

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

Радіотехнічний факультет

Кафедра радіоінженерії

«На правах рукопису»
УДК _____

До захисту допущено:
В.о. завідувач кафедри
_____ Сергій МАРТИНЮК
«__» _____ 2022р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра за освітньо-професійною програмою

«Інформаційна та комунікаційна радіоінженерія»

Зі спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

на тему:

**ІНТЕРФЕЙС МОЗОК-КОМП'ЮТЕР НА ОСНОВІ ПОРТАТИВНОГО
ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФА**

Виконав (-ла):
студент (-ка) VI курсу, групи РІ-з11мп
Стельмах Дмитро Андрійович _____

Керівник:

Проф., д. т. н. 
Шарпан Олег Борисович 15.12.2022 р. _____

Рецензент:
Д. т. н., проф. кафедри ПРЕ
Яненко Олексій Пилипович _____

Засвідчую, що у цьому дипломному
проекті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.
Студент (-ка) _____

Київ – 2022 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра радіоінженерії

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

Освітньо-професійна програма - «Інформаційна та комунікаційна радіоінженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Сергій МАРТИНЮК

«_5_»_вересня_2022р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Стельмаху Дмитру Андрійовичу

1. Тема дисертації «Інтерфейс мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалографа»,

науковий керівник дисертації Шарпан Олег Борисович, проф., д. т. н.,

затверджені наказом по університету від «_09_»_листопада_ 2022 р.
№_4138-с_

2. Термін подання студентом дисертації 12 грудня 2022 р.

3. Об'єкт дослідження: процес реєстрації та оброблення сигналів центральної нервової системи (біоритмів мозку).

4. Вихідні дані: структурна схема автоматизованої класифікації даних ЕЕГ

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: Аналіз сучасного стану методів та електроенцефалографічних систем реєстрації і оброблення біопотенціалів головного мозку; обґрунтування вимог для інтерфейсу мозок-комп'ютер.

Розроблення структури інтерфейсу електроенцефалографічної системи мозок-комп'ютер. Обґрунтування етапів комп'ютерного аналізу електроенцефалограми. Розроблення автоматизованої системи класифікації даних ЕЕГ. Стартап-проект

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу

Схема розташування електродів за системою 10-20. Схема розміщення електродів у разі ЕЕГ досліджень. Структурна схема портативного електроенцефалографа. Структурна схема електроенцефалографічної системи Інтерфейс мозок-комп'ютер. Класифікація уявних рухів по сигналам ЕЕГ. Класичне графічне представлення ЕЕГ (для 5-ти електродів). Структура автоматизованої системи визначення типу ЕЕГ.

7. Орієнтовний перелік публікацій: На основі матеріалів дисертації передбачається публікація статті на тему: Інтерфейс мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалографа.

8. Дата видачі завдання 5 вересня 2022р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
	Отримання завдання	05.09.2022	
	Пошук літератури	06.09.2022-16.09.2022	
	Аналіз літературних джерел	17.09.2022-10.10.2022	
	Аналіз структурної схеми	11.10.2022-25.10.2022	
	Обґрунтування структурної схеми	26.10.2022-20.11.2022	
	Розробка структурної схеми автоматизованої обробки даних	21.11.2022-11.12.2022	

Студент

Дмитро СТЕЛЬМАХ

Науковий керівник



05.09.2022 р.

Олег ШАРПАН

РЕФЕРАТ

Обсяг магістерської дисертації: 65 с., 7 рисунків, 21 таблиця, 57 першоджерел.

Актуальність теми полягає в тому що реалізувавши інтерфейс мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалографа з елементом автоматизованої обробки сигналів головного мозку стане можливою більш швидка реабілітація пацієнтів, наприклад, після інсульту, а також розширить спектр застосування новітніх біомеханічних протезів та допоміжної гарнітури.

Метою даної роботи є розробка інтерфейсу мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалографа. Паралізовані пацієнти за допомогою такого пристрою можуть керувати протезом та інвалідним візком або навіть механічним екзоскелетом. Дана система може знадобитись людям з обмеженими можливостями у контакті з навколишнім світом, наприклад, люди з важкими формами інвалідності зможуть використовувати дані інтерфейси для базового спілкування у своєму повсякденному житті. Також пристрій може використовуватись для оцінки реакції людини-оператора на різноманітні подразники та отримати відповідь на запитання чи задовольняє вона умовам певної діяльності.

Об'єкт дослідження: процес реєстрації та оброблення сигналів центральної нервової системи (біоритмів мозку).

Предметом досліджень є розроблення інтерфейсу мозок-комп'ютер мобільної автоматизованої системи реєстрації електричних сигналів мозку на основі портативного електроенцефалографа.

Ключові слова: інтерфейс мозок-комп'ютер, електроенцефалограф, електроенцефалографія (ЕЕГ), біопотенціали мозку.

SUMMARY

The volume of the master's thesis: 65 pp., 7 figures, 21 tables, 57 primary sources.

The relevance of the topic is that by implementing a brain-computer interface based on a portable electroencephalograph with an element of automated processing of brain signals, faster rehabilitation of patients, for example, after a stroke, will become possible, and will also expand the range of use of the latest biomechanical prostheses and auxiliary headsets

The aim of this work is to develop a brain-computer interface based on a portable electroencephalograph. Paralyzed patients with the help of such a device can control a prosthesis and a wheelchair or even a mechanical exoskeleton. This system may be useful for people with disabilities in contact with the surrounding world, for example, people with severe forms of disability will be able to use these interfaces for basic communication in their everyday life. Also, the device can be used to evaluate the reaction of a human operator to various stimuli and get an answer to the question of whether it meets the conditions of a certain activity.

The object of research: the process of registration and processing of central nervous system signals (brain biorhythms).

The subject of research is the development of a brain-computer interface of a mobile automated system for recording electrical signals of the brain based on a portable electroencephalograph.

Key words: brain-computer interface, electroencephalograph, electroencephalography (EEG), brain biopotentials.

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА
до магістерської дисертації

на тему: «Інтерфейс мозок-комп'ютер на основі портативного
електроенцефалографа»

Київ — 2022 року

ЗМІСТ

Перелік скорочень.....	9
Вступ.....	10
1 Предмет і методи дослідження.....	14
1.1 Анатомічні, фізіологічні та патолого-фізичні особливості головного мозку.....	14
1.2 Загальні відомості щодо реалізації методу ЕЕГ.....	17
1.3 Розміщення електродів за системою 10-20.....	21
1.4 Метод оцінки функціонального стану людини-оператора.....	24
1.4.1 Загальні відомості.....	24
1.4.2 Функціональний стан людини – оператора.....	27
1.5 Інтерфейс мозок-комп'ютер.....	29
1.5.1 Інтерфейс мозок-комп'ютер на основі слухової уваги до природного мовлення.....	29
1.5.2 Інтерфейс мозок-машина для керування рухом.....	30
1.5.3 Інтерфейси для реабілітації.....	30
1.5.4 Обґрунтування вимог до інтерфейсу мозок-комп'ютер.....	31
1.6 Висновки до розділу.....	33
2 Структурна схема.....	34
2.1 Структурна схема портативного електроенцефалографа.....	34
2.2 Структурна схема інтерфейсу мозок-комп'ютер.....	36
2.2.1 Виділення патерну.....	37
2.2.2 Трансляція патерну.....	38
2.2.3 Передачі команд на керований пристрій.....	38
2.3 Етапи комп'ютерного аналізу електроенцефалограми.....	38
2.3.1 Усунення шумів артефактів.....	39

2.3.2 Виділення ознак	39
2.3.3 Відбір ознак	40
2.3.4 Класифікація ознак	40
2.3.5 Візуалізація	41
2.4 Висновки до розділу	42
3 Структура Автоматизованої системи класифікації даних ЕЕГ	44
3.1 Модуль попередньої обробки даних	45
3.2 Модуль проміжної класифікації даних	46
3.3 Модуль класифікації ЕЕГ	46
3.4 Висновки до розділу	47
4 Стартап-проекту	48
Висновки	64
Перелік джерел посилань	65

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ЕЕГ – Електроенцефалографія

ІМК – Інтерфейс мозок-комп'ютер

ЦНС – Центральна нервова система

ЛО – Людина-оператор

ФС – Функціональний стан

ІММ – Інтерфейс мозок-машина

ВСТУП

В даний час використання інтерфейсів мозок-комп'ютер (ІМК) набуває широкого поширення не тільки в науковій сфері, але також та у повсякденному застосуванні. Під ІМК мається на увазі ряд нейротехнологій, що дозволяють людині взаємодіяти з електронним або електронно-механічними пристроями без м'язових зусиль. Особливе значення ІМК має в галузі медицини, зокрема, реабілітаційної, для покращення якості життя інвалідів, можливості створити комунікацію для людей, з якихось причин позбавлені цієї можливості.

