

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА
ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ
Кафедра медичної радіофізики

До захисту допущено:

«На правах рукопису»

Завідувач кафедри _____ Сергій РАДЧЕНКО

« __ » червня 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА БАКАЛАВРА
на тему:
«ПРИСТРІЙ ДЛЯ ПОБУДОВИ КОМП'ЮТЕРНОГО НЕЙРОІНТЕРФЕЙСУ»

Виконав:

студент 4-го курсу

денної форми навчання

спеціальності 105 – Прикладна фізика та наноматеріали

ОП «Електроніка та інформаційні технології в медицині»

Лисач Владислав Олегович _____

Науковий керівник:

канд. фіз.-мат. наук, доцент

Судаков Олександр Олександрович _____

Рецензент:

канд. фіз.-мат. наук, доцент

Бойко Юрій Володимирович _____

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

Студент _____

Робота допущена до захисту в ЕК рішенням кафедри медичної радіофізики
від «__» червня 2023 р., протокол № __.

Завідувач кафедри медичної радіофізики,
канд. фіз.-мат. наук, доцент
Радченко Сергій Петрович _____

Київ – 2023

Реферат

Бакалаврська робота: 21 сторінка, 13 рисунків, 8 джерел.

Робота присвячена отриманню електроенцефалограми за допомогою пристрою Emotiv Insight, передачі даних на програму в режимі реального часу та обробка цих сигналів. І завдяки цьому - створення найпростішого комп'ютерного нейроінтерфейсу.

Ключові слова: Комп'ютерний нейроінтерфейс, Електроенцефалографія(ЕЕГ).

Зміст

Зміст.....	2
Вступ.....	3
1. Електроенцефалографія	4
2. Апаратна частина приладу.....	9
3. Створення нейроінтерфейсу	10
3.1. Налаштування енцефалографа.....	10
3.2. Приклади ЕЕГ отримані в ході роботи	11
3.3. Обробка сигналу.....	13
Висновки	14
Список використаної літератури	16
Додатки.....	17

Вступ

Комп'ютерні нейроінтерфейси (або **BCI** - Brain-computer interface) отримують мозкові сигнали, аналізують їх і перетворюють на команди, які передаються на вихідні пристрої, які виконують потрібні дії. Інтерфейси «мозок-комп'ютер» не використовують нормальні нервово-м'язові вихідні шляхи. Основна мета **BCI** - замінити або відновити корисну функцію для людей з інвалідністю внаслідок нервово-м'язових захворювань, таких як бічний аміотрофічний склероз, церебральний параліч, інсульт або травма спинного мозку. Від початкових демонстрацій орфографії на основі електроенцефалографії та керування пристроєм на основі одного нейрона дослідники перейшли до використання електроенцефалографічних, інтракортикальних, електрокортикографічних та інших сигналів мозку для все більш складного керування курсорами, робототехнічними руками, протезами, інвалідними візками та іншими пристроями. **BCI** також можуть виявитися корисними для реабілітації після інсульту та інших захворювань. У майбутньому вони можуть підвищити продуктивність хірургів та інших медичних працівників. Технологія інтерфейсу «мозок-комп'ютер» є центром діяльності науково-дослідного підприємства, що швидко розвивається, і викликає велике захоплення вчених та інженерів. Основою для створення комп'ютерних нейроінтерфесів є ЕЕГ або електроенцефалограма.

Дана дослідницька робота присвячена розробці та вдосконаленню ком'ютерного нейроінтерфейсу (BCI) з метою забезпечення прямого зв'язку між людським мозком та комп'ютерною системою. У сучасному науковому середовищі ком'ютерні нейроінтерфейси представляють значний потенціал для вдосконалення взаємодії людини з технологією.

1. Електроенцефалографія

Перші відомі нейрофізіологічні записи тварин були здійснені Річардом Катонем у 1875 році. На появу реєстрації електричної активності людини знадобилося ще півстоліття. Ганс Бергер, німецький психіатр, вперше запровадив ЕЕГ у людей у 1924 році. ЕЕГ — це електрофізіологічний метод для реєстрації електричної активності, що виникає в мозку людини. Враховуючи його високу тимчасову чутливість, основна користь ЕЕГ полягає в оцінці динамічного церебрального функціонування. ЕЕГ особливо корисна для оцінки пацієнтів із підозрою на судому, епілепсію та незвичні напади. За деякими винятками, практично всі пацієнти з епілепсією демонструватимуть характерні зміни ЕЕГ під час епілептичного нападу (іктальні записи або записи під час нападу). У більшості пацієнтів з епілепсією також спостерігаються характерні міжнападні (або між нападами) епілептиформні розряди (IED), які називають спайками (тривалістю <70 мкс), спайками та хвилями або гострохвилями (тривалістю 70–200 мкс).

