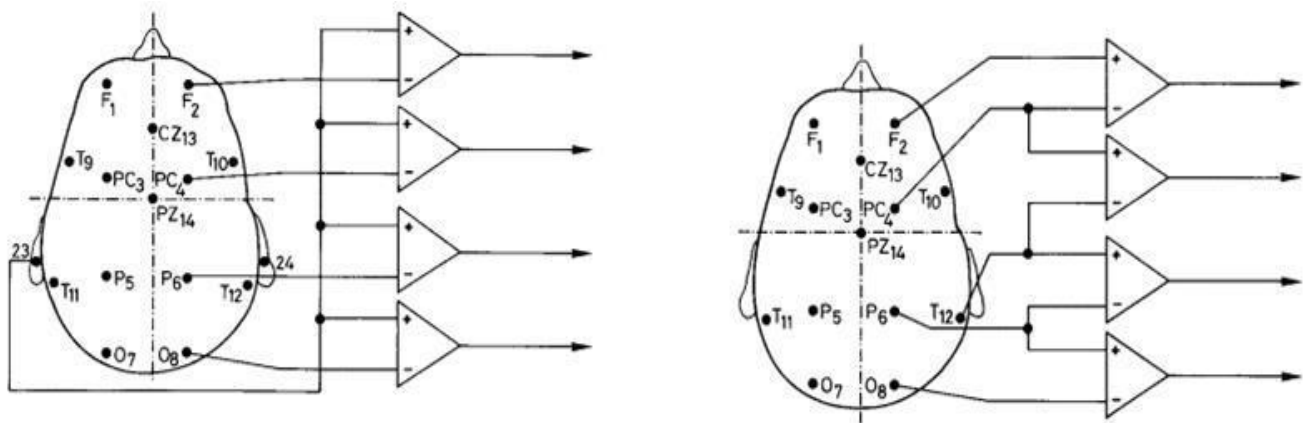
- Монополярна схема: Вимірювання проводиться між однією активною точкою на поверхні скальпу та індіферентною точкою, зазвичай мочкою

вуха або сумарним електродом, який є узагальненим відведенням від усіх електродів на скальпі.

- Біполярна схема: Ця схема вимірює різницю потенціалів між двома електродами, розташованими безпосередньо над мозком. Такий підхід дозволяє виявити електричні відмінності між різними частинами мозку, що особливо корисно для ідентифікації місцевих аномалій у мозковій активності.

На рис. 1.3 наведено схеми реєстрації ЕЕГ за монополярною та біполярною схемами, а на рис. 1.4 – зовнішній вигляд розміщення електродів на поверхні голови.

Рисунок 1.3 Схеми відведень ЕЕГ:



а) монополярна;

б) біполярна

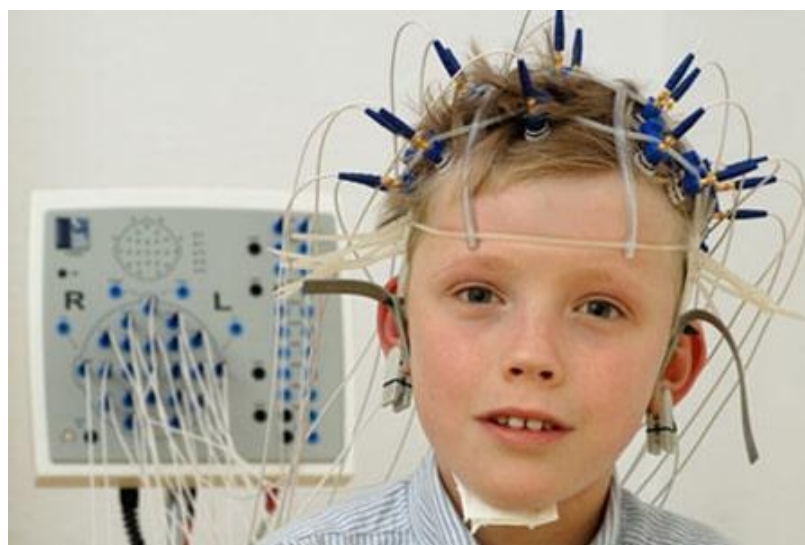
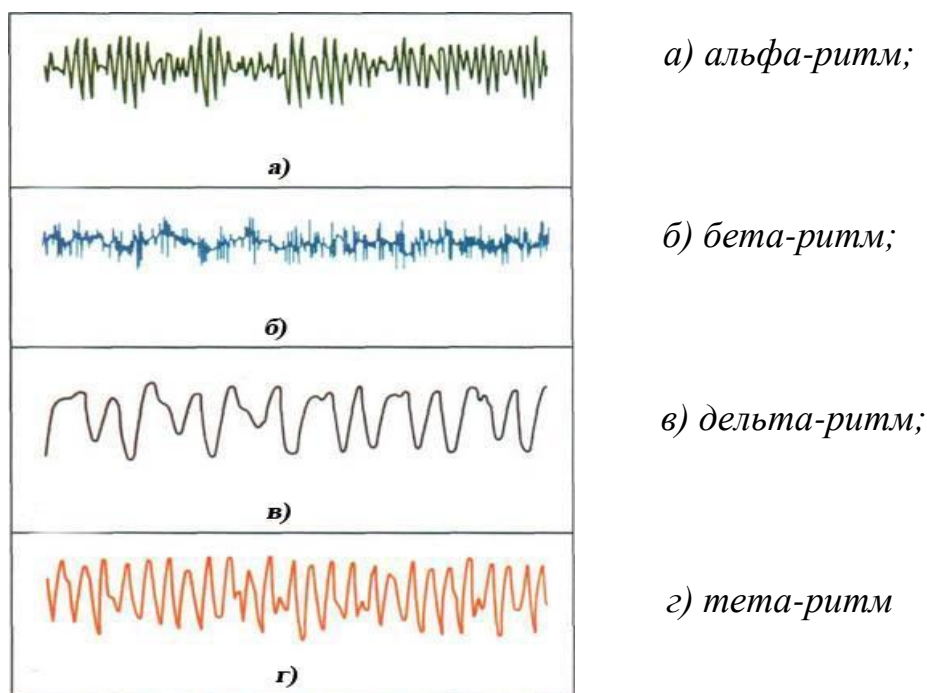


Рис. 1.4. Зовнішній вигляд розміщення електродів на поверхні скальпу людини

Результатом реєстрації буде сигнал ЕЕГ із чотирьох основних каналів [1] (рис 1.5)

Рисунок 1.5 – Основні ритми ЕЕГ:



Альфа-ритм: Цей ритм зазвичай домінує у дорослих, коли вони перебувають у стані спокою з закритими очима. Його частота становить приблизно 8-12 Гц. Альфа-ритм є індикатором релаксації та ментальної неактивності.

Він діагностується у 85-95% дорослих в спокійному стані та є основним для попереднього виявлення відхилень від норми.

Бета-ритм: Цей ритм має вищу частоту 13-30 Гц і зазвичай асоціюється з активними психічними процесами, концентрацією уваги, активним мисленням та безсонням. Бета-ритми найкраще реєструються в області передніх центральних звивин і є провідним ритмом під час активного безсоння.

Дельта-ритм: Ці хвилі з частотою менше 4 Гц є типовими для глибоких стадій сну та в деяких випадках можуть бути зареєстровані під час важких патологічних станів мозку, таких як тумори, інфекції та інші ураження мозку.

Тета-ритм: Хвилі з частотою 4-7 Гц часто спостерігаються в легких стадіях сну або у дітей. Вони також можуть з'являтися під час глибокої релаксації та у станах підвищеної емоційної напруженості у дорослих. В деяких випадках, підвищена тета-активність у дорослих може вказувати на психологічні аномалії або неврологічні порушення.

Розділ 2. Мобільний електроенцефалограф

2.1 Інтерфейс «мозок - комп'ютер»

Завдяки швидкому розвитку технологій, ми наближаємося до реалізації мрії багатьох науковців — керувати об'єктами лише за допомогою думок. Ця ідея, яка колись здавалася належною науковій фантастиці, тепер перетворюється на реальність завдяки дослідженням та розробці технологій доступу до мозку, які ведуться вже з минулого століття.

Мозкові інтерфейси поділяють на інвазивні та неінвазивні. Інвазивні це нейроінпланти які вживлюються безпосередньо в мозок, як Neuralink.

Водночас, неінвазивні методи включають зовнішнє обладнання, таке як гарнітури чи шоломи, які можна легко носити і використовувати як портативну електроніку. Ці пристрої пройшли шлях від об'ємних систем до мініатюрних гарнітур, що мають розмір звичайних навушників, роблячи їх зручними для щоденного використання.

2.2 Мобільні ЕЕГ

Клас легких компактних пристроїв, що надягаються на голову та використовують сигнали енцефалограми і м'язових імпульсів електроміографії, отримали назву ЕЕГ гарнітура (*EEG HEADSET*).

Існують два основні класи ЕЕГ гарнітур:

- **Професійні:** Вирізняються високою точністю вимірювань, але часто мають дизайн, який може здаватися недостатньо естетичним (див. рис. 2.1).
- **Споживчі:** Комбінують естетичний вигляд та компактність із досить високою точністю вимірювань, що робить їх популярними серед загальної публіки (див. рис. 2.2).



Рисунок 2.1 Професійна або лабораторна EEG гарнітура для досліджень



Рисунок 2.2 Споживча EEG гарнітура, яка має точність сумірну з лабораторними варіантами.

Також прилади розрізняють за інтерфейсом під'єднання та електродами, що впливає на зручність використання та якість зібраних даних.