Людський мозок - дуже складний і делікатний орган. Хоча охороняється завдяки багатьом еволюційним захистам, він дуже сприйнятливий до багатьох типів ушкоджень і хвороб. Незалежно від основної етіології, розлади головного мозку потребують бути виявлені якнайшвидше, щоб обмежити кількість постійних пошкоджень і збільшити шанси пацієнта на повне одужання.

Електроенцефалограма (ЕЕГ) є найпоширенішою діагностичною процедурою для вивчення функції та діяльності мозку і складається із запису електричної активності мозку.

Відомо, що реєстрація спонтанної і викликанної біоелектричної активності головного мозку має важливе значення в медичній практиці для діагностики різноманітних патологічних станів центральної нервової системи (ЦНС), в зокрема травматичного пошкодження головного мозку, діагностика епілепсії [34].

Функціонування систем організму залежить від стану головного мозку, тому порушення його роботи негативно впливає на весь організм.

В даний час існує велика кількість як комерційних, так і некомерційних проектів зі створення програмно-апаратного комплексу для реєстрації біоелектричних сигналів. Однак різні виробники як правило націлені на різну аудиторію: медичні вироби (електроенцефалограф, електрокардіограф), вироби для непрофесійних користувачів тощо.

Електроенцефалографія – метод зняття і аналізу електричних потенціалів мозку в стані активних дій, сну і спокою, виявлення різноманітних патологій. Електроенцефалографія один з найбільш чутливих методів обстеження, який здатний зафіксувати ледь помітні зміни функції кори головного мозку і глибинних структур, що іншими методами зробити не можливо [1].

Незважаючи на існування великої кількості літератури, яка обговорює показання та корисність для застосування ЕЕГ у відділеннях невідкладної допомоги, цей діагностичний метод залишається недостатньо використовуваним. Крім того, багато невеликих центрів невідкладної допомоги не мають жодних можливостей запису ЕЕГ, оскільки необхідні інвестиції в інфраструктуру та навчання вважаються невиправданими. Ця ситуація різко контрастує з електрокардіограмою (ЕКГ). Сьогодні ЕКГ-монітори можна знайти у великих і малих медичних центрах, а також у машинах швидкої допомоги. Крім того, сигнал може бути легко інтерпретований не лише лікарями, а й медсестрами та техніками швидкої медичної допомоги.

Портативний ЕЕГ необхідний для вирішення питань модульності і багатоканальності реєстрації потенціалів головного мозку. В результаті прилад надасть можливість проведення обстежень в будь-яких умовах, матиме менші масогабаритні параметри, ніж у існуючих аналогів.

Розглянуто питання безпеки пацієнта, так як прилад буде жвтитись від інтерфейсу USB, пацієнт ніяк з мережею не буде пов'язаний при умові використання ноутбуку, який не під'єднаний до мережі.

Застосування комп'ютерних технологій істотно розширює можливості лікаря-нейрофізіолога, дозволяючи здійснювати поглиблений аналіз сигналу, що вивчається, вносячи переваги, властиві цифровим технологіям — висока роздільна здатність, завадостійкість, можливість отримання необмеженої кількості копій одного запису для аналізу її різними фахівцями, використання методів спектрального аналізу, фільтрації, та ін. Істотним доповненням є можливість вирішення зворотного завдання ЕЕГ – розпізнавання джерела патологічної активності у тривимірному просторі, що дозволяє виявити відповідність даних нейрофізіологічного дослідження та результатів різних методів

візуалізації – комп'ютерної томографії, ядерно-магнітного резонансу, позитронно-емісійної.

Інтерфейси мозок-комп'ютер на основі ЕЕГ – це неінвазивна техніка, яка використовується для перетворення активності мозку на команди, які керують засобами вводу інформації (наприклад, клавіатурою комп'ютера, мишею тощо). Багато пацієнтів, які не можуть ефективно спілкуватися, наприклад ті, хто переніс інсульт, синдром замкнутості або інші нейродегенеративні захворювання, покладаються на подібні інтерфейси, щоб залишатися на зв'язку. З технологією ЕЕГ можливий майже будь-який тип ІМК із якістю сигналу дослідницького рівня.

В даний час використання інтерфейсу мозок-комп'ютер набуває широкого поширення не тільки в науковій сфері, але і серед звичайних споживачів. Інтерфейс мозок-комп'ютер являє собою ряд нейротехнологій, на основі яких здійснюється взаємодія без м'язових зусиль люди з електронним або електро-механічним пристроєм [34, 35].

Особливе значення ІМК має в області медицини. За допомогою інтерфейсу стали реальними поліпшення якості життя інвалідів, створення комунікацій для людей, з яких-небудь причин позбавлених цієї можливості. В останні два-три десятиліття відбулося суттєве зростання досліджень в даній галузі, спільно з підвищенням рівня розвитку науки в області інформаційних технологій, медицини, електроніки [34].

Паралізовані пацієнти за допомогою такого пристрою можуть керувати протезом та інвалідним візком або навіть механічним екзоскелетом.

Інтерфейси мозок-комп'ютер впевнено входять у повсякденне життя та розширюють сфери використання. Сьогодні до технології «мозок – комп'ютер» починає виявляти інтерес не лише медицина, а й інші сфери використання: розважальна, промислове виробництво, пристрої «розумного дому», роботехніка.

Інтерфейс мозок-комп'ютер є прямим каналом зв'язку і контролю між мозком людини та комп'ютером або іншим електронним пристроєм, завдяки

якому люди можуть висловлювати ідеї або маніпулювати пристроями безпосередньо через мозок без необхідності в мові чи дії.

Але електричний хвильовий сигнал мозку дуже слабкий та легко піддається перешкодам. Отже, виявлення та аналіз сигналу є дуже складним завданням.

Мета даної дисертаційної роботи полягає в тому, щоб розробити інтерфейс мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалографа.

1 ПРЕДМЕТ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

В сучасних умовах лікарі все більше потребують персональних пристроїв догляду та аналізу пацієнтів. Останні інновації в області цифрової охорони здоров'я піднімають планку точності, портативності і персоналізації.

Актуальність ІМК на основі портативного електроенцефалографа полягає в можливості його використання медичними працівниками для оцінки стану пацієнта та людьми з біомеханічними протезами не будучи прив'язаними до конкретного місця. Також є можливим використання пристрою в домашніх умовах самим пацієнтом без потреби візиту лікаря, маючи лише доступ до інтернату та телефон або персональний комп'ютер, так як дані з портативного електроенцефалографа можна напряму, за допомогою підключеного до нього телефону або персонального комп'ютеру, надсилати сімейному лікарю та за допомогою напрацьованої бази даних отримати попередній діагноз.

1.1 Анатомічні, фізіологічні та патолого-фізичні особливості головного мозку [19]

Головний мозок, з оточуючими його оболонками (рис. 1.1.1), знаходиться в порожнині мозкового черепа. Верхня центральна поверхня головного мозку формою відповідає внутрішній увігнутій поверхні склепіння черепа. Нижня поверхня - основа головного мозку, має складний рельєф, відповідний черепним ямкам внутрішньої основи черепа. Маса мозку дорослої людини коливається від 1100 до 2000 гр. Протягом від 20 до 60 років маса та обсяг залишаються максимальним та постійним для кожного індивідуума. При огляді препарату головного мозку добре помітні три його найбільші складові частини. Це парні півкулі великого мозку, мозок і мозковий стовбур.

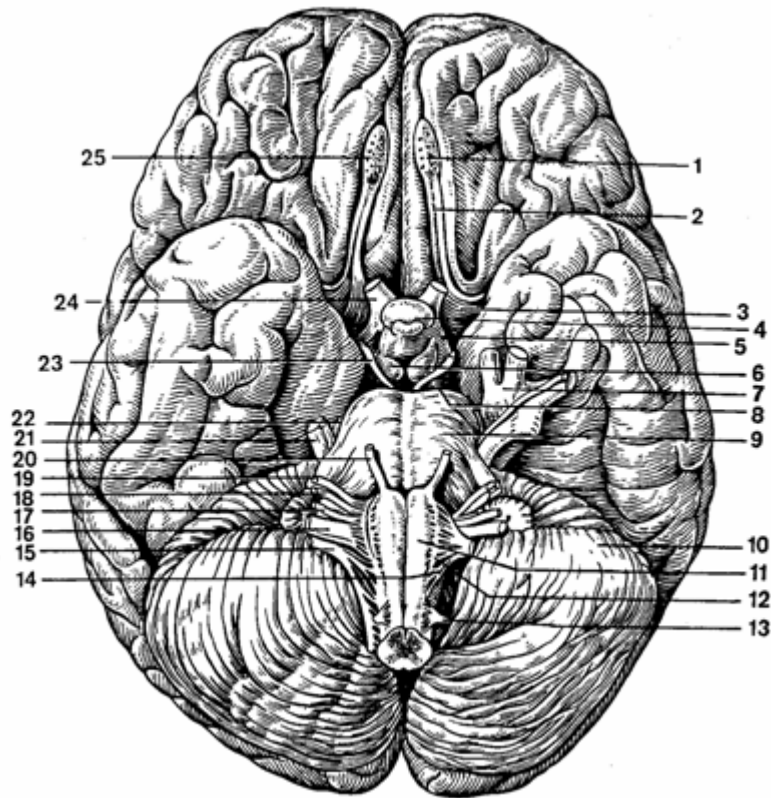


Рисунок 1.1.1 – Будова головного мозку [19]

1 - нюхова цибулина; 2 – нюховий тракт; 3 - передня продірявлена речовина; 4 – сірий бугор; 5 - зоровий тракт; 6- соскоподібні тіла; 7 – трійковий вузол; 8 - задня продірявлена речовина; 9 – міст; 10-мозочок; 11 - піраміда довгастого мозку; 12 - олива; 13 - спинномозкові нерви; 14 - під'язичний нерв; 15 - додатковий нерв; 16 - блукаючий нерв; 17 - язикоглотковий нерв; 18 - переддверно - равликовий нерв; 19 - лицьовий нерв; 20 - нерв, що відводить; 21 - трійковий нерв; 22 - бічний нерв; 23 - окоруховий нерв; 24 - зоровий нерв; 25- нюхові нерви.