ЕЕГ також була прийнята для кількох інших клінічних показань. Наприклад, ЕЕГ можна використовувати для моніторингу глибини анестезії під час хірургічних процедур; враховуючи його велику чутливість у відображенні раптових змін у функціонуванні нервової системи, навіть коли вони відбуваються вперше, він виявився дуже корисним у цій ситуації для моніторингу потенційних ускладнень, таких як ішемія чи інфаркт. Хвилі ЕЕГ також можуть бути усереднені, створюючи викликані потенціали (ВП) і пов'язані з подіями потенціали (ЕРП), потенціали, які представляють нервову активність, що цікавить, яка тимчасово пов'язана з конкретним стимулом. ЕР та ERP використовуються в клінічній практиці та дослідженнях для аналізу зорового, слухового, соматосенсорного та вищого когнітивного функціонування.

Вважається, що ЕЕГ в основному генерується корковими пірамідними нейронами в корі головного мозку, які орієнтовані перпендикулярно до поверхні мозку. Нейронна активність, яка визначається за допомогою ЕЕГ, є

сумою збуджувальних і гальмівних постсинаптичних потенціалів відносно великих груп нейронів, що працюють синхронно. Звичайна ЕЕГ шкіри голови або кортикальної поверхні не може зареєструвати миттєві локальні зміни потенціалу поля, що виникають через потенціали дії нейронів.

Електрична активність, виміряна записами ЕЕГ шкіри голови, генерується подібно орієнтованими групами нейронів кори головного мозку поблизу шкіри голови, де розміщені записуючі електроди. Кожен електрод шкіри голови збирає, як мінімум, приблизно 6 см² синхронної кортикальної активності. Більшість електричної активності, зібраної в ЕЕГ, генерується групами пірамідних нейронів. Ці клітини мають клітинні тіла переважно в третьому та п'ятому шарах кори головного мозку. Електрична активність, зареєстрована на шкірі голови, являє собою суму гальмівних або збудливих постсинаптичних потенціалів (не потенціалів дії — потенціали дії занадто короткі, щоб їх можна було записати) від тисяч пірамідальних клітин поблизу кожного записуючого електрода. Цю підсумовану активність можна представити як поле з позитивним і негативним полюсами (диполь). Дипольний вектор, або напрямок потоку енергії, паралельний орієнтації пірамідальних клітин, що генерують активність. Негативні диполі максимально сприймаються, коли вони перпендикулярні до позиції записуючого електрода та спрямовуються безпосередньо до неї. У цьому випадку позитивний кінець диполя є підкірковим і може бути зареєстрований лише глибинними електродами. Якщо джерело електрики знаходиться в тріщині, диполь може бути дотичним або паралельним.

Існують систематичні взаємозв'язки між кірковими нейронами, а також кіркові та підкіркові зв'язки з такими структурами, як таламус, які мають добре розвинені зворотні зв'язки. Вважається, що будь-яка синусоїдальна ритмічна активність, яка спостерігається на ЕЕГ, відображає коливальний зв'язок між корою та більш глибокими, підкірковими структурами. Ці петлі зв'язку виникають, коли кора перебуває в стані спокою або не виконує жодного конкретного завдання. Коли кора має завдання для виконання, електрична активність кори десинхронізується, і нижча амплітуда, швидші

електричні ритми переважають, поки кора не виконає своє завдання і не повернеться до стану спокою.

Сумна реальність ЕЕГ полягає в тому, що церебральна активність може перевищуватися іншою електричною активністю, створеною організмом або навколишнім середовищем. Щоб побачити на поверхні шкіри голови, мініатюрні церебрально генеровані напруги ЕЕГ повинні спочатку пройти через численні біологічні фільтри, які зменшують амплітуду сигналу та поширюють ЕЕГ-активність ширше, ніж вихідний вихідний вектор. Церебральні напруги повинні пройти через мозок, спинномозкову рідину, мозкові оболонки, череп і шкіру, перш ніж досягти місця запису, де їх можна виявити. Крім того, інша біологічно генерована електрична активність (м'язами шкіри голови, очима, язиком і навіть серцем) створює величезні потенціали напруги, які часто перевищують і затьмарюють церебральну активність. Тимчасове від'єднання реєструючих електродів (так званий артефакт «вискакування електрода») може ще більше погіршити ЕЕГ або навіть імітувати мозкові ритми та судоми. Суть полягає в тому, що біологічні та навколишні електричні артефакти часто заважають здатності детектора точно ідентифікувати як нормальні ритми, так і патологічні моделі. На щастя, артефакти мають багато відмінних характеристик, які легко ідентифікувати.