Інтерфейси під'єднання:

- **Мокрі електроди:** Вимагають нанесення спеціальної провідної гелю чи рідини для покращення контакту між електродом та шкірою, що забезпечує високу якість сигналу.
- **Сухі електроди:** Не потребують додаткового змочування, що робить їх більш зручними для швидкого використання, хоча якість сигналу може бути нижчою порівняно з мокрими електродами.

Типи електродів:

- **Пасивні електроди:** Служать для простого збору електричних сигналів від мозку та їх передачі до аналізатора без жодної обробки на місці.
- **Активні електроди:** Забезпечують первинну обробку сигналу безпосередньо на електроді перед його передачею, що може покращувати якість сигналу та зменшувати шум, особливо у випадках використання в умовах високого електромагнітного шуму.

2.3 ЕЕГ гарнітура Emotiv EPOX +

2.3.1 Технічні характеристики

За класифікацією Emotiv EPOX є мокрим, незанурюваним (електроди знаходяться на поверхні шкіри) BCI (Brain-Computer Interface) з пасивними електродами [5].

- Число датчиків: 14 шт
- Тип датчиків: пасивні, мокрі
- Гіроскопи: 2 шт
- Батарея: 7-12 годин без підзарядки
- З'єднання з комп'ютером: бездротовий зв'язок за допомогою Bluetooth;
- набір API для розробників інтерфейсів "мозок – комп'ютер";

Даний прилад фіксує рухи головою та дозволяє приймати ментальні команди (більше 5 виразів обличчя). Також API дозволяє вловлювати різні стани :

- хвилювання,
- залученість,
- розслаблення,
- інтерес,
- стрес,
- фокус

2.3.2 Опис пристрою

За зовнішнім виглядом EMOTIV EPOX + схожий на звичайні навушники, але з особливістю конструкції: дужка розташована не зверху, а позаду голови, де

також знаходиться вимикач. Загалом роз'ємів для датчиків на пристрої 18 штук, з яких 14 кількість реальних каналів, а 2 пари опорні. (Рисунок 2.3) Опорні канали розташовані по два з кожної сторони голови, позаду вух та вище них, що дозволяє забезпечити більш стабільне зчитування сигналів.



Рисунок 2.3 EMOTIV EPOC +

Пристрій здатен реєструвати електричні сигнали від мозку та м'язів — так звану міограму. М'язові сигнали зазвичай сильніші за мозкові, тому потребують фільтрації. Для видалення м'язових перешкод зчитується додатковий сигнал з ділянок, де активність м'язів є, але відсутня мозкова активність — зазвичай це темпоральні зони або райони біля вух. Передача даних на комп'ютер відбувається через бездротове з'єднання Bluetooth, що забезпечує зручність і мобільність використання пристрою.

2.2.3 Принцип роботи енцефалографа

EPOC+ розроблено для забезпечення хорошого покриття лобових і прифронтальних часток, а також для покриття скроневих, тім'яних і потиличних часток [5]. Є дві пари опорних точок щоб обрати позицію з найкращим сигналом

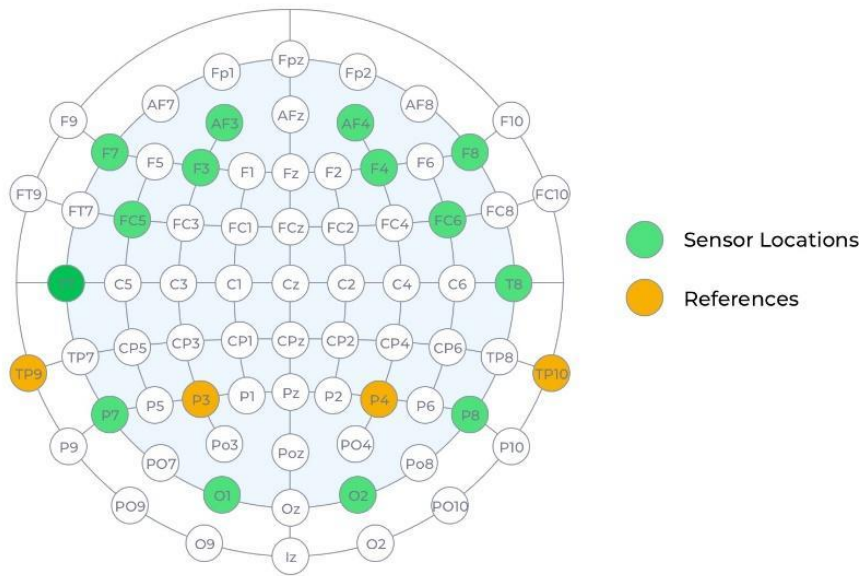


Рисунок 2.4 Розташуванням датчиків для EPOC+ за допомогою міжнародної системи 10/20

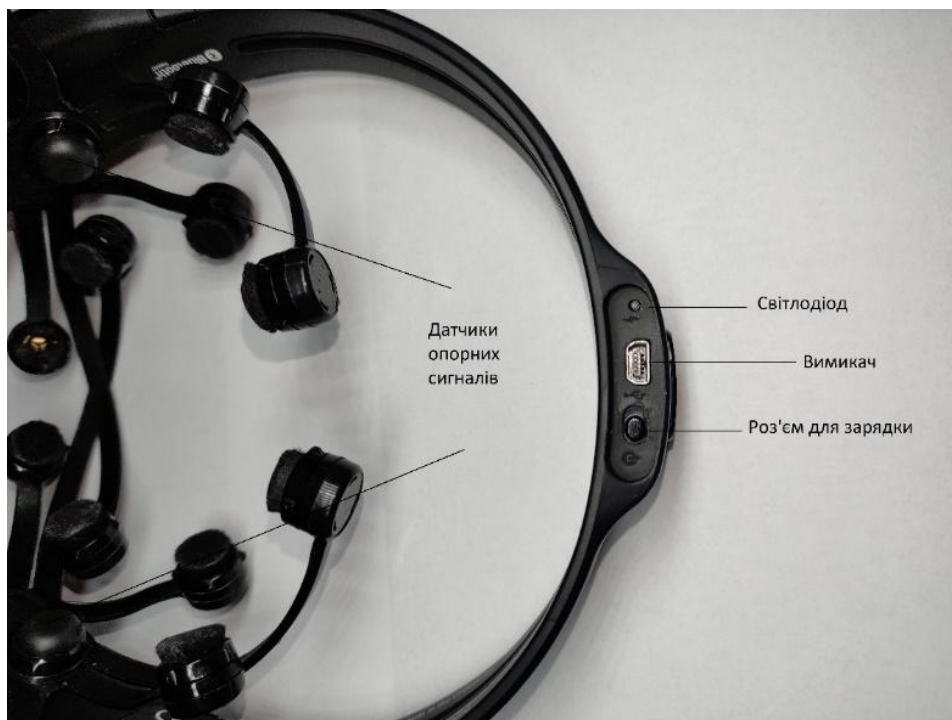


Рисунок 2.5 Датчики та порти EMOTIV EPOC +

Канали DRL / Aux DRLi CMS / Aux CMS з'єднані разом, щоб користувач міг змінювати розташування опорних точок.