Півкулі великого мозку у дорослої людини - це найбільш розвинена, найбільша і функціонально найважливіша частина ЦНС. Відділи півкуль прикривають собою решту головного мозку. Права і ліва півкулі відокремлені один від одного глибокою поздовжньою щілиною великого мозку, що досягає великої спайки мозку, або мозолистого тіла.

Довгастий мозок є безпосереднім продовженням спинного мозку. Кордон між довгастим і спинним мозком відповідає рівню країв великого потиличного

отвору. На рівні довгастого мозку знаходяться такі життєво важливі центри, як дихальний та кровообіг.

Міст на підставі мозкового стовбура має вигляд поперечно розташованого білого валика, який у каутальному відділі межує з пірамідами та олівами довгастого мозку, а в краніальному – з ніжками мозку.

На поперечному розрізі моста в центральних відділах можна бачити товстий пучок поперечних волокон, що відносяться до провідного шляху слухового аналізатора і утворюють трапецивидне тіло. У нижніх відділах мосту помітні скупчення сірої речовини, які називаються ядрами власне мосту, які виступають у ролі посередників у здійсненні зв'язків кори півкуль великого мозку з півкулями мозочка.

Мозочок становить більшу, ніж міст, частина заднього мозку, яка заповнює собою більшу частину задньої черепної ямки. У мозочка розрізняють верхню і нижню поверхні, межами між якими є передній і задній краї. Середній мозок складається з дорсального відділу даху середнього мозку та вентрального - ніжок мозку, які розмежовуються порожниною - водопроводом мозку. Функціональне значення середнього мозку у тому, що тут розташовані підкіркові центри слуху та зору; ядра головних нервів, що забезпечують іннервацію поперечно-м'язових і гладких м'язів очного яблука: ядра, що відносяться до екстрапірамідної системи, що забезпечує скорочення м'язів тіла під час автоматичних рухів. Через середній мозок слідує низхідні (рухові) і висхідні (чутливі) провідні шляхи. Область середнього мозку є також місцем розташування вегетативних центрів (центральна сіра речовина) та ретикулярної формації.

Головний мозок, як і спинний, оточений трьома сполучнотканинними листками, або оболонками, що є продовженням оболонок спинного мозку, кожна з яких відокремлена від сусідніх міжоболонковим простором [20].

Важливу роль у цьому грає мозковий кровообіг. Це кровообіг у системі судин головного та спинного мозку. Причиною порушення найчастіше є атеросклероз, гіпертонічна хвороба, симптоматична артеріальна гіпертензія,

вазомоторні дистонії, артеріальна гіпотонія, патологія серця, аномалії серцево-судинної системи, патологія легень, що веде до легенево-серцевої недостатності з порушенням венозного кровообігу. , токсичні та травматичні ураження судин головного мозку, остеохондроз хребта, захворювання крові та ендокринної системи, пухлини спинного та головного мозку Патологічний процес, що викликає порушення мозкового кровообігу, може вражати магістральні та мозкові артерії (аорту, плечоголовний стовбур, загальні, внутрішні та зовнішні сонні, підключичні, хребетні, базилярні, спинальні, корінкові артерії та їх гілки), мозкові вени і венозні . Характер патології судин головного мозку буває різним: тромбоз, емболія, звуження просвіту, перегини та петлеутворення, анеризми судин головного та спинного мозку [21].

1.2 Загальні відомості щодо реалізації методу ЕЕГ

Електроенцефалографія це складний змінний в часі процес реєстрації електричних сигналів мозку, який може здійснюватися з поверхні мозку, що не інвазивно. Є варіант імплантації електродів під череп на поверхню мозку, не проникаючи в саму тканину; це напівінвазивний спосіб зняття енцефалограми для створення ІМК. Ми будемо розглядати не інвазивний спосіб зняття ЕЕГ.

Об'єктом дослідження є процес отримання сигналів, що знімаються за допомогою енцефалографа.

Предметом дослідження є розроблення інтерфейсу мозок-комп'ютер мобільної автоматизованої системи реєстрації електричних сигналів мозку на основі портативного електроенцефалографа.

Джерелом сигналу є мозок, ритми, які є результатом взаємодії великих груп нейронів. Дослідження, що проводяться різними вченими в галузі нейрохірургії та нейрофізіології, привели до визначення окремих діапазонів, що відповідають за певну активність мозку. Всі біоелектричні сигнали, які генерують нейрони мозку, можна розділити по частотах на такі основні складові: альфа, бета, дельта ритми гамма хвилі[2].

Дельта-хвилі - діапазон змінюється від 0 до 4 Гц. Їх порівнюють з глибоким сном, в стані неспання рівень дельта-хвиль зменшується, також це спостерігається тоді, коли людина намагається сфокусуватися.

Тета-хвилі діапазону від 4 до 8 Гц. Зіставляються з розслабленим станом, дрімотою.

Альфа-хвилі (8 до 13 Гц). Показник пасивного неспання людини, при закритих очах, розслабленому стані і глибокому диханні. Відображають сфокусованість, зібраність людини.

Бета хвилі: (13 до 30 Гц) - показник активного неспання, яскраво виражені при стресових ситуаціях, коли людина схвильована. Рівень підвищується при розумовій роботі, при обробці мозком інформації, що надійшла.

Гама хвилі: (30 до 70 Гц) - відображають перехід з короткочасної пам'яті в довготривалу. Рівень їх підвищується при читанні, розмові, слуханні[3].

Щоб зрозуміти природу сигналу, необхідно розглянути його джерела, якими є нейрони [2]. Нейрон є тілом клітини і двома типами відростків (аксони і дендрити). Сигнал від нейрона до виконавчого органу (тіла нейрона) передається по аксону. А дендрити - це короткі сильно розгалужені відростки, що закінчуються синапсами.

Нейрон - найважливіша клітина центральної нервової системи. Його головна властивість - здатність генерувати нервовий імпульс (збуджуватися) і передавати його по іншим нейронам, а від них він поширюється по м'язах і іншим органам. Підсумком досліджень в галузі нейрофізіології став висновок, що діяльність нейронів становить частину сумарної біоелектричної активності мозку, це ми і бачимо, при знятті енцефалограми: постсинаптичні збуджуючі і гальмівні потенціали, і потенціали дії.

У дендритах і в тілі нейрона виникають постсинаптичні збуджуючі і гальмівні потенціали, а потенціал дії генерується в зоні аксонного «горбка» і далі поширюється по аксону.

Для того, щоб нейрон генерував потенціал дії, що передає повідомлення іншим нейронам або ефektorним органам, необхідно, щоб його власне збудження досягло певної порогової величини. Рівень збудження нейрона

визначається сумою збуджувальних і гальмівних впливів, що надаються на нього через синапси. Якщо сума збудливих впливів більша за суму гальмівних на величину, що перевищує пороговий рівень, нейрон генерує нервовий імпульс, що поширюється потім по аксону. Описаним гальмівним і збуджуючим процесам у нейроні та його відростках відповідають певній формі електричні потенціали.

Нейрон має оболонку - мембрану, між внутрішнім і зовнішнім середовищем нейрона підтримується різниця потенціалів, внутрішнє середовище заряджена негативно. Різниця потенціалів є потенціалом спокою і має значення 60-70 мВ. Потенціал спокою являє собою початковий рівень, щодо якого відбуваються процеси збудження і гальмування. Збуджуюча дія є позитивним відхиленням потенціалу всередині нейрона, а гальмівний - негативним. В результаті тимчасової і просторової сумації активності нейронів ми можемо визначити рівень деполяризації нейрона і можливість поширення імпульсу, що є спонтанною електроенцефалограмою. Таким чином, розподіл потенціалів дії буде залежати від того, в якому фізичному стані знаходиться мозок, наприклад, стан сну або неспання, і від виду процесів, що викликають потенціали (спонтанний або викликаний).