Типовий дисплей ЕЕГ відображає напругу у вертикальному домені та час у горизонтальному домені, забезпечуючи відображення поточної церебральної активності майже в реальному часі (рис. 1). За допомогою цифрового запису та перегляду перекладач може змінити кілька аспектів відображення ЕЕГ для зручності та зрозумілості даних. Інтерпретатор може регулювати чутливість (також відому як «посилення») запису в мікрвольтах на міліметр, щоб збільшити або зменшити висоту відображення сигналів. Можна також змінити відображуваний час, який іноді називають епохою. Коротші інтервали можна переглядати за кілька секунд на екрані комп'ютера, що є явною перевагою для перегляду дуже коротких подій ЕЕГ, таких як епілептиформні спайки. Навпаки, часову шкалу можна розширити для відображення довших сегментів ЕЕГ протягом кількох хвилин, щоб побачити

повільно змінювані ритмічні розряди. Цифрові фільтри також можуть бути застосовані для зменшення артефактів у певних налаштуваннях, але їх слід використовувати з великою обережністю, оскільки вони також фільтрують ЕЕГ-активність, що цікавить, і можуть сильно спотворювати ЕЕГ-сигнали.

ЕЕГ використовує принцип диференціального підсилення або запис різниці напруги між різними точками за допомогою пари електродів, які порівнюють один активний досліджувальний електрод з іншим сусіднім або віддаленим електродом порівняння. Лише шляхом вимірювання різниці в електричному потенціалі генеруються помітні форми хвиль ЕЕГ. Згідно з домовленістю, коли активний досліджувальний електрод (названий G1, для «Сітки 1» або Grid 1) є більш негативним, ніж електрод порівняння (G2),