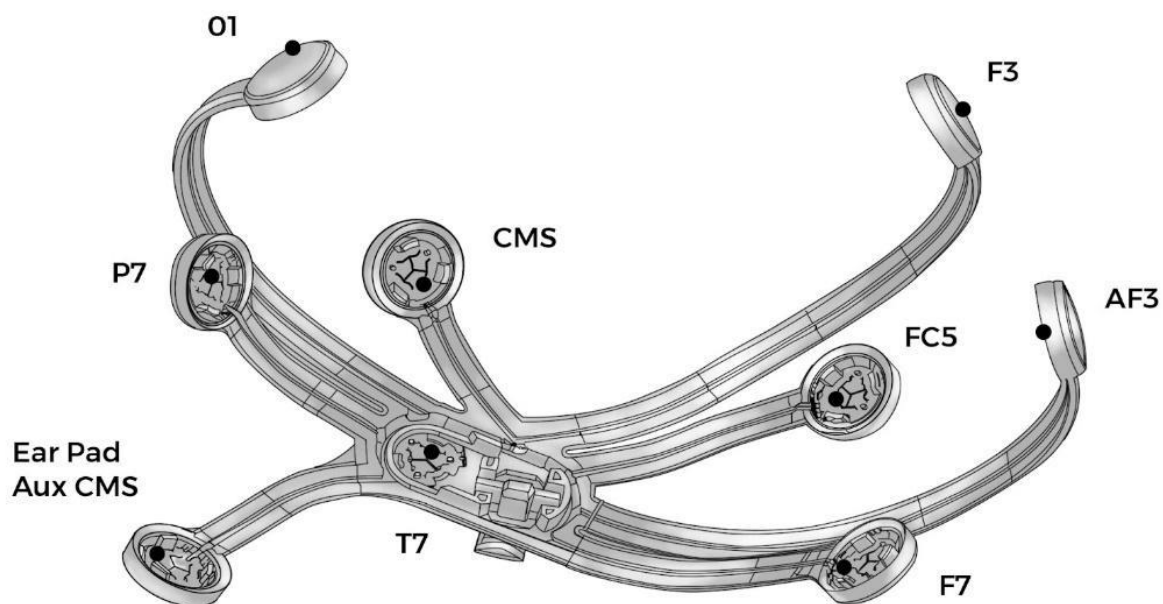


Рисунок 2.6 а) Вигляд лівого "плеча" електродів

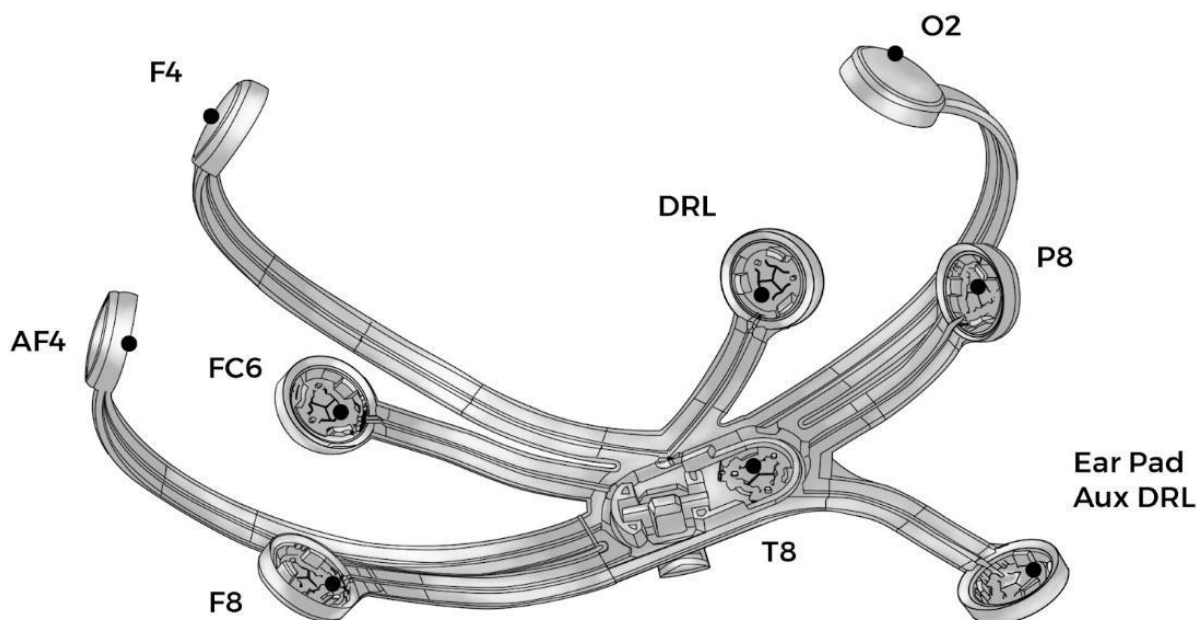


Рисунок 2.6 б) Вигляд правого "плеча" електродів



Рисунок 2.7 Вигляд робочого пристрою

Загальна схема роботи нашої установки, представлена на рисунку 2.8, ілюструє ключові аспекти збору та аналізу даних. ЕЕГ фіксує електричні сигнали мозку та м'язів. Ці сигнали проходять через процеси очищення від шумів, підсилення, виявлення артефактів, та фільтрації для виділення необхідної інформації. Отримані дані відображаються на моніторі, де вони можуть бути візуалізовані та аналізовані за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення.

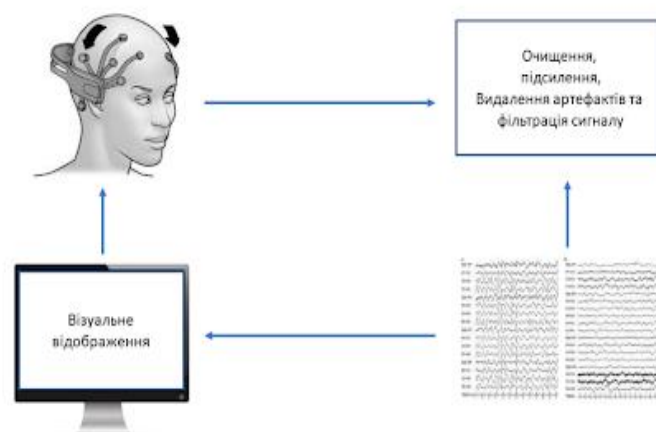


Рисунок 2.8 Експериментальна установка схеми запису сигналів ЕЕГ

2.3 Побудова системи

2.3.1 Розробка приладу на базі Raspberry Pi

Raspberry Pi – це мініатюрний одноплатний комп'ютер, який розміром майже вдвічі менший за середньостатистичний смартфон (рис 2.9). Незважаючи на свої скромні розміри, плата має високу продуктивність, тому це один з найпопулярніших інструментів такого типу в середовищі робототехніки та електронних інженерів, що займаються цифровою електронікою [6]. Він відповідає високим технічним вимогам і є універсальним «двигуном» для різних видів логічних операцій.



Рис. 2.9 Порівняння розмірів Raspberry та 5ти дюймового смартфона

Спочатку Raspberry Pi була розроблена для заняття на уроках інформатики. Але через набрану популярність в технологічних колах, почали з'являтися різні модифікації, завдяки цьому вартість пристрою врегулювалась в залежності від потреб, відповідно популярність тільки збільшувалась. Уся лінійка Raspberry

Pi застосовує процесори з АРМ-архітектурою, яка зарекомендувала себе з найкращого боку.

Ця плата, як і стандартний ПК, працює під керівництвом однієї зі спеціалізованих операційних систем. Залежно від сфери застосування або особистих симпатій, кожен може вибрати для себе свою із таких як : Raspbian, Debian, Ubuntu, Fedora, Arch Linux, Gentoo Linux, RISC OS, OpenELEC , OSMC.

Для своєї роботи ми обрали саме Raspbian. Ця операційна система в 2015 році була представлена як основна для Raspberry Pi. Вона максимально оптимізована для процесорів з АРМ-архітектурою і досить активно продовжує розвиватися. Основою операційної системи є Debian GNU/Linux.

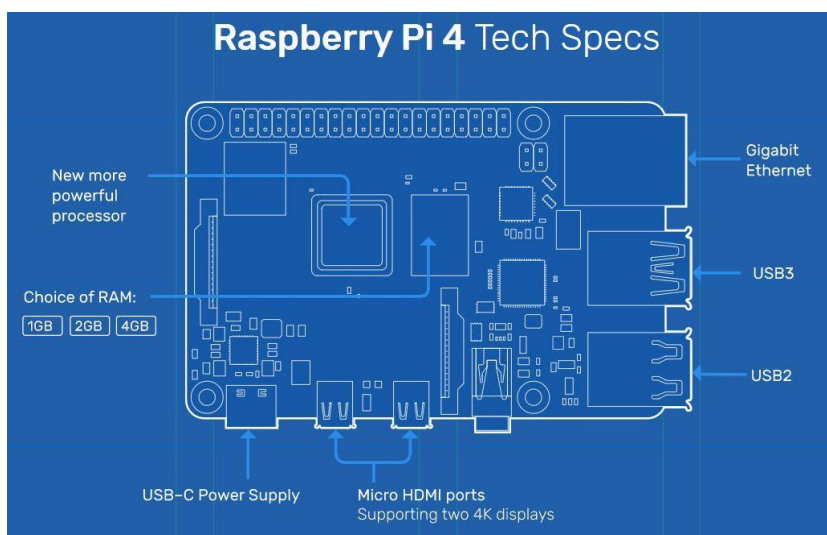


Рис. 2.10 Роз'єми та характеристики Raspberry PI 4

На просторах інтернету ми відшукали програму для отримання даних з ЕЕГ пристроїв, сумісну з Linux. Основною метою було підключення ЕЕГ-пристрою через Bluetooth до Raspberry Pi, однак дані так і не були передані.

Після детального аналізу та кількох спроб налаштування ми звернули увагу на версію Python та відповідних бібліотек, сподіваючись, що їх оновлення допоможе вирішити проблему. Коли це не принесло результатів, ми вирішили спробувати здійснити з'єднання, міняючи програмне забезпечення, і

безпосередньо використовуючи Bluetooth-плату, щоб виключити можливі помилки програмування або конфігурації програми.

Останнім кроком було підключення додаткового живлення до плати Raspberry Pi, щоб усунути проблеми, які могли вплинути на роботу Bluetooth. На жаль, навіть після цих заходів, стабільне з'єднання так і не було встановлено, відповідно дані з EEG-пристрою не передавалися на Raspberry Pi, що перешкодило нашим подальшим вимірюванням і аналізу. Тому ми вирішили перенести нашу розробку на Windows.

2.3.2 Розробка приладу на базі Windows 10

На платформі Windows ми змогли успішно встановити з'єднання з нашим енцефалографом. Тож надалі ми скористались проектом CyKIT котрий знайшли у відкритому доступі на платформі GitHub [7]. Це програма яка дозволяє отримувати дані з енцефалографа та візуалізувати їх в браузері в режимі реального часу. Це нам дозволило зекономити багато часу та сил на "винаході велосипеда" тобто написанні програми самостійно.