Таким чином, генерація енцефалограми є сумою зміни постсинаптичних потенціалів і потенціалів дії. Можна зробити висновок, що метод енцефалографії є відображенням функціональної активності безлічі нейронів, функціональної активності мозку [1]. Сумарна електроенцефалограма відображає цю активність, тільки на ЕЕГ ми бачимо результат діяльності не одного нейрона, а великої групи, що становить функціональну активність мозку. Виходячи з цього, отримується точне уявлення, які системи головного мозку визначають і становлять сигнал енцефалограми.

Наявність волосся, погіршення контакту, можливий обрив прилягання електродів, призводить до амплітудних і частотних спотворень, що необхідно мати на увазі при аналізі і зняття ЕЕГ [3,4].

Електроенцефалографи, що розраховані на 8 або 12 каналів, придатні тільки для загальних діагностичних цілей. З їх допомогою можлива оцінка загального функціонального стану і виявлення грубої осередкової патології.

Дослідження проводиться як у спокої (стан розслабленого неспання), так і при навантажувальних функціональних пробах (відкриття-заплющування очей, світлові подразнення, форсоване дихання) [22].

Це особливо важливо при обстеженні пацієнтів із такими захворюваннями:

- епілепсія;
- черепно-мозкова травма, як у гострому періоді, і її наслідки;
- ранні та віддалені наслідки порушень мозкового кровообігу;
- енцефалопатії різного походження;
- стани після нейрохірургічних втручань;
- синдром вегетативної дистонії;

А також при обстеженні для уточнення діагнозу пацієнтів з:

- головними болями;
- запамороченням;
- нападами із втратою свідомості;
- невротичними розладами;
- нестійким артеріальним тиском [23];

Які ж переваги ЕЕГ? Деякі з них очевидні: ЕЕГ досить проста у використанні, дешева і не пов'язана з впливом на випробуваного (неінвазивна). ЕЕГ може бути зареєстрована біля ліжка пацієнта та використовуватись для контролю стадії епілепсії, тривалого моніторингу мозкової активності. Також показує один із основних параметрів роботи нервової системи – властивість ритмічності, що відображає узгодженість роботи різних структур мозку. Отже, при записі електричної (а також магнітної) енцефалограми нейрофізіолог має доступ до фактичних механізмів обробки інформації мозку. Це допомагає виявити схему процесів, задіяних мозком, показуючи як «де», а й «як»

інформація оброблена у мозку. Саме ця можливість робить ЕЕГ унікальним та безумовно цінним методом діагностики [24].

Електроенцефалографічне обстеження дозволяє розкрити, як людський мозок використовує свої функціональні резерви.

1.3 Розміщення електродів за системою 10-20

Міжнародна система [9] 10-20 - це визнаний у всьому світі метод розташування електродів на шкірі голови при проведенні ЕЕГ дослідження, свою назву отримала завдяки тому, що відстань від будь-якого електрода до іншого визначається як 10% або 20% індивідуально вимірян timer розмірів голови. Цей метод був розроблений для підтримки стандартизованих методів тестування, які забезпечують можливість складання, відтворення, ефективного аналізу та порівняння результатів дослідження суб'єкта (клінічних або дослідницьких) з використанням наукового методу. Система 10-20 заснована на взаємозв'язку між розташуванням електрода і основною областю мозку, зокрема кори головного мозку. Система 10-20 рекомендована Міжнародною федерацією електроенцефалографії і клінічної нейрофізіології.

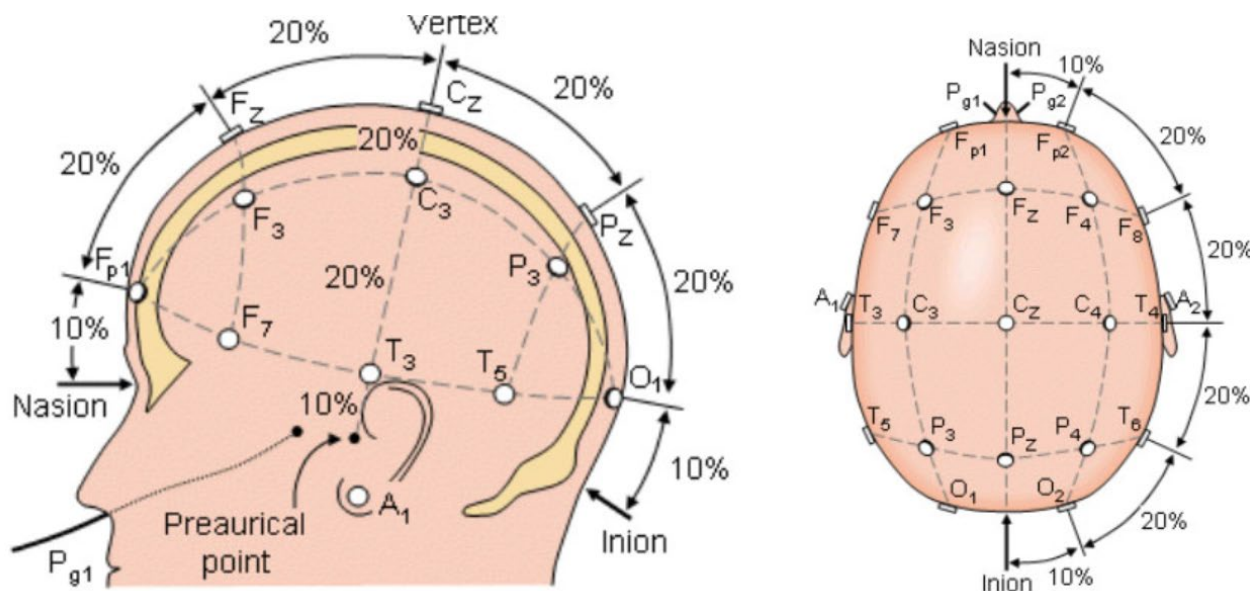


Рисунок 1.3.1 – Розташування електродів за системою 10-20

Кожне положення електрода (відведення) позначається буквою (для визначення частки мозку) і номером (або іншою буквою) для визначення локалізації електрода в межах частки. Будь-який електрод розташовується від

інших електродів на відстані, що дорівнює 10% або 20% деяких виміряних індивідуальних відстаней.

Назви електродів включають першу букву латинського назви області, на яку ставиться електрод, і номер, який вказує сторону і розташування електрода в межах цієї області : pre-frontal (Fp), frontal (F), temporal (T), parietal (P), occipital (O), central (C), midline (Z).

Fp1, Fp2 - передньолобовової (prefrontal),

F3, F4 - лобові (frontal),

Fz - середньолобний,

C3, C4 - центральні (central),

Cz - центральний вертексний,

P3, P4 - тім'яні (parietal),

Pz - центральнопотиличної,

F7, F8 - передньовісочної,

T3, T4 - середньовісочні (temporal),

T5, T6 - задньовісочних,

O1, O2 - потилична (occipital),

A1, A2 - вушні.

Особливі анатомічні орієнтири використовуються для основних вимірів і позиціонування електродів ЕЕГ.

Nasion і Inion: nasion - це поглиблена область між очима, трохи вище перенісся, а inion - це точка гребеня задньої частини черепа, часто позначається опуклістю (виступаючий потиличний гребінь).

Від преаурикулярної до преаурикулярної точки (відноситься до невеликої частини хряща, яка виступає перед вушною раковиною). Преаурикулярна точка знаходиться перед кожним вухом і може бути легко виявлена .

Окружність черепа вимірюється трохи вище вух (Т3 і Т4), трохи вище перенісся (в Fpz) і трохи вище потиличної точки (в Oz).

При розміщенні електродів А (або М, лат. Mamillaria) занадто низьке розташування контрольних електродів (позаду вушної раковини, проксимально

до горла) може привести до появи артефакту ЕЕГ через близьке розташування сонних артерій [9].

Місце розташування електродів по системі 10-20 визначається таким чином: по сагітальній лінії вимірюється відстань від *inion* до *nasion*, прийняте за 100%. Потиличні електроди (лат. *Occipitalis*, O1, O2) встановлюються на 10% цього відстані вгору від *inion*, а лобові електроди (лат. *Frontalis*, *pre-frontalis*, Fp) - вгору від *nasion*. Електроди Fz, Cz і Pz також встановлюються по сагітальній лінії - першої основної лінії, на рівному відстані один від одного.