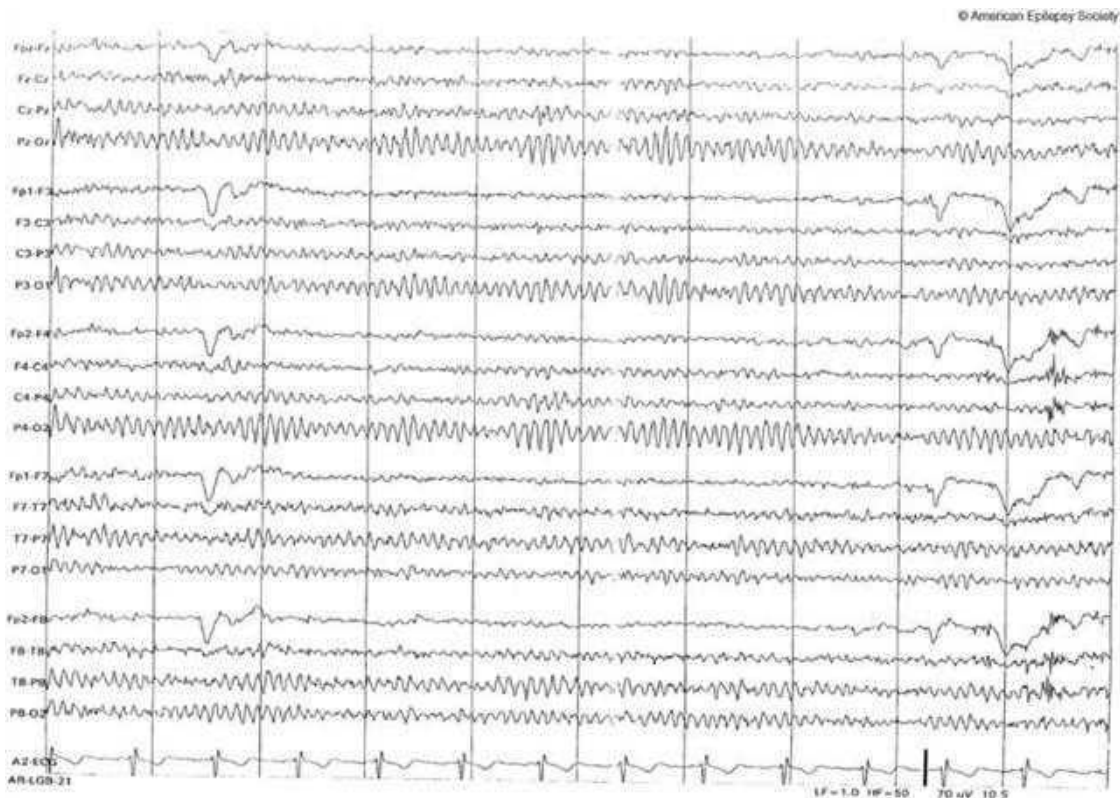


Рисунок 1.1 Нормальна ЕЕГ. Приклад запису ЕЕГ під час неспання у жінки 24 років. Зображена епоха тривалістю 10 секунд. Перші чотири канали, які разом називаються ланцюгом, показують церебральну активність, записану від середньої лінії голови, і за домовленістю вони

потенціал ЕЕГ спрямований вище горизонтального меридіана (тобто вгору). хвиля), тоді як якщо навпаки, коли електрод порівняння більш негативний, вектор потенціалу ЕЕГ спрямований нижче горизонтального меридіана (потенціал вниз). Інші можливості полярності показані на Рисунку 1.2.

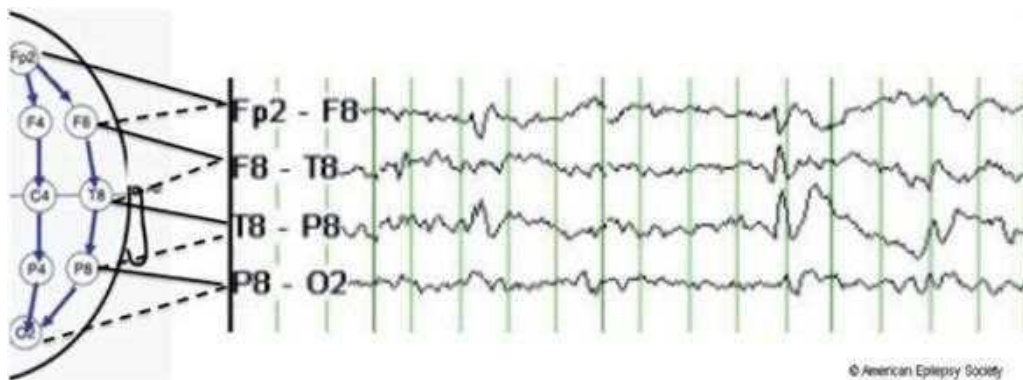


Рисунок 1.2. Другий приклад ЕЕГ

У першу секунду гостра хвиля має максимальну електронегативність на F8–T8, де видно еквіпотенціал; канал 1 (FP2-F8) демонструє поверхневий позитивний прогин, оскільки гостра хвиля спрямована вниз майже однакові за напругою одна одній, що призводить до значного синфазного компенсування, а також ізоелектричну/еквіпотенціальну напруги (однакова напруга з обох сторін). Канал 3 (T8-P8) показує поверхнєве негативне відхилення гострої хвилі вгору, що означає, що сітка 1 (T8) має негативніше значення напруги, ніж сітка 2 (P8). Канал 4 (P8-O2) знову показує трохи спрямовану вгору поверхнєву негативну форму хвилі, що свідчить про падіння напруги у фокусі спайку. Визначення напруг таким чином у каналах допомагає інтерпретатору локалізувати максимальну негативність у каналі 2 (F8-T8), припускаючи, що між другим і третім ділянками електродів у ланцюзі існує гострохвильовий фокус.

У другій гострій хвилі, яка виникає наприкінці 2-ї секунди, гостра хвиля демонструє максимальну електронегативність тепер вже на електроді F8. Логіка локалізації подібна до прикладу вище. У каналі 1 (FP2-F8) є поверхнєве позитивне відхилення вниз, тоді як у каналі 2 (F8-T8) є поверхнєве негативне відхилення вгору, тому можна зробити висновок, що гостра хвиля локалізована на F8.

2. Апаратна частина приладу

В ході виконання бакалаврської роботи використовував Emotiv Insight.