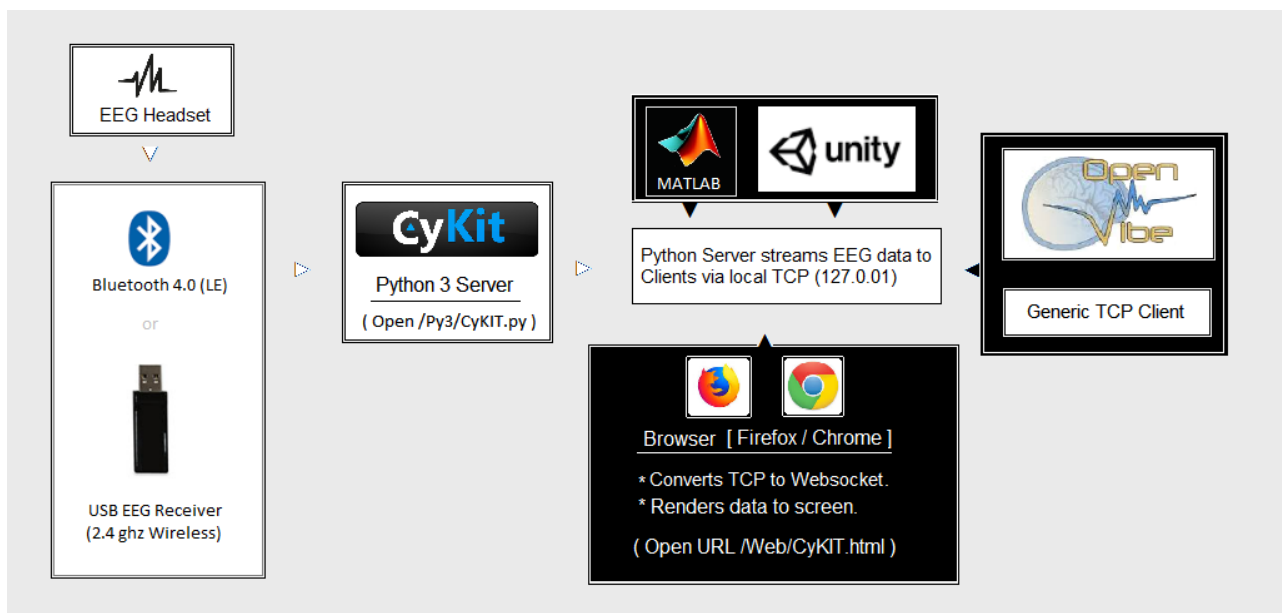


Рис. 2.11 Блок-схема програми CyKIT

Після встановлення програми потрібно під'єднати Bluetooth-Chip через USB вихід до комп'ютера, увімкнути EPOC+ та запустити програму з ініціалізацією блютуз через командну панель. В моєму випадку через команди

1. cd CyKit-master\Py3 відкриває потрібну нам директорию
2. python3 CyKIT.py 127.0.0.1 54123 6 bluetooth ініціалізує порт 54123, обирає вид нашого ЕЕГ (6 це Emotiv Eroc +) та під'єднуємо блютуз.

```

USB Device (No Additional Information)
USB Device (No Additional Information)

Found EEG Device [EEG Signals]

Listening on 127.0.0.1 : 54123
Trying Key Model #: 1
-) Connecting . . .

```

Рис. 2.12 Очікування приєднання через Windows термінал

Після приєднання Bluetooth отримуємо показує наступні дані:

```

74,16,4189.99999986,4247.43589744,4348.20512842,4264.23076923,4253.33333334,4248.84615385,4242.82051282,4255.76923077,
75,16,4226.66666660,4263.07692308,4319.48717963,4228.84615378,4258.33333334,4256.41025641,4252.05128206,4256.66666667,
76,16,4209.10256404,4242.94871795,4353.97435919,4261.53846154,4247.43589744,4248.20512821,4238.71794872,4256.92307693,
77,16,4186.41025628,4252.05128206,4336.66666688,4245.51282052,4251.41025641,4251.02564103,4251.28205129,4256.66666667,
78,16,4183.20512807,4254.48717949,4327.69230784,4247.05128206,4254.61538462,4252.43589744,4253.07692308,4254.35897436,
79,16,4166.28205108,4242.43589744,4360.89743611,4276.41025648,4251.28205129,4247.05128206,4240.51282052,4252.30769231,
80,16,4221.92307686,4259.61538462,4334.48717970,4236.41025641,4254.74358975,4254.10256411,4255.38461539,4260.76923077,
81,16,4224.48717942,4246.15384616,4350.76923098,4267.82051289,4249.48717949,4247.05128206,4241.02564103,4257.56410257,
82,16,4166.66666646,4252.30769231,4346.92307714,4258.71794872,4253.97435898,4247.05128206,4243.71794872,4250.38461539,
83,16,4153.20512800,4258.20512821,4330.25641040,4237.30769231,4254.48717949,4251.92307693,4250.76923077,4253.84615385,
84,16,4154.48717928,4242.05128206,4353.84615406,4272.94871802,4245.51282052,4247.17948718,4239.48717949,4254.87179488,
85,16,4209.23076917,4261.41025641,4327.69230784,4240.25641026,4253.97435898,4251.92307693,4253.33333334,4257.05128206,
86,16,4210.12820506,4250.64102564,4343.33333355,4266.02564103,4251.79487180,4245.64102564,4237.05128206,4252.17948718,
87,16,4159.48717928,4250.64102564,4342.30769252,4262.56410257,4248.97435898,4246.92307693,4240.89743590,4252.05128206,
88,16,4169.87179474,4260.38461539,4322.05128219,4235.51282052,4252.17948718,4252.94871795,4255.51282052,4259.87179488,
89,16,4164.23076903,4241.41025641,4344.74358996,4273.07692315,4251.28205129,4246.02564103,4237.56410257,4256.66666667,
90,16,4174.74358961,4263.84615385,4301.28205142,4225.51282045,4257.82051282,4252.82051282,4254.87179488,4255.25641026,
91,16,4186.53846140,4255.51282052,4321.79487194,4248.58974359,4250.51282052,4247.17948718,4244.74358975,4253.84615385,
92,16,4161.79487159,4253.84615385,4312.82051296,4246.41025641,4255.25641026,4248.20512821,4245.25641026,4255.76923077,
93,16,4175.64102551,4267.30769238,4276.92307700,4205.51282045,4259.87179488,4256.66666667,4257.43589744,4258.07692308,
94,16,4167.56410236,4243.46153847,4341.79487201,4270.00000007,4245.76923077,4247.17948718,4231.41025634,4247.30769231,
95,16,4174.35897422,4272.30769238,4285.76923084,4216.28205122,4256.79487180,4258.33333334,4261.15384616,4251.92307693,
96,16,4195.76923063,4259.10256411,4326.15384630,4252.30769231,4253.33333334,4251.53846154,4252.69230770,4253.84615385,
97,16,4160.38461518,4248.84615385,4346.02564124,4276.15384623,4249.23076923,4245.25641026,4248.97435898,4247.82051282,
98,16,4156.41025621,4280.25641033,4263.97435898,4194.99999986,4258.46153847,4259.35897436,4277.82051289,4252.56410257,

```

Рис. 2.13 Необроблені дані отримані з ЕЕГ

Значення, отримані під час дослідження, варіювалися залежно від волосяного покриву суб'єкта. На особах з густим волосяним покривом електроди зазвичай змочують для кращого контакту, але в нашому експерименті цього не було зроблено, тому дані є орієнтовними. Гарнітура, що використовується в дослідженні, реєструє і передає вектори з 14 чисел 128 разів на секунду.

В ході експерименту ми виявили, що міміка обличчя суттєво впливає на результати вимірювань, що чітко відображено на сигналах від датчиків (див. Рис 2.14). Також слід врахувати вплив сухих датчиків, зміщених електродів та електромагнітних перешкод від інших працюючих пристроїв, які також можуть спотворювати записи ЕЕГ.

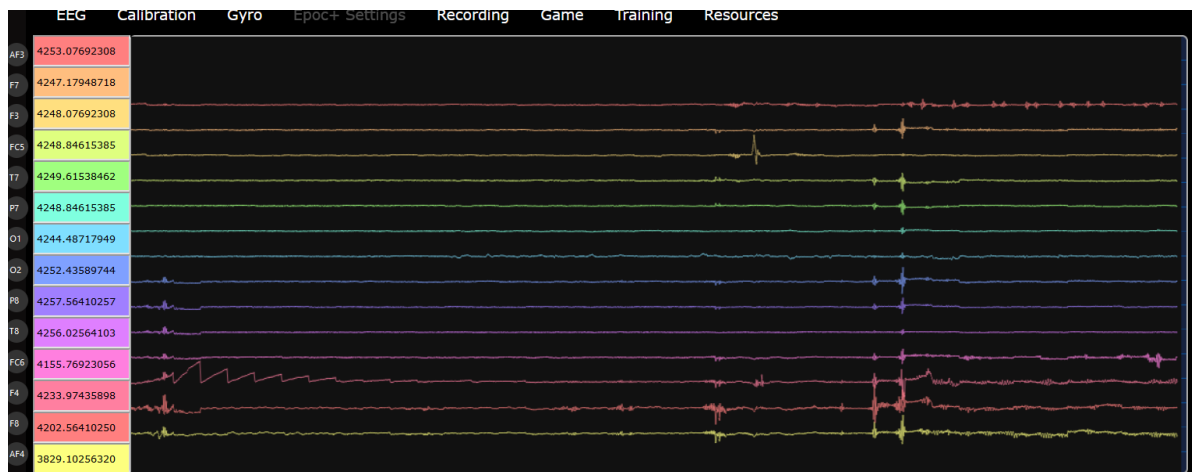


Рис. 2.14 Візуалізація даних через браузер

2.4 Артефакти ЕЕГ

2.4.1 Чому виникають артефакти?

Артефакти в записах електроенцефалографії можуть мати різне походження, зокрема фізичне та фізіологічне [1]. Фізичні артефакти виникають через зовнішні електричні поля, які можуть бути спричинені різними джерелами електромагнітного випромінювання, від побутових електронних приладів до медичного обладнання в лікарнях. Ці зовнішні поля спотворюють або "зашумлюють" справжні електричні сигнали мозку, записані приладом.