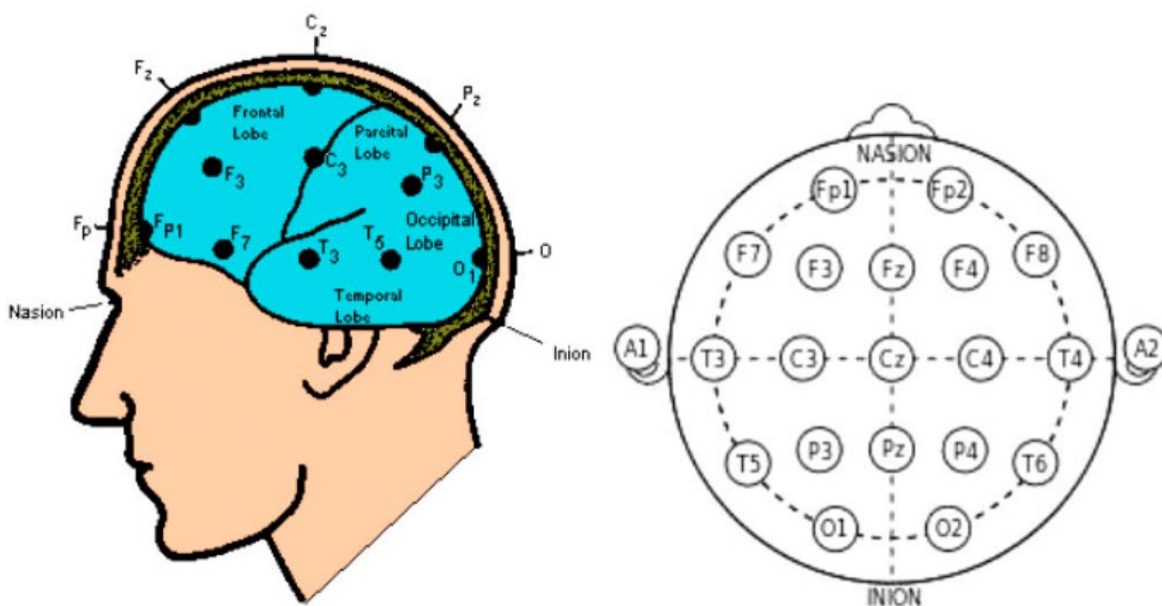


Рисунок 1.4.1 – Схема розміщення електродів

Друга основна лінія з'єднує слухові проходи і проходить через вертекс. З цієї лінії визначається місце розташування середньовисочних відведень (лат. *Temporalis*, T3 і T4) на 10% цього відстані від слухових проходів. Решта електродів з цієї лінії (лат. *Centralis*, C3, Cz і C4) розташовуються на однаковій відстані одна від одної, що становлять 20% від довжини цієї лінії.

Третя лінія - це окружність голови. Потиличні електроди O1 і O2 розташовуються вище *inion* на відстані 10% від довжини сагітальній лінії і вліво вправо на 10% від півкола голови. Нижньолобові електроди (Fp1, Fp2) розташовуються вище *nasion* на відстані 10% від довжини сагітальній лінії і вліво / вправо на 10% від півкола голови. По лінії, що з'єднує Fp1, C3 і O1, розташовуються електроди F3 і P3, а по лінії Fp2, C4 і O2 - електроди F4 і P4 на

рівних друг від друга відстанях. Електроди T5, T6, F7, F8 розташовуються по лінії окружності голови, що проходить по точках T3 і T4, на рівних друг від друга відстанях (20% від півкола голови). На мочках вух розташовуються ін-диферентні електроди, що позначаються як A1 і A2 (лат. Auriculares).

У деяких випадках для запису локальної активності потрібно накладення додаткових електродів, розташованих між стандартними електродами.

Вибір відведення завжди залежить від поставленого завдання.

Рекомендовані точки: F3-M2, C3-M2, O1-M2.

Резервні точки: F4-M1, C4-M2, O2-M1 [9].

1.4 Метод оцінки функціонального стану людини-оператора

1.4.1 Загальні відомості

Незважаючи на високий рівень науково-технічного прогресу, у багатьох автоматизованих системах все ще не підлягає автоматизації ряд функцій, виконуваних людиною-оператором (ЛО). Це пояснюється неможливістю машинними засобами забезпечити необхідний рівень гнучкості та адаптивності систем [25]. З кожним роком системи людина-машина зазнають змін у бік ускладнення, а значить навантаження на ЛО та відповідальність за прийняття правильних рішень, зростає.

За статистикою, у 60–80% випадків (залежно від галузі) джерелом помилок в автоматизованих системах людина-машина є відмова у роботі оператора [26,27]. Високу ймовірність прийняття невірних рішень пов'язують із емоційними навантаженнями, нервовою напругою, високим рівнем втоми, фізичної втомою, впливом довкілля тощо. Недооцінка таких факторів може стати причиною серйозної техногенної аварії, та спричинити за собою людські жертви.

Звідси впливає актуальність дослідження факторів робочого місця оператора, що підвищують або знижують ризик виникнення операторських помилок. Джерела помилок ЛО досить давно вивчені та висвітлені в літературі [28, 29, 30], однак однозначного вирішення проблеми оцінки впливу факторів робочого місця на стан ЛО та передбачення погіршення якості його діяльності так і не знайдено.

За людиною-оператором розуміється людина, яка здійснює трудову діяльність, основу якої становить взаємодію з предметом праці, машиною та зовнішнім середовищем за допомогою інформаційної моделі та органів управління [31]. Якщо зупинитися на особливостях роботи ЛО, то вони найчастіше характеризуються яскраво вираженою монотонністю, великою кількістю джерел інформації (найчастіше – візуальної: дисплеї, екрани, показання датчиків), підвищеним рівнем концентрації (наприклад, для відстеження відхилення показників від норми або виявлення аварійних ситуацій), сторонніми шумами, впливом електромагнітних полів від навколишнього обладнання (що в комп'ютерну епоху характерно, мабуть, для будь-якого робітника). Всі ці фактори разом збільшують ризик виникнення позаштатних ситуацій і аварій.

Незважаючи на багаторічну історію прикладні дослідження з пошуку шляхів та методів зниження ризиків, пов'язаних з неоптимальною поведінкою людини-оператора в різних умовах, не втратили своєї актуальності та практичної значущості. Розвиток мікроелектроніки, інформаційних технологій, новітні досягнення когнітивних досліджень та нейроінформатики відкривають нові можливості щодо контролю та управління станом людини в процесі операторської діяльності, а розвиток інтелектуальних технологій веде до зниження рутинних навантажень на оператора зі зміщенням акцентів на виконання творчих функцій.

Дослідження у цих напрямках передбачають адекватний розвиток методичного апарату та техніки експерименту. Висока складність сучасних людино-машинних систем потребує відповідного ускладнення засобів моделювання операторської діяльності, що призводить до різкого збільшення числа можливих поєднань досліджуваних факторів. Наслідком цього є значне зростання обсягів отримуваних первинних даних, виникає необхідність автоматизації їх первинного аналізу для відбору тих фрагментів (епізодів експериментального дослідження), які є доцільним аналізувати в повному обсязі.

Основна мета створення такої технології – автоматизація відбору епізодів експерименту, якими необхідно провести поглиблений аналіз отриманих даних.

Основні вимоги до створюваної технології:

- максимальна автоматизація процесу,
- хороша відтворюваність результатів аналізу даних,
- мінімальна залежність від індивідуальних особливостей оператора,
- можливість працювати з малою кількістю електродів.

Зауважимо, що при моніторингу важливе не саме значення параметрів функціонального стану (ФС), які відхилюються від контрольних значень і динаміки у часі загалом. Прикладом може бути розвиток у оператора стану дрімоти. У цьому випадку висока швидкість реакції контролюючого пристрою на відхилення показників та наявність зворотного зв'язку (наприклад, звукового сигналу для пробудження оператора) будуть основними умовами при розробці такого монітора.

Більшість змін ФС людини знаходять своє відображення у зміні ФС її мозкової діяльності, звідки слідує важливість та перспективність вивчення роботи нервових структур мозку, наприклад, за допомогою електроенцефалограм, для виявлення цих змін та їх зв'язку з ФС людини. Подібного роду дослідження дозволяють не тільки перевірити теоретичні уявлення про природу та функціональну значущість ЕЕГ, але й дозволяють вирішити ряд прикладних завдань оцінки та прогнозування ЕЕГ-показників, пов'язаних з деякими особливостями операторської та людської діяльності загалом.

Незважаючи на успішне застосування аналізу ЕЕГ на практиці, зокрема для діагностики, все ще актуальне питання про те, що саме відображає сумарна електрична активність мозку і результатом яких внутрішніх процесів є основні ритми. Частина наукової спільноти дотримується уявлення у тому, що у ЕЕГ знаходить свій відбиток діяльність основних регуляторних механізмів, а ритми ЕЕГ своєю чергою відбивають аспекти діяльності мозку загалом. Інші ж заперечують функціональну значимість ритмів ЕЕГ та відводять їм роль індикаторів грубих змін, насамперед органічних уражень мозкової тканини [32]. Можливо, реальне становище справ знаходиться десь між цими двома точками зору.