Emotiv Insight — це 5-канальна бездротова гарнітура з обтічним дизайном для комп'ютерного нейроінтерфейсу.

У ньому використовується напівсухий полімерний датчик, який можна носити без електропровідного гелю чи фізіологічного розчину, тому можна комфортно записувати мозкові хвилі в повсякденному житті та керувати зчитуванням мозкових хвиль. (Наприклад, можна виконувати прості операції, такі як переміщення або переміщення радіоконтролера, просто уявивши це у своїй голові).

Канали які використовує пристрій: AF3, AF4, T7, T8 і Pz. Нижче наведено зображення розміщення електродів(рисунок 2.1).

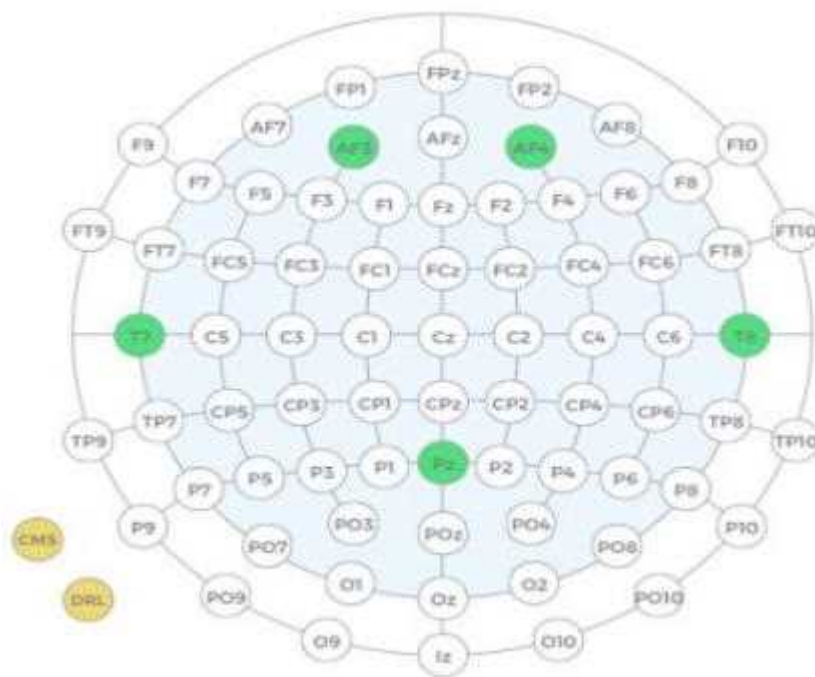


Рисунок 2.1. Схема розміщення електродів

3. Створення нейроінтерфейсу

3.1. Налаштування енцефалографа

Завантажив софт CyKit^[8], який використовується для отримання даних з пристрою та передачі їх на комп'ютер потоком.

Вдало підключив Emotiv Insight, що видно на рис 3.1.

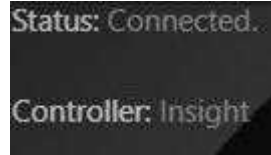


Рисунок 3.1 Вдало підключений прилад

Далі вимірював власні ЕЕГ в стані спокою та при русі головою.

Прилад можна побачити безпосередньо на мені на рисунку 4 в момент запису ЕЕГ(рисунок 3.2)



Рисунок 3.2. Розміщення приладу підчас запису еег

3.2. Приклади ЕЕГ отримані в ході роботи

Після підключення приладу до комп'ютера отримав зображення ЕЕГ (рисунок 3.3).

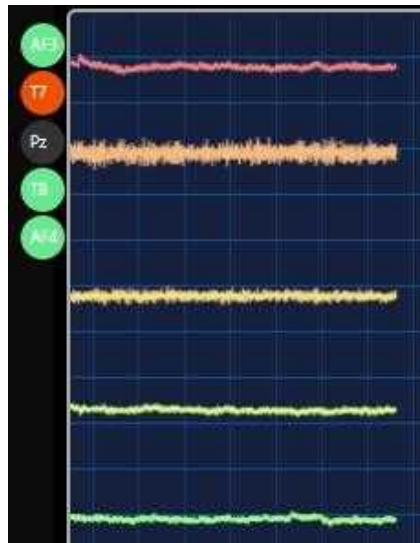


Рисунок 3.3.ЕЕГ у стані спокою.