З іншого боку, фізіологічні артефакти пов'язані з активністю біологічних тканин, яка не є частиною мозкової активності, яку намагаються виміряти. Наприклад, м'язові скорочення, моргання, або навіть дихання можуть вносити значні шуми в записи ЕЕГ, оскільки ці дії створюють електричні поля, які можуть бути випадково зафіксовані як частина мозкової активності.

На рисунку 2.15 представлено приклад запису ЕЕГ, де чітко видно артефакти, що ілюструє як вони можуть впливати на якість даних, отриманих під час збору ЕЕГ. Ці спотворення можуть значно ускладнити інтерпретацію даних, оскільки вони маскують або перекручують справжню нейронну активність.

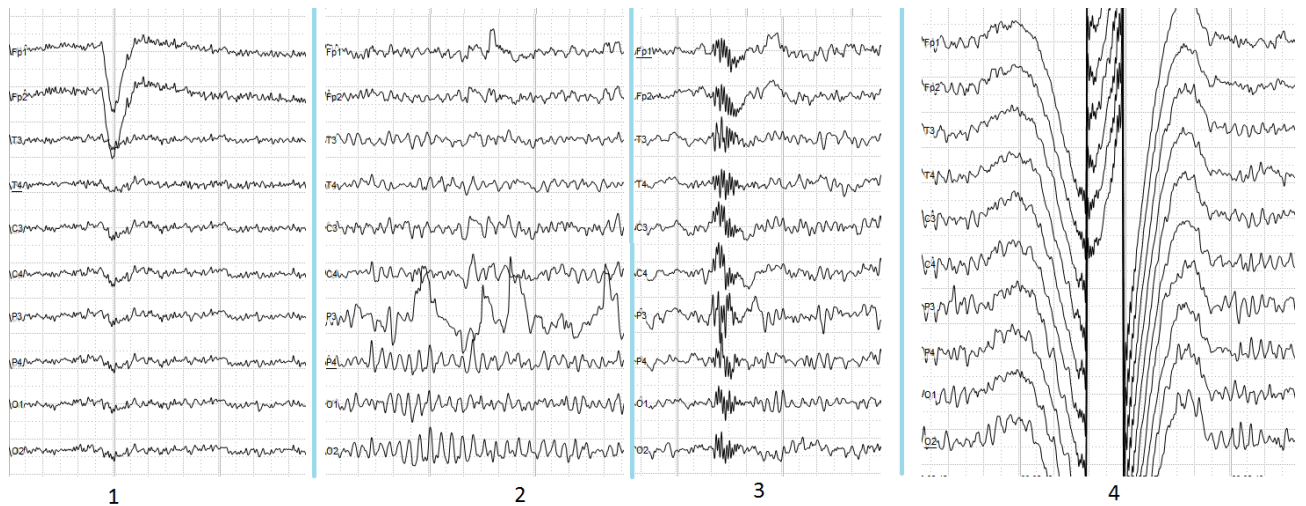


Рис. 2.15 Приклади основних типів електроенцефалографічних артефактів.[8]

1- Електроокулографічний артефакт. 2 - Електродний артефакт. 3- Ковтальний артефакт. 4- Артефакт, пов'язаний з референтним електродом

Ми провели ряд експериментів, щоб глибше зрозуміти механізми впливу різних артефактів на якість записів ЕЕГ. Кожен експеримент був спрямований на аналіз впливу конкретних зовнішніх факторів.

Тест 1: Мобільний телефон та ЕЕГ

У цьому експерименті мобільний телефон розміщували поблизу ЕЕГ. Виявлено, що електромагнітні поля телефону, особливо під час передачі даних, створюють значні спотворення у записах. Це демонструє, як сучасні засоби зв'язку можуть бути джерелом фізичних артефактів у нейронаукових дослідженнях. На рисунку 2.16 ми можемо побачити підвищення спотворень сигналу з наближенням ЕЕГ до телефону.

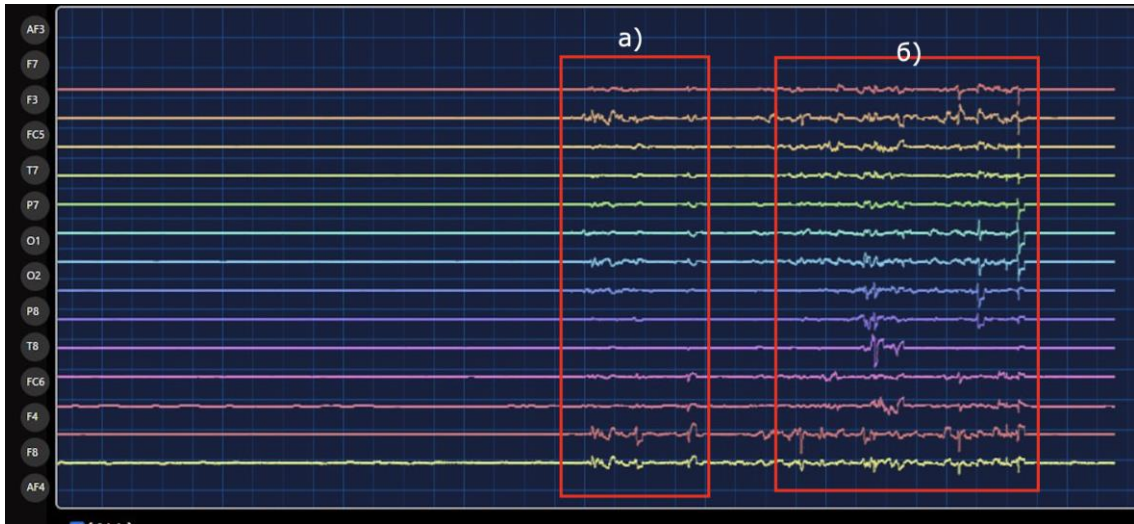


Рис. 2.16 EEG сигнал з мобільним телефоном поруч; а) відстань до телефону приблизно 25см. б) відстань до телефону приблизно 5см.

Тест 2: Електричні прилади та EEG

Експерименти поблизу працюючого комп'ютера та побутових джерел змінного струму виявили, що стандартна електроніка може суттєво впливати на якість EEG-даних (рис 2.17).

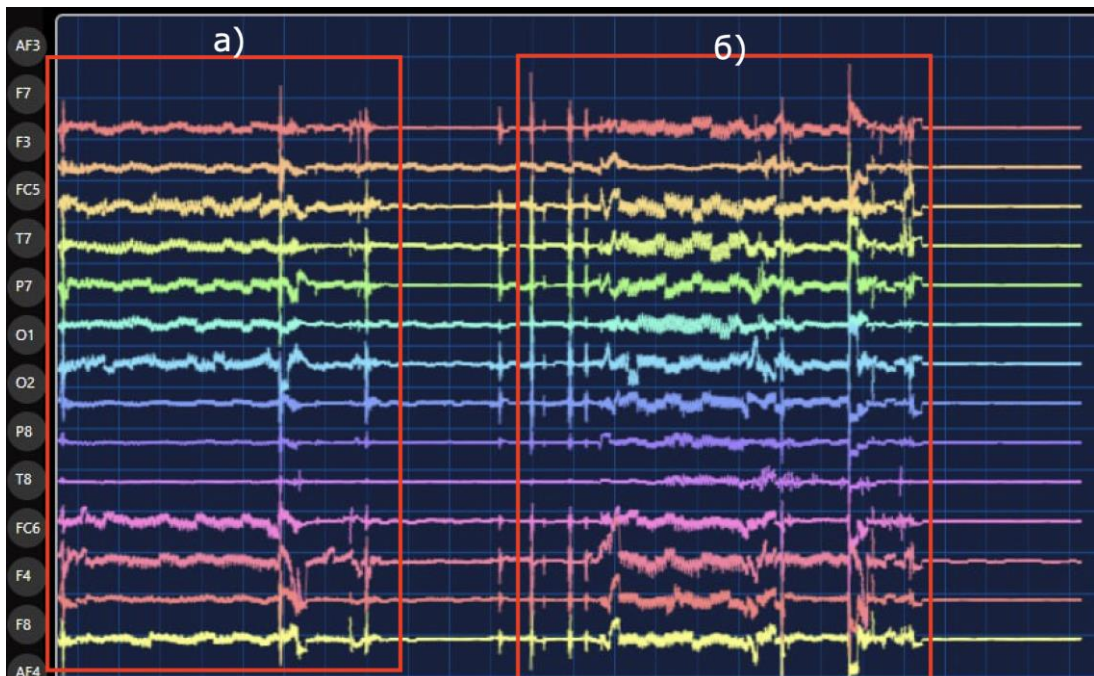


Рис. 2.17 Отримані артефакти в записах EEG поблизу: а) ввімкненого комп'ютера б) джерело змінного струму з активним навантаженням

Тест 3: Вплив відстані та фізичних перешкод

Аналіз впливу фізичних перешкод на отримання даних з ЕЕГ, виявив значне зниження якості записів через стіни та інші бар'єри, особливо при використанні передавачів на базі Bluetooth 2.4 ГГц. Ці перешкоди викликають ослаблення сигналу радіохвиль, утруднюючи їхнє проходження крізь щільні матеріали, що призводить до зниження інтенсивності сигналу та втрати даних. Наші результати підкреслюють необхідність обережного вибору локації для апаратури та мінімізації фізичних перешкод для оптимізації точності ЕЕГ-записів.