В даний час не виявлено однозначного зв'язку ЕЕГ ритмів та тонких проявів психіки людини. Однак, є переконливий експериментальний матеріал, що демонструє зв'язок цілого ряду психічних станів (неспанння і сон, притомність і непритомність, стан наркозу, емоційне збудження тощо.) за ритмами ЕЕГ та його характеристиками. Застосування сучасних методів аналізу дозволяє виявляти все нові та нові зв'язки, враховуючи індивідуальні особливості та природу ЕЕГ сигналу. Все сказане вище дозволяє говорити про високу значущість розробки ефективної технології відстеження змін ФС ЛО. Це можливо за допомогою грамотного і обґрунтованого використання сучасних методів аналізу ЕЕГ сигналу.

1.4.2 Функціональний стан людини – оператора

Досвідчений та кваліфікований ЛО протягом усього робочого дня підтримує необхідний рівень уваги та концентрації, тим самим забезпечуючи якісне виконання своїх робочих функцій. Однак внаслідок втоми, впливу несприятливих зовнішніх факторів його функціональний стан може поступово змінюватись, причому це відбувається без усвідомлення процесу змін самим оператором.

При визначенні поняття "стан людини" вчені розглядають різні рівні: фізіологічний, психологічний, або фізіологічно-психологічний.

Фіксація стану людини та стану її психіки в конкретний момент часу суперечить оцінці цього стану в динаміці, що призводить до невдач усі спроби виявити причину та механізми його зміни. Якщо не розглядати людину як сукупність незалежних підсистем (що прирівнюється помилці), то фізичний та психологічний стан впливають один на одного однаково і мають взаємну кореляцію високого порядку. Однак на практиці та в багатьох дослідженнях прийнято психічний стан оцінювати інтроспективно, за допомогою спеціалізованих опитувальників, без залучення фізіологічних методик. Це часто створює картину і не дозволяє виділити причинно-наслідкові зв'язки зміни стану.

Число станів, що призводять до деструктивних, у професійній діяльності ЛО досить велике. Усі фактори, що впливають на зміну ФС, можна виділити в такі групи:

- інформаційне навантаження - постійний аналіз безперервного потоку інформації з датчиків, приладів, моніторів і т.д. має часто складний та неоднорідний характер. Оператор повинен осмислити отриманий масив даних, обробити та відреагувати відповідно до інструкції. Все це вимагає від нього, крім професіоналізму, ще й вкрай високої концентрації уваги, що призводить до розвитку напруженості;
- сенсорне навантаження - робота з великою кількістю візуальної інформації викликає втому зорового аналізатора та погіршує якість сприйняття. Також найчастіше при роботі на великому підприємстві оператор стикається з високим рівнем сторонніх шумів (робота обладнання, розмови між співробітниками, шум вентиляції та ін.), що викликає накопичення навантаження, що не усвідомлюється оператором, і стану загальної втоми;
- електромагнітне навантаження - присутні на робочому місці оператора високовольтні установки, електронні пристрої, прилади бездротової передачі даних Wi-Fi і Bluetooth також мають значний вплив на самопочуття, не дивлячись на їхню безпеку [33]. Звісно, екранізація робочих приміщень міра крайня і часто невиправдана, але в у разі високих рівнів впливу внесок такого фактора може бути дійсно небезпечним для здоров'я працівників;
- нервово-психічні навантаження - мабуть, найспецифічніший і значущий чинник із усіх. Висока ціна помилки (особливо характерна для технічної діяльності), відповідальність за індивідуальний результат та колектив в цілому, необхідність виконувати кілька функцій одночасно, дефіцит часу та ін. Підвищують загальну

напруженість та можуть грати вирішальну участь у формуванні загального стану оператора;

- фізичні навантаження - перебування у незручній позі тривалий час, оперування важкими предметами та інші фізичні навантаження також можуть зашкодити якості роботи оператора.

Більшість цих факторів формується незалежно, а внесок кожного з їх у загальне навантаження варіюється залежно від виду діяльності оператора. При цьому вони можуть посилювати несприятливі ефекти один одного і в сукупності підвищувати ризик виникнення помилок та аварій.

Тому основні дослідження ФС ЛО ведуться у кількох напрямках:

- визначення граничних навантажень на оператора та обґрунтування оптимального розподілу функцій між людиною та машиною;
- розробка методик експрес-контролю стану оператора, які не створюють перешкод його основній діяльності.

1.5 Інтерфейс мозок-комп'ютер

1.5.1 Інтерфейс мозок-комп'ютер на основі слухової уваги до природного мовлення

Люди, які страждають на тяжкі нейродегенеративні захворювання (наприклад, пізню стадію бічного аміотрофічного склерозу), зрештою втрачають м'язовий контроль і більше не можуть жестикулювати або говорити. Нещодавні дослідження показують, що електрокортикографічні (ЕКГ) сигнали в гамма-діапазоні (тобто 70-170 Гц) можуть використовуватися для визначення ідентичності звукових стимулів.

Інтерфейс отримує звуковий сигнал через мікрофон чи попередньо завантажений файл. Потім фільтр кореляції сигналів обчислює значення кореляції, тобто кореляцію між двома (монофонічними) промовами, щоб визначити, на якого користувача звертає увагу. Нарешті, фільтр збільшення зворотного зв'язку збільшує гучність доповідача, що обслуговується, і зменшує гучність іншого мовця, щоб забезпечити зворотний зв'язок з суб'єктом.

1.5.2 Інтерфейс мозок-машина для керування рухом [34]

Один із напрямів дослідження інтерфейсу мозок-машина (ІММ) – розробка вдосконалених нейронно-контрольованих протезів для відновлення або заміни рухової функції у пацієнтів з паралічем кінцівки. Щоб розвинути високо-ефективний моторний ІММ, необхідно розуміти, як сигнали, отримані від нервових імплантатів, кодують грубі та тонкі рухи верхніх кінцівок.

Електрокортикографія широко вивчалася для моторного декодування та контролю сигналів. Порівняно з іншими інвазивними та неінвазивними методами нейронного запису, ЕКГ забезпечує гарний компроміс між ступенем охоплення, якістю сигналу та стабільністю сигналу.

Хоча принципи подання рухів рук і пальців у моторній корі не до кінця зрозумілі, деякий ступінь роздільності може бути виявлений у сигналах, записаних із сенсомоторної кори під час рухів окремих пальців.

1.5.3 Інтерфейси для реабілітації [34]

Полегшення відновлення коркової активності на основі ІМК, пов'язаної з початком ходи після одноразової багаторівневої хірургії при церебральному паралічі.

У багатьох випадках розвиток вторинних кістково-м'язової патології при ДЦП сприяє втраті функції, погіршення ходи, втоми, обмеження активності та обмеження життєдіяльності. Одна з основних методик - багаторівнева ортопедична хірургія, спрямована на виправлення всіх деформацій та покращення ходи. Після цієї процедури часто потрібний період до 2 років, щоб реабілітуватись.

Більшість методів реабілітації після хірургічного втручання ґрунтуються на периферичній реорганізації моторного контролю, що ініціюється периферичною фізіотерапією. Проте центральний параліч вражає насамперед структури мозку. Це говорить про те, що і периферична нервова система, і центральна нервова система повинні бути інтегровані у фізіотерапевтичну та когнітивну реабілітаційну терапію. Саме такий підхід пропонується у цьому напрямі створення інтерфейсів мозок-комп'ютер.

Пропонується [35] система ІМК, що складається з двох етапів: перша - як повторне навчання кіркової активності, пов'язаної з ходою: віртуальне середовище, в якому пацієнти уявляли, що вони почали ходити. Другий – активний контроль реабілітаційної терапії на роботизованій платформі. Таким чином, перший місяць після операції, коли пацієнт знерухомлений, є найбільш підходящим періодом для підготовки мозку до нових зразків ходи, які пізніше будуть просуватися в процесі фізичної реабілітації за допомогою роботів. З таким підходом вдається зменшити період реабілітації до 2 місяців.

1.5.4 Обґрунтування вимог до інтерфейсу мозок-комп'ютер

На сьогоднішній день інтерфейс мозок-комп'ютер в основному застосовують для реабілітації та відновлення людей з нервово-м'язовими та нейродегенеративними розладами [36]. Крім цього, технологія нейроінтерфейсів активно розвивається у сферах біопротезування, коли на їх основі створюють “розумні” протези, а також у сфері нейрогеймінгу, де інтерфейс мозок-комп'ютер дозволяє взаємодіяти з віртуальною або доповненою реальністю. Деякі люди з важкими формами інвалідності вже використовують нейроінтерфейси для базового спілкування у своєму повсякденному житті.

Завдяки більш досконалому устаткуванню для отримання сигналів, підвищенню кількості досліджень та високій надійності, інтерфейс мозок-комп'ютер може стати важливою технологією взаємодії та комунікації для людей з обмеженими можливостями, а, можливо, і для населення загалом.

Теоретично, для управління інтерфейсом мозок-комп'ютер можна використовувати будь-який прояв активності головного мозку, будь то зміна магнітного поля, струм оксигенованої крові або зміна полярності мембрани нейронів. Найчастіше досліджувані сигнали – це біоелектрична активність нейрональних клітин, пов'язана із змінами полярності постсинаптичної мембрани нейронів, що, у свою чергу, відбувається через активацію потенціалзалежних або іонно-керованих каналів [36].