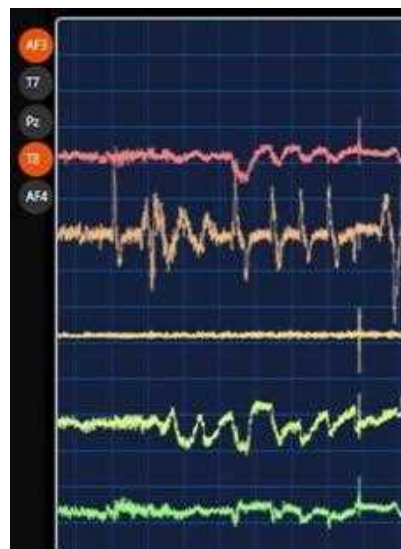


Рисунок 3.4.ЕЕГ підчас рухів головою.

На ЕЕГ Рисунку 3.3 видно, що спочатку я перебував у стані спокою, потім коли почав хитати головою зі сторони в сторону, енцефалограма почала змінюватись падаючи або підіймаючись у гору, що видно з рисунку 3.4.



Рисунок 3.5.EEГ підчас кліпання

З рисунку 3.5 видно, що підчас кліпання спостерігається різкий стрибок напруги на контактах *AF3* і *AF4*. Тобто з контактів розміщених на лобі, що зрозуміло, бо коли ми кліпаємо у нас напружуються м'язи, тобто подається електричний сигнал по нерву саме до цих м'язів. І таким чином ми отримуємо артефакт спричинений кліпанням.



Рисунок 3.6. Здавлювання щелепи



Рисунок 3.7. Рухи щелепою право-вліво

З рисунків 3.6 і 3.7 видно, що підчас рухів або здавлювання щелепи оримуються найбільші артефакти на контакті *T8*, який розміщено найближче

3. Функція **uptade_screen** виводить у командний рядок слово «Clipped» («кліпнув»), коли людина кліпає через не складну фільтрацію сигналу з датчика AF3.

Одразу варто зазначити, що дана програма працює точно лише при відсутності будь яких інших джерел артефактів, наприклад рухів головою або щелепою.

За допомогою функцій мови Python наприкінці програми створюється файл в якому записуються скільки за розрахунками програми відбулось кліпань. З результатами певної, невеликої вибірки можна ознайомитись нижче:

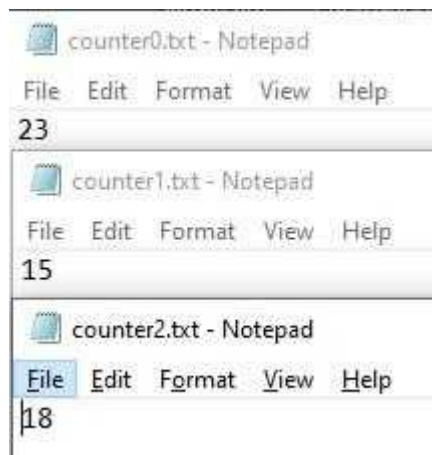


Рисунок 3.10. Результати виміру програми. Числа в назві файлу указують на номер виміру. Число записане у файлі - кількість задетектованих кліпань. Виміряти програма мала 10 кліпань.

Як видно з рисунку 3.10, програма працює доволі точно, а надлишкові «кліпання» виникають за рахунок того, що в проміжок який програма сприймає як кліпання може потрапити 2-3 значення на детекторі. Чутливість програми становить 100%, а специфічність 80%.

Висновки

1. Мобільний електроенцефалограм Emotiv Insight з використанням програмного забезпечення з відкритим вихідним кодом дає можливість створити простий прототип комп'ютерного нейроінтерфейсу. Цю можливість було продемонстровано у даній роботі на основі аналізу

електроенцефалограм автора.

2. Запропонований у роботі простий алгоритм аналізу

електроенцефалограм базується на детектуванні піку у енцефалограмі під час кліпання очима і дає можливість детектувати кліпання очима з чутливістю 100% і специфічністю 80%, а також застосовувати результати детектування для керування комп'ютерним інтерфейсом.

3. Запропонований підхід може бути розширений на детектування більшої кількості подій і з кращою якістю за допомогою застосування вдосконалених алгоритмів.