Рисунок 2.18 демонструє ЕЕГ-сигнали, отримані в умовах різних фізичних перешкод, що впливають на якість запису:

а) **Стіна товщиною 40 см** — ЕЕГ-сигнал, який показує ослаблення сигналу, коли передавальний прилад розташований за стіною значної товщини.

б) **Відстань 5 метрів у кімнаті з побутовими приладами** — Сигнал ЕЕГ, що зазнав спотворень через присутність множинних електронних пристроїв, які можуть генерувати електромагнітні поля, поряд зі значною відстанню від джерела.

в) **Прилад за двома перешкодами на відстані 10 метрів** — Подальше зниження якості сигналу, яке закінчується обривом сигналу, що демонструє критичний вплив відстані та багаторазових фізичних перешкод на передачу даних.

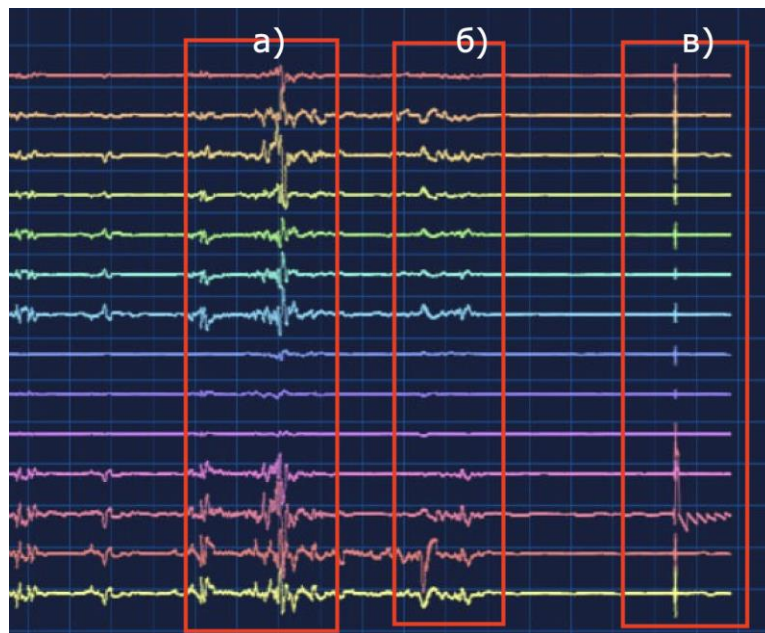


Рис. 2.18 EEG сигнали з різними перешкодами: а) стіна 40 см б) відстань 5м, побутові прилади в) відстань 10м, дві перешкоди по 20см

2.4.2 Як позбутись артефактів?

Для фільтрації артефактів у нашій роботі ми застосували метод незалежного компонентного аналізу (ІСА). ІСА є обчислювальним методом для розділення багатовимірного сигналу на адитивні підкомпоненти на основі припущення, що щонайбільше одна підкомпонента є гауссовою і що підкомпоненти статистично незалежні одна від одної [10, 11]. Цей метод був розроблений Жанні Еро і Крістіаном Жюттеном у 1985 році [10]. ІСА є потужним статистичним інструментом, що використовується для виявлення основних статистично незалежних джерел сигналу в багатоканальних записах і є спеціальним випадком сліпого розділення джерел. Типовим прикладом застосування ІСА є вирішення проблеми "коктейльної вечірки", коли потрібно виділити мову однієї людини в шумному приміщенні [10, 12]. Цей метод широко застосовується для обробки сигналів EEG, де він дозволяє відокремлювати артефакти від основних мозкових сигналів.

Основне рівняння ІСА для моделі сигналів EEG виглядає наступним чином:

$$X=A \cdot S$$

де X — матриця вихідного сигналу ЕЕГ (суміш джерел), S — матриця джерел сигналів, A — матриця коефіцієнтів змішування.

Процес "сліпого розділення" полягає у використанні алгоритму для знаходження оберненої матриці W , яка відновлює джерела сигналів з вихідної суміші:

$$S=W \cdot X$$

Цей метод забезпечує ефективне видалення артефактів, максимізуючи статистичну незалежність компонентів у матриці S .

Нижче представлені приклади, які ілюструють ЕЕГ сигнали до та після застосування ІСА:

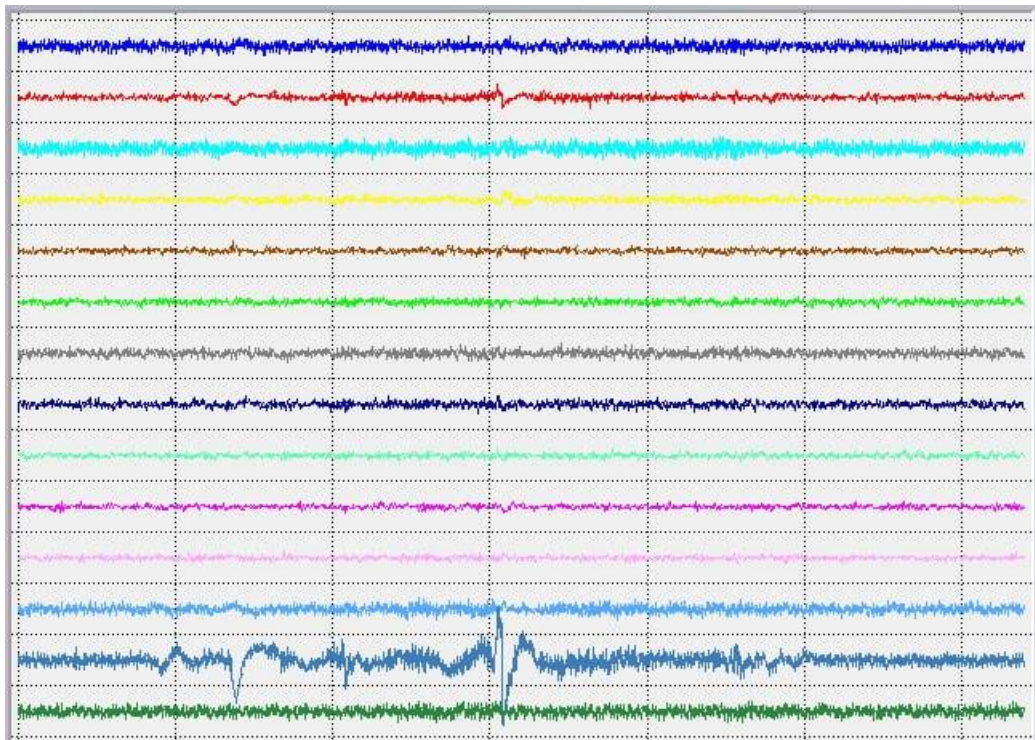


Рис. 2.16 Оригінальний ЕЕГ сигнал.

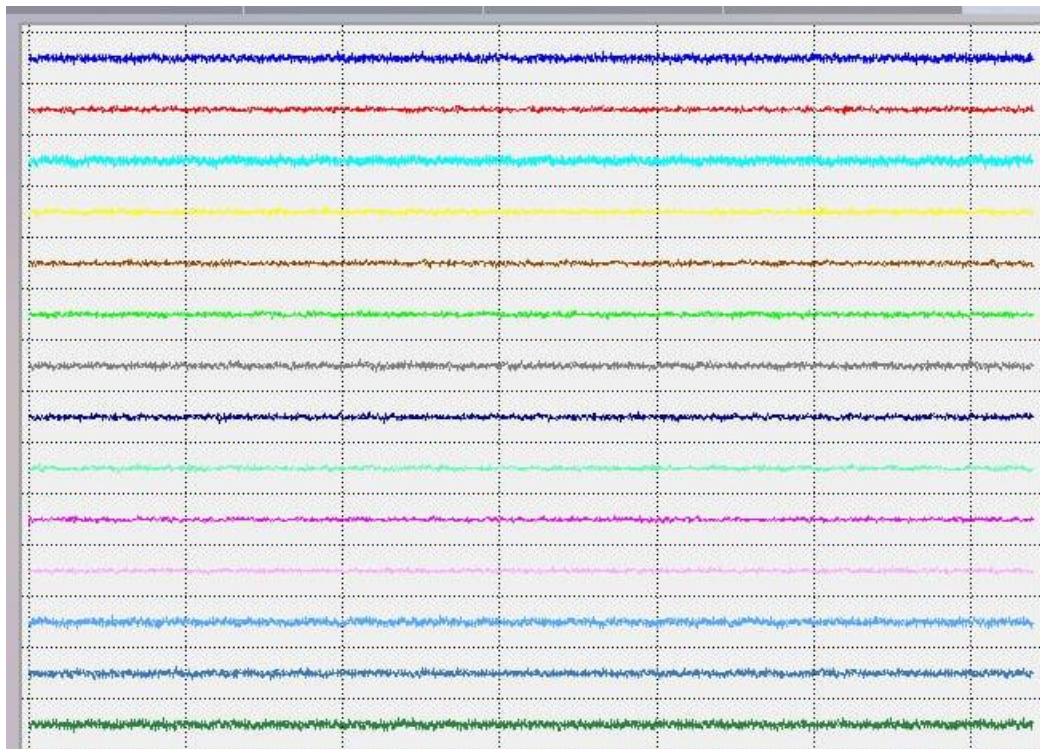


Рис. 2.17 Фільтрований ЕЕГ сигнал за допомогою ІСА.

Також для оцінки ефективності фільтрації за методом Незалежного Компонентного Аналізу (ІСА) було згенеровано синтетичний ЕЕГ сигнал.

Для проведення тестування було створено симуляційне середовище за допомогою мови програмування Python та бібліотек NumPy, SciPy та scikit-learn.