Дослідження та розробка інтерфейсів мозок-комп'ютер викликають величезний інтерес у вчених, інженерів та медиків. Підвищений інтерес відображає

важливі перспективи, які може надати нейрокомп'ютерний інтерфейс як для науки, так практичних цілей. Згодом ІМК можна буде використовувати в плановому порядку для протезування або відновлення важливих функцій у людей з тяжкими формами інвалідності через нервово-м'язові розлади; вони також можуть покращити реабілітацію людей із інсультами, травмами голови та іншими захворюваннями.

В даний час перед дослідниками та розробниками інтерфейсів стоїть низка проблем у трьох критичних областях [36]:

- обладнання для реєстрації сигналів;
- проблема вибору індивідуального ІМК;
- експлуатаційна надійність системи та її стабільність роботи.

Всі нейрокомп'ютерні інтерфейси залежать від датчиків та пов'язаного з ними обладнання, яке реєструє сигнали мозку. Поліпшення якості даного обладнання зумовлює підвищення ефективності інтерфейсу мозок-комп'ютера. В ідеалі, інтерфейс мозок-комп'ютер неінвазивного типу на основі ЕЕГ повинен:

- мати електроди, що не вимагають нанесення провідного гелю (тобто розробка сухих електродів);
- має бути портативним;
- повинен мати зручні та косметично прийнятні кріплення;
- бути простим у налаштуванні;
- працювати тривалий час без потреби технічного обслуговування;
- добре працювати незалежно від довкілля;
- працювати з допомогою телеметрії, а не вимагати дротового підключення;
- бути сумісним із різним програмним забезпеченням.

Інтерфейс мозок-комп'ютер, у якому використовуються імплантовані електроди, стикається з низкою складних проблем, пов'язаних з безпекою застосування:

- повинен залишатися цілим, функціональним та надійним протягом десятиліть;
- записувати стабільні сигнали протягом багатьох років;
- передавати записані сигнали телеметрично;
- мати можливість заряджатися на місці (або мати батареї, розраховані на роки або десятиліття);
- мати зовнішні елементи, які міцні, зручні та стерильні;
- бути сумісним із програмним забезпеченням.

1.6 Висновки до розділу

Розглянуто можливості зняття сигналів головного мозку. Також розглянуті можливі варіанти застосування інтерфейсу мозок комп'ютер та переваги саме портативного виконання даного інтерфейсу. Також обгрунтовано основні вимоги та проблеми інтерфейсу мозок комп'ютер. Розглянуто важливість та перспективність напрямку оцінки функціонального стану людини-оператора.

2 СТРУКТУРНА СХЕМА

2.1 Структурна схема портативного електроенцефалографа

Електричні потенціали, які ми будемо відстежувати, мають невелику амплітуду, в нормі вона становить 50-150 мкВ. Тому ми повинні якомога якісніше посилити сигнал, для цього ми будемо використовувати підсилювачі з коефіцієнтом посилення в 20-100 тисяч. Необхідно враховувати, що при реєстрації на сигнал будуть діяти потужні електромагнітні поля, створювані будь-якими електричними приладами, що знаходяться навколо. На сигнал, що знімається з поверхні голови, буде впливати перешкода, у вигляді синфазної напруги. Щоб уникнути цієї напруги застосовуються диференціальні підсилювачі, які усувають вплив напруги.

Сучасний електроенцефалограф - це багатоканальний пристрій реєстрації, що дозволяє вловлювати електричну активність головного мозку за рахунок великого числа електродів, встановлених на голові пацієнта. Важливо правильне розташування електродів, тому що потенціали, зняті з різних точок, розрізняються. Існує два види запису електроенцефалограми: монополярний і біполярний [5]. Під час монополярного запису, сигнал є електрично активним тільки щодо якоїсь нейтральної точки (мочка вуха). Біполярний спосіб полягає в вимірюванні різниці потенціалів між електродами, які знаходяться в електрично активних точках. Ми будемо знімати сигнал монополярним способом, тому що він дозволяє аналізувати внесок певної зони мозку [6].

До матеріалу електродів висуваються певні вимоги, вони не повинні поляризуватися під час знімання сигналу. Через контакт шкіри з електродом на електроді накопичуються іони внаслідок електрохімічних процесів. Даний процес призводить до спотворень, так як до сигналу додається постійна складова.

Кращим матеріалом з точки зору надійності є срібло [5]. У разі виникнення поляризації, срібний електрод піддають хлоруванню, що викликає появу на поверхні електрода шару хлориду срібла. Також для кращого контакту використовують електродну пасту або розчин.

Перед проведенням запису ЕЕГ проводять перевірку роботи електроенцефалограф і його калібрування за допомогою каліброваного пристрою, яким служить Генератор каліброваного імпульсу. У цьому разі на входи підсилювачів подають калібрований сигнал 50 мкВ. При правильному регулюванні диференціального підсилювача, верхній смузі пропускання вище 100 Гц і постійною часу 0,3 с калібрувальні сигнали змінної полярності абсолютно симетричні і рівні по амплітуді. Калібрувальний сигнал має стрибкоподібний підйом і експонентний спад, швидкість якого визначається обраною постійною часу.

Від голови, по електроду електричний потенціал подається на вхід підсилювачів, які забезпечують зменшення вхідного опору, яке утворюється за рахунок контакту шкіра-електрод. Кількість підсилювачів відповідає числу електродів. Електроди приєднуються до приладу через вхідну коробку (формував відведень), яка містить пронумеровані гнізда, і може здійснювати вибір певної пари електродів, між якими буде зніматися сигнал. Так само в коробці є нейтральний електрод, з'єднаний з землею, за рахунок якого ми вирівнюємо потенціали тіла людини і підсилювачів. Чим нижче опір під нейтральним електродом, тим краще вирівняні потенціали, отже, менше синфазна перешкода, що впливає на досліджуваний сигнал.

Схема електроенцефалографа складається з двох частин - аналогової і цифрової. Аналогова частина являє собою блок, який отримує з вхідних електродів сигнал, кожен з яких з'єднаний з підсилювачем, для забезпечення зниження вхідного опору шкіра-електрод. Далі сигнал фільтрується. Посилений і відфільтрований сигнал надходить на аналогово-цифровий перетворювач, який здійснює управління калібрувальним сигналом і перетворення аналогового сигналу на цифровий, імпульсом перевірки прилягання електродів

Цифрова частина являє собою цифровий блок (мікроконтролер) що забезпечує керування пристроєм. Після чого знаходиться блок зв'язку з ПК, що передає сигнал через USB на комп'ютер [6].



Рисунок 2.1.1 – Структурна схема електроенцефалографа

В результаті комп'ютер за допомогою спеціальної програми, розшифровує отриманий від цифрової частини цифровий сигнал і виводить на екрані монітора графік електроенцефалограми (ЕЕГ).

2.2 Структурна схема інтерфейсу мозок-комп'ютер

Інтерфейс мозок - комп'ютер (називається також прямий нейронний інтерфейс, мозковий інтерфейс, нейрокомп'ютерний інтерфейс) це система, створена для обміну інформацією між мозком та електронним пристроєм (наприклад, комп'ютером). В односпрямованих інтерфейсах зовнішні пристрої можуть приймати сигнали від мозку, або посилати йому сигнали (наприклад, імітуючи сітківку ока при відновлення зору електронним імплантатом). Двоспрямовані інтерфейси дозволяють мозку та зовнішнім пристроям обмінюватися інформацією в обох напрямках. В основі інтерфейсу мозок-комп'ютер, часто використовується метод біологічного зворотного зв'язку [37].

Завданням інтерфейсу мозок-комп'ютер є виявлення та кількісна оцінка характеристик сигналів мозку, що вказують на наміри користувача, та перетворення цих функцій у режимі реального часу в команди для пристрою, що виконує наміри користувача.

Для реалізації цього завдання система ІМК виконує 4 послідовні функціональні етапи:

- виявлення сигналу;
- виділення патерну/ознака;
- трансляція патернів / ознак у команди управління;
- передача команди на керований пристрій.

Ці 4 етапи контролюються операційним протоколом, який визначає початок та час роботи, методи обробки сигналів, характер команд пристрою та контроль за продуктивністю. Ефективний робочий протокол дозволяє нейроінтерфейс бути гнучкою системою і задовольняти конкретні потреби кожного користувача [38].