Список використаної літератури

1. МакФарланд Дж.Ж., Крузієнські Дж.Ж., Сарнакі В.А., Вольпоу Дж.Р. (2008) Емуляція керування комп'ютерною мишею за допомогою неінвазивного інтерфейсу мозок-комп'ютер.
2. Вольпоу Дж.Р., Вольпоу Е.В., редактори (2012) Інтерфейси мозок-комп'ютер: принципи та практика.
3. Р Наве (2017) Електроенцефалографія (ЕЕГ)
4. Ейлін М. Мюррей (2016) Електроенцефалографія (ЕЕГ): Вступний текст та атлас нормальних та аномальних результатів у дорослих, дітей та немовлят.
5. Нуньєс, Майкл Д. Нуньєс, Пол Л. Срінівасан, Рамеш (2016) Електроенцефалографія (ЕЕГ): Нейрофізика, Експериментальні Методи та Сигнальна Обробка.
6. Вольпоу Дж.Р., МакФарланд Дж.Ж. (1994) Мультиканальна комунікація мозок-комп'ютер на основі ЕЕГ.
7. «CaptainSmiley» (2019) Розробка Bluetooth для комунікації з пристроєм Emotiv.
8. <https://github.com/CymatiCorp/CyKit>

Додатки

```
import sys, os, time, threading

sys.path.insert(0, '../py3//cyUSB//cyPyWinUSB')
sys.path.insert(0, '../py3')

import cyPyWinUSB as hid
import queue
from cyCrypto.Cipher import AES
from cyCrypto import Random
import mouse

tasks = queue.Queue()
EEG_name = {"AF3": 3, "T7": 5, "Pz": 7, "T8": 12, "AF4": 14}
counter = 0
class EEG_insight(object):
    def __init__(self):
        self.hid = None
        devicesUsed = 0
        self.cipher = None
        for device in hid.find_all_hid_devices():
            if device.product_name == 'EEG Signals':
                devicesUsed += 1
                self.hid = device
                self.hid.open()
                self.serial_number = device.serial_number
                device.set_raw_data_handler(self.dataHandler)
        if devicesUsed == 0:
            os._exit(0)

        sn = bytearray()
        for i in range(0, len(self.serial_number)):
            sn += bytearray([ord(self.serial_number[i])])

        k = ['\0'] * 16
        k = [sn[-1], 00, sn[-2], 21, sn[-3], 00, sn[-4], 12, sn[-3], 00, sn[-2],
68, sn[-1], 00, sn[-2], 88]

        self.key = bytes(bytearray(k))
        self.cipher = AES.new(self.key, AES.MODE_ECB)

    def dataHandler(self, data):
        if self.cipher == None:
            return
        join_data = ''.join(map(chr, data[1:]))
        data = self.cipher.decrypt(bytes(join_data, 'latin-1')[0:32])
        tasks.put(data)

    def convert_v2(self, value_1, value_2):
        edk_value = "%.8f" % (((int(value_1) - 128) * 32.82051289) +
((int(value_2) * .128205128205129) + 4201.02564096001))
        return edk_value
```

```

def get_data(self):
    try:
        data = tasks.get()
        data = tasks.get()

        packet_data = [data[0]]
        z = ''
        for i in range(1, len(data)):
            z = z + format(data[i], '08b')

        i_1 = -14
        for i in range(0, 18):
            i_1 += 14
            v_1 = '0b' + z[(i_1):(i_1 + 8)]
            v_2 = '0b' + z[(i_1 + 8):(i_1 + 14)]
            packet_data.append(str(self.convert_v2(str(eval(v_1)),
str(eval(v_2)))))
        return packet_data

    except Exception as exception2:
        print(str(exception2))

def update_screen(self):
    global counter
    while 1:
        file = open("counter.txt", "w")
        eeg_data = cyHeadset.get_data()
        if float(eeg_data[EEG_name["AF3"]]) > 4315 and
float(eeg_data[EEG_name["AF3"]]) < 4370.0:
            print("Cliped")
            counter+=1
            file.write(str(counter))
            file.close()
            time.sleep(.01)
            print("\r\n")

if os.name == 'nt':
    os.system("mode con:cols=50 lines=17")

cyHeadset = EEG_insight()
eeg_data = []
data_thread = threading.Thread(name="Update_EEG_Headset",
target=cyHeadset.update_screen, daemon=False)
init = True

while 1:
    if init == True:
        data_thread.start()
        init = False

    time.sleep(0)

```

```
while tasks.empty():
    time.sleep(0)
    pass

file = open("counter.txt", "w")
file.write(counter)
file.close()
```