Зокрема, було використано такі бібліотеки:

- **NumPy:** для генерації випадкових чисел і роботи з масивами даних.
- **SciPy:** для обчислення швидкого перетворення Фур'є (FFT) та інших наукових обчислень.
- **scikit-learn:** для оцінки середньоквадратичної похибки (MSE) між сигналами.

Цей сигнал містив корисний компонент на частоті 5 Гц, артефакти на частотах 10, 20, 30 і 40 Гц, а також випадковий шум, що імітує реальні умови.

На рисунку 2.18 представлені сирі дані, що містять артефакти:

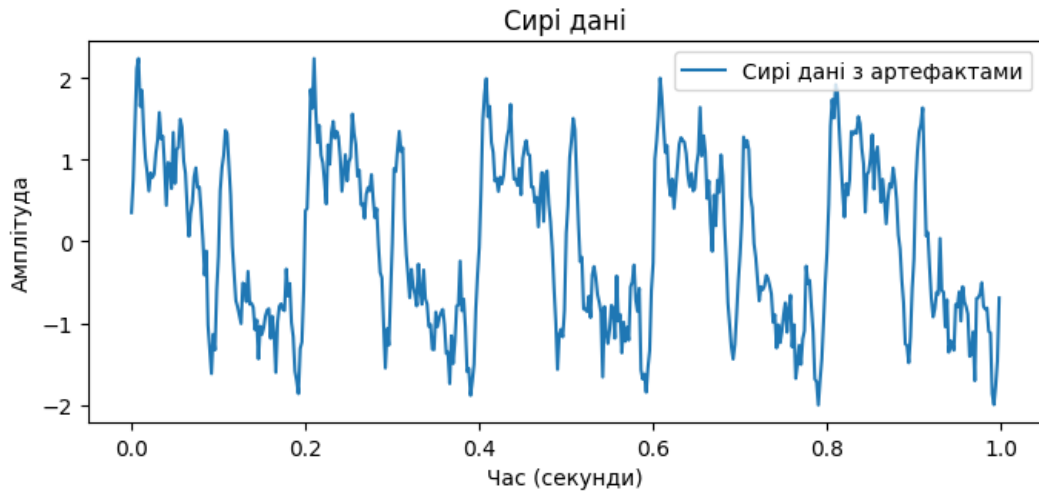


Рис. 2.18 Імітація “сирих” даних ЕЕГ.

Графік демонструє “сирий” ЕЕГ сигнал, який включає корисний компонент на частоті 5 Гц, а також високочастотні артефакти на 10, 20, 30 і 40 Гц та випадковий шум. Значні коливання у сигналу спричинені цими артефактами та шумом. На рисунку 2.19 зображено спектр сигналу, отриманий за допомогою швидкого перетворення Фур'є (FFT), показує чіткі піки на частотах 5 Гц (корисний сигнал), а також 10, 20, 30 і 40 Гц (артефакти), що підтверджує присутність небажаних частотних компонентів.

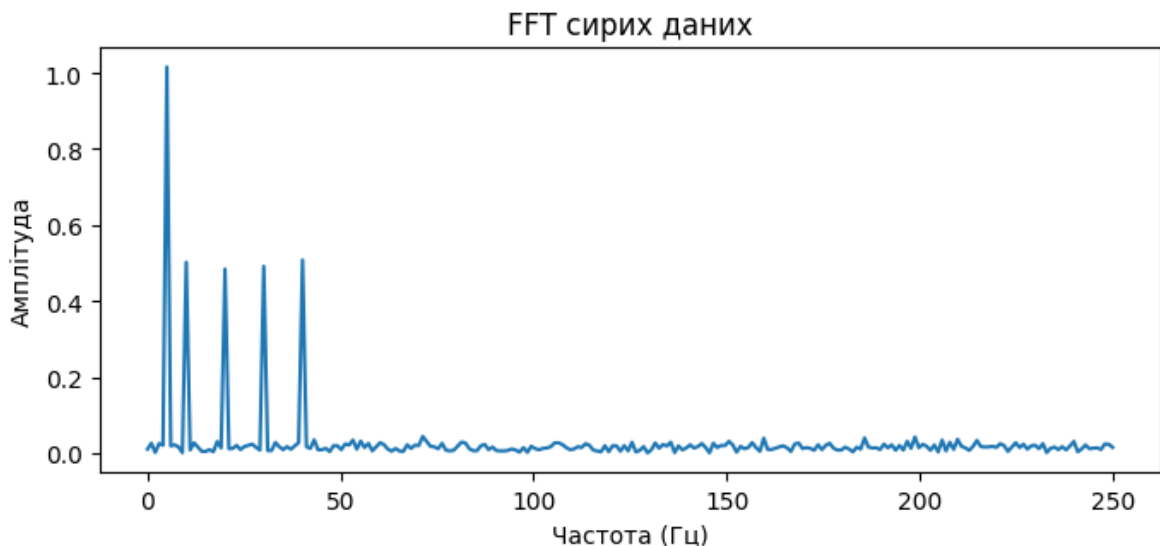


Рис. 2.19 FFT “сирих” даних.

Перетворення Фур'є (FFT) є важливим інструментом для аналізу частотних компонентів сигналу. Воно перетворює часовий сигнал у частотну область, що

дозволяє виявляти присутність артефактів на різних частотах. Використовуючи FFT, ми можемо чітко побачити, які частотні компоненти присутні в сирих та фільтрованих даних, і оцінити ефективність фільтрації.

Рисунок 2.20 демонструє сигнал після фільтрації ICA. Видно значне зменшення артефактів у порівнянні з сирими даними. Корисний сигнал на частоті 5 Гц зберігся, а високочастотні артефакти практично зникли.

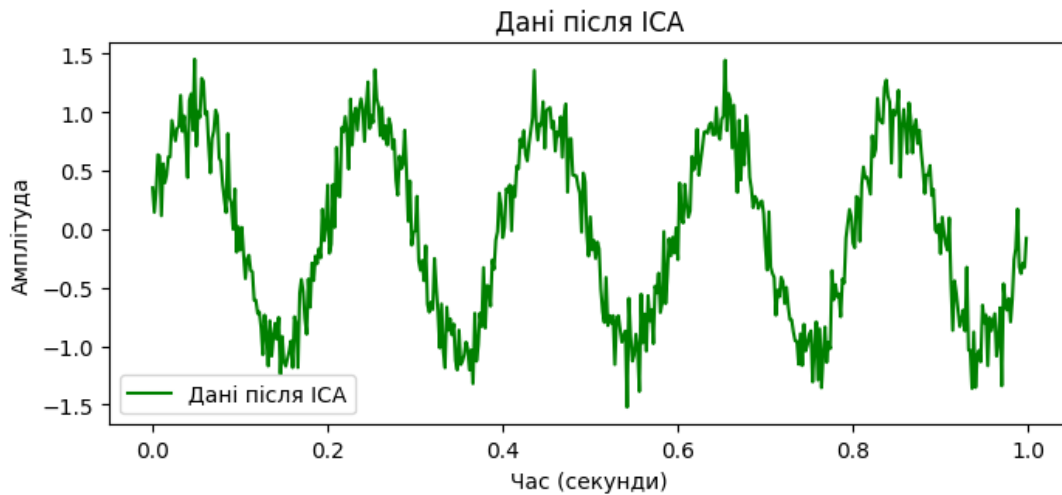


Рис. 2.20 Дані після застосування фільтрації методом ICA.

Спектр сигналу після ICA на рисунку 2.21 показує, що піки на частотах 10, 20, 30 і 40 Гц, які відповідали артефактам, зникли. Залишився тільки значний пік на частоті 5 Гц, що відповідає корисному сигналу.

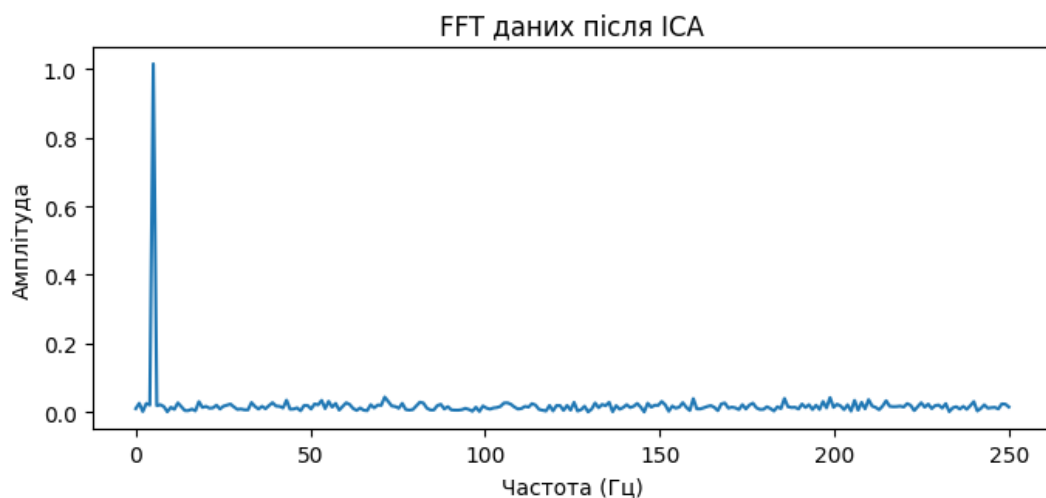


Рис. 2.21 FFT даних після фільтрації.

Рисунок 2.22 демонструє чистий синусоїдальний сигнал на частоті 5 Гц, який використовується як еталон для порівняння з сирими та відфільтрованими даними. Сигнал не містить жодних артефактів або шуму.

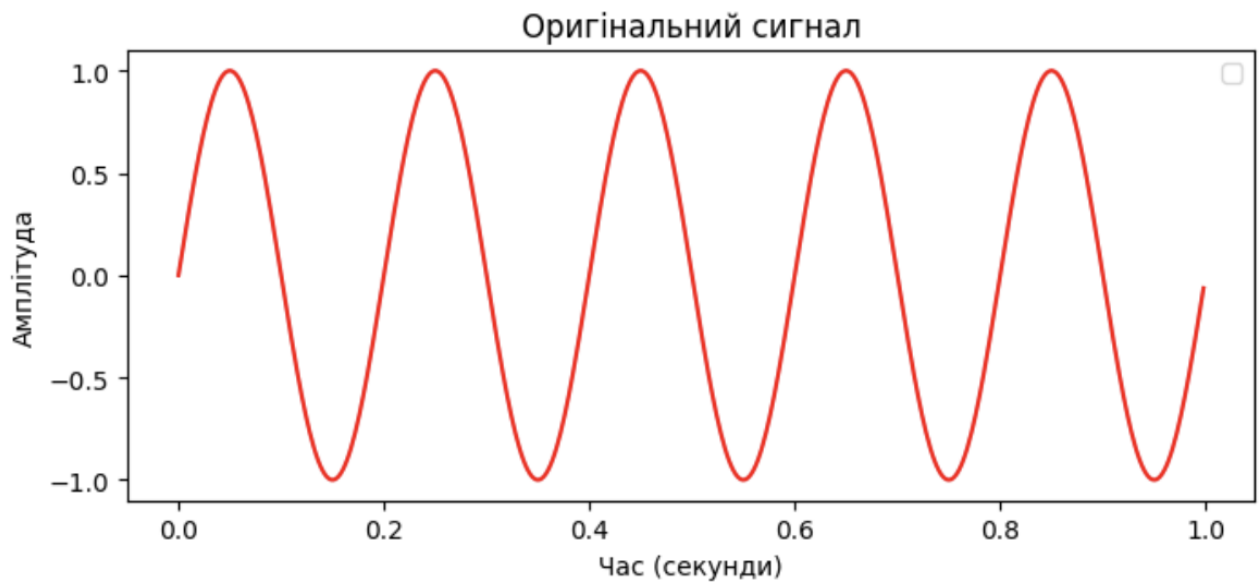


Рис. 2.22 Чистий, оригінальний сигнал на частоті 5Гц.

Спектр оригінального сигналу на рисунку 2.23 показує єдиний значний пік на частоті 5 Гц, що підтверджує присутність тільки корисного сигналу.

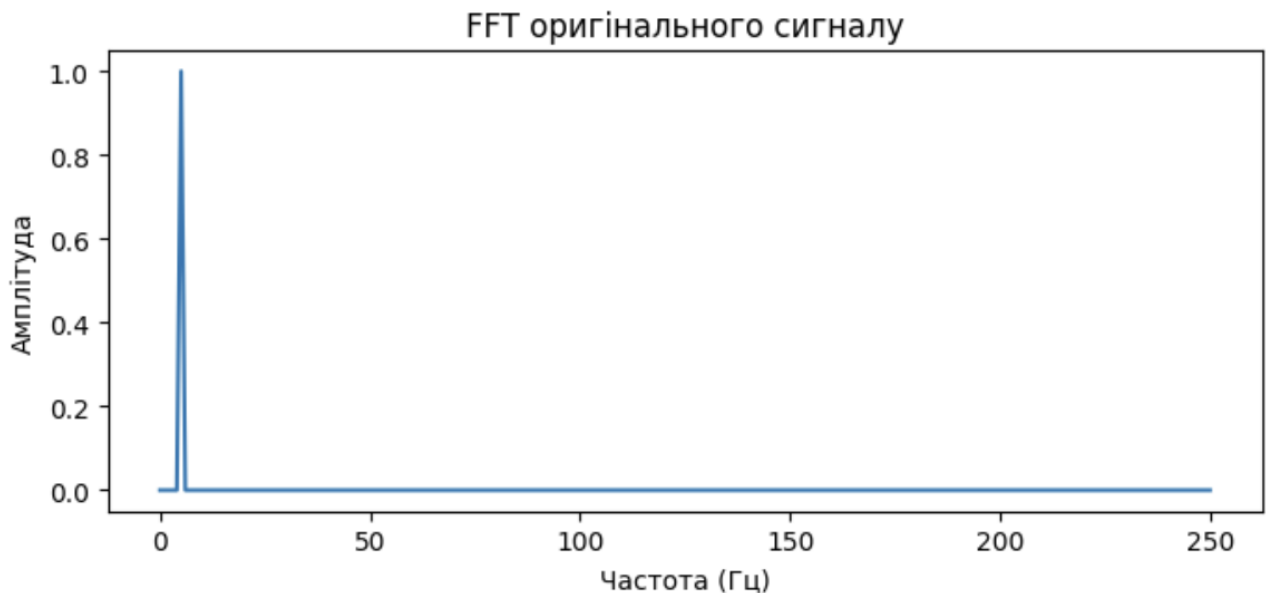


Рис. 2.23 FFT оригінального сигналу.

Також ми оцінили ефективність фільтра ICA була оцінена за допомогою середньоквадратичної похибки (MSE) між оригінальним сигналом і відфільтрованим сигналом.

$$\text{Effience} = (1 - \text{MSE}_{\text{filtered}}/\text{MSE}_{\text{raw}}) * 100\%$$

Таким чином ми отримали ефективність 92.5%. Для оцінки ефективності фільтра ICA було проведено експеримент з 1000 випадками синтетичних ЕЕГ сигналів. Кожен сигнал містив корисний компонент, артефакти та випадковий шум.

Корисний сигнал мав випадкову частоту в діапазоні від 0.5 Гц до 50 Гц. До сигналу додавали випадковий нормальний шум з середнім значенням 0 і стандартним відхиленням 0.2. Артефакти були додані на випадкових частотах у діапазоні від 1 Гц до 200 Гц, з випадковою тривалістю від 0.1 до 0.5 секунд, що імітує реальні умови, коли артефакти можуть виникати на різних частотах.

В результаті експерименту середнє значення ефективності фільтра ICA склало 82.30%. Межі значень ефективності фільтра ICA коливались від 77.94% до 96.15%. Отримана ефективність свідчить про високу якість очищення сигналу, що робить ICA надійним методом для обробки ЕЕГ даних.

Висновки

1. Огляд літератури показав, що існує необхідність у мобільному електроенцефалографічному пристрої на базі відкритого вихідного коду та широкодоступних компонентів для чого було запропоновано використати систему Ерос+ , відповідні бібліотеки з відкритим вихідним кодом та мікрокомп'ютер Raspberry PI та комп'ютер з платформою MS Windows 10.
2. Тестування показало, що наявні програмні засоби з відкритим вихідним кодом для мобільної системи Ерос+ не сумісні з ОС Linux і добре працюють під ОС Windows, що вимагає модифікацій вихідного коду, або використання ОС Windows на Raspberry PI.
3. Енцефалограф Ерос+ може бути використаний для створення системобробки електроенцефалографічних даних у реальному часі під операційну систему MS Windows, що підтверджено наведеними у роботі прикладами.
4. Фільтрація артефактів методом аналізу незалежних компонент (ІСА), показує ефективність ІСА як методу для покращення якості даних ЕЕГ шляхом видалення небажаних артефактів. Отримана ефективність у 92.44% свідчить про високу якість очищеного сигналу, що робить ІСА надійним методом для обробки ЕЕГ даних.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Чернінський А. О., Крижановський С. А., Зима І. Г. Електрофізіологія головного мозку людини: методичні рекомендації до практикуму – К. : Видавець В. С. Мартинюк, 2011. 49 с.
2. Mecarelli, Oriano (2019). Clinical electroencephalography. Cham, Switzerland.
3. Libenson, Mark H. (2010). Practical approach to electroencephalography. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders.
4. Krucoff MO, Rahimpour S, Slutzky MW, Edgerton VR, Turner DA (2016). "Enhancing Nervous System Recovery through Neurobiologics, Neural Interface Training, and Neurorehabilitation"
5. Emotiv Ерос + encephalograph <https://emotiv.gitbook.io/epoc-user-manual/introduction-1/about>
(дата звернення: 10.05.2024).
6. <https://www.raspberrypi.com/documentation/computers/configuration.html#raspberrypi-4-and-400>
(дата звернення: 10.05.2024).
7. <https://github.com/tafaust/CyKITv2/tree/master>
(дата звернення: 10.05.2024).
8. Andrii Cherninskyi (06.10.2015) Common artifacts in human EEG https://uk.m.wikipedia.org/wiki/%D0%A4%D0%B0%D0%B9%D0%BB:Human_EEG_artefacts.png
9. Makeig S., Bell AJ., Jung T-P., Sejnowski TJ., Independent component analysis of Electroencephalographic data. // Advances in Neural Information Processing Systems 8, 1996. P. 145-151.
10. https://en.wikipedia.org/wiki/Independent_component_analysis
(дата звернення: 10.05.2024).

11. Ans, B., Héroult, J., & Jutten, C. (1985). Architectures neuromimétiques adaptatives : Détection de primitives. *Cognitiva* 85 (Vol. 2, pp. 593-597). Paris: CESTA.
12. Hyvärinen, Aapo (2013). "[Independent component analysis: recent advances](#)". *Philosophical Transactions: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. **371** (1984)