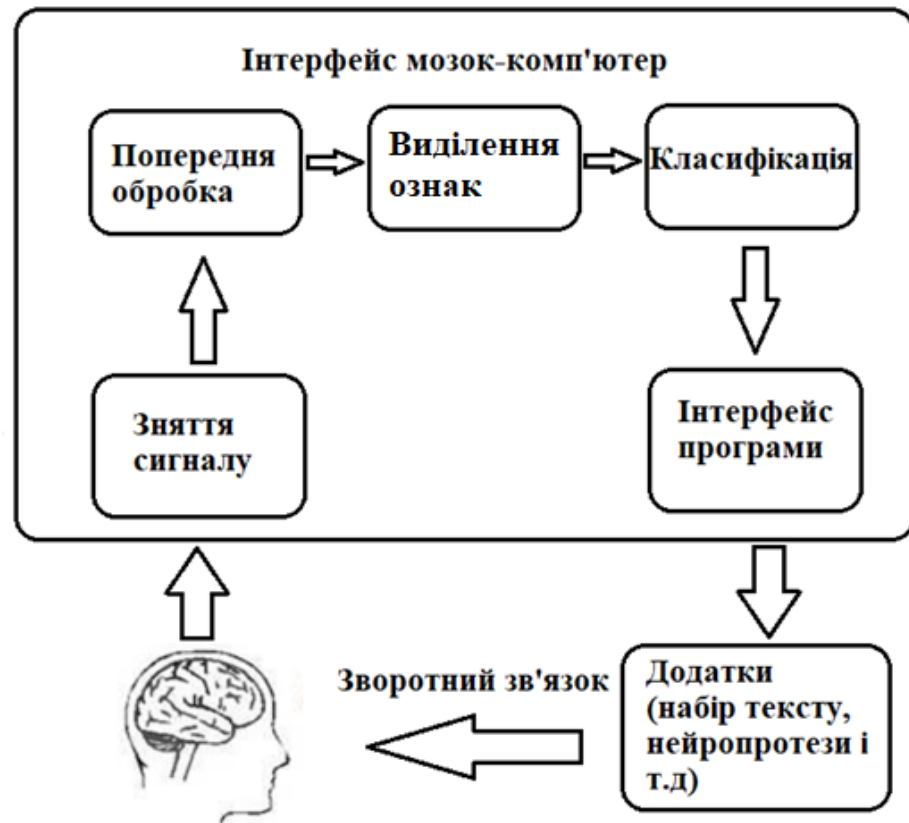


Рисунок 2.2.1 – Спрощена структурна схема системи ІМК

2.2.1 Виділення патерну

Виділення патерну чи ознаки – це процес аналізу цифрових сигналів, що дозволяє відрізнити потрібні характеристики сигналу від стороннього фону. Ознаки сигналу можуть бути переведені у більш компактну форму, придатну для переведення у вихідні команди. Ці патерни повинні мати сильну кореляцію (пряму залежність) із намірами користувача. Оскільки значна частина релевантної (тобто найбільш сильно корельованої) активності мозку є або тимчасовою, або коливальною, її виділення, як правило, ґрунтується на зміні амплітуди сигналу в часі, затримки відгуку електроенцефалограми, зміна потужності у певних частотних діапазонах або швидкість збудження окремих нейронів кори головного мозку.

2.2.2 Трансляція патерну

Отримані в ході попереднього етапу патерни сигналу потім обробляються і перетворюються на команди пристрою виведення (тобто команди, які виконують намір користувача). Наприклад, зменшення потужності в заданій смузі частот може бути перетворено на переміщення курсора комп'ютера вгору, або потенціал може бути перетворений на вибір літери, яка його викликала.

Алгоритм трансляції (перетворення патернів) має бути динамічним, щоб пристосовуватися до спонтанних змін у характеристиках сигналу та адаптуватися до них.

2.2.3 Передачі команд на керований пристрій

Команди для пристрою виведення повинні відповідати протоколу взаємодії з керованим пристроєм (програмне забезпечення ІМК та керованих пристроїв мають бути сумісні). Залежно від пристрою, команди виводу можуть проводити вибір літери, керування курсором, керування роботизованою рукою і т.д. Робота пристрою забезпечує зворотний зв'язок із користувачем, тим самим замикаючи контур керування.

2.3 Етапи комп'ютерного аналізу електроенцефалограми

На етапі попередньої обробки з отриманим сигналом проводиться ряд маніпуляцій, які допомагають перетворити необроблені дані у формат, що підходить для подальшої обробки та аналізу ЕЕГ. При цьому слід враховувати, що підходи до попередньої обробки ЕЕГ не стандартизовані і ви можете самі вибирати способи перетворення, залежно від цілей вашого дослідження.

Зниження частоти дискретизації зазвичай виконується, коли ви хочете заощадити пам'ять і час обробки сигналу. Вибір частоти дискретизації має визначатися метою дослідження. Якщо ціль – це охарактеризувати компоненти потенціалу, пов'язаного з подією, то частота дискретизації 250 Гц може бути більш ніж достатньою. Якщо ваше дослідження спрямоване на характеристики високочастотних коливань в діапазоні 30-100 Гц, то бажано використовувати частоту дискретизації 1000 Гц або 2000 Гц.

Під сегментацією розуміється процедура, коли з безперервного сигналу ЕЕГ витягуються певні часові проміжки. Ці тимчасові вікна називаються "епохами" і зазвичай фіксуються в часі щодо цікавої для вас події, наприклад, візуального стимулу.

2.3.1 Усунення шумів артефактів

Видавати видалення шумів і артефактів можна, застосовуючи для цього фільтри, такі як фільтр верхніх частот, для видалення складових постійного струму сигналів (нижніх частот), а також дрейфів (зазвичай достатньо частоти зрізу 1 Гц). Фільтр нижніх частот також може застосовуватися для видалення компонентів високочастотних.

Під час запису ЕЕГ ми можемо отримати артефакти, спричинені електродами: їх поганим контактом зі шкірою голови, пошкодженням, наявністю високого імпедансу. Цю проблему можна вирішити видаленням поганого каналу та подальшою інтерполяцією (тобто заміною поганих фрагментів хорошими за рахунок даних з інших каналів).

Для очищення сигналів можна використовувати корекцію артефактів, наприклад електроокулограми, що можна зробити застосовуючи такі методи як метод головних компонент, лінійного дискримінантного аналізу [39], метод незалежних компонент [40,41] та ін. Застосування цих методів аналізу також знижує розмірність сигналу, що дозволяє зменшити кількість змінних, відсікаючи зайві дані.

2.3.2 Виділення ознак

Технічно, ознака є відмінною властивістю, пізнаваним виміром і функціональною компонентою, отриманою з фрагмента патерна. Вилучення ознак призначене для мінімізації втрат важливої інформації, закладеної в сигнал, що дозволяє виділити всі дані, які можуть мати значення для встановлення діагнозу або винесення висновку. Тобто ми створюємо новий набір ознак, який фіксує більшу частину корисної інформації. З іншого боку, на цьому етапі скорочують обсяг інформації, яка потрібна для точного опису величезного набору

даних, тобто. знижується розмірність, що дозволяє зменшити час проведення аналізу ЕЕГ, не спотворюючи кінцевий результат.

Сьогодні, завдяки комп'ютерам, ми можемо застосовувати складні алгоритми автоматичного оброблення, які дозволяють отримувати «приховану» інформацію із сигналів ЕЕГ. Для цього ми можемо застосовувати декілька методів, таких як функції тимчасової області (середнє значення, стандартне відхилення, ентропія) [42,43], функції частотної та частотно-часової області (перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення і т. д.) [44,45] статистичні методи.

2.3.3 Відбір ознак

Наступний крок – відбір ознак, зазвичай, виділяється як необов'язковий і використовується у разі, коли маємо велику кількість ознак, і хочемо вивчити ті, які є більш актуальними для нашого дослідження.

Вибір ознак призначений для фільтрації нерелевантних або надлишкових ознак вашого набору даних. Ключова різниця між відбором ознак і вилученням полягає в тому, що при відборі зберігається підмножина вихідних ознак, а при вилученні ознак створюються нові.

Уявіть, що ми хочемо знайти можливі відмінності на ЕЕГ у двох різних станах: розслабленому та напруженому. Ми можемо застосувати етап вибору ознак, щоб знайти серед нашої великої кількості ознак ті, які найбільше розрізняють ці дві умови. Для реалізації цього етапу застосовують, наприклад, генетичний алгоритм [46,47], квантування вектора навчання.

2.3.4 Класифікація ознак

Варто зазначити, що кінцевою метою обробки ЕЕГ-сигналів є їхня класифікація відповідно до їх властивостей. Використовуючи методи машинного навчання, ми можемо навчити класифікатор розпізнавати серед наших ознак, які з них належать до одного класу (або стану, тобто розслабленого) або іншого (тобто напруженого). Для цього можливе застосування штучних нейронних мереж [48], лінійний дискримінантний аналіз, метод опорних векторів та метод k-найближчих сусідів.

Вибір методу класифікації безпосередньо залежить від властивостей даних і наявних обчислювальних потужностей. Так, наприклад, нейронні мережі мають високу швидкість роботи і прості у використанні, але їх продуктивність безпосередньо залежить від кількості нейронів у прихованому шарі, високопродуктивні нейронні мережі досить складні у створенні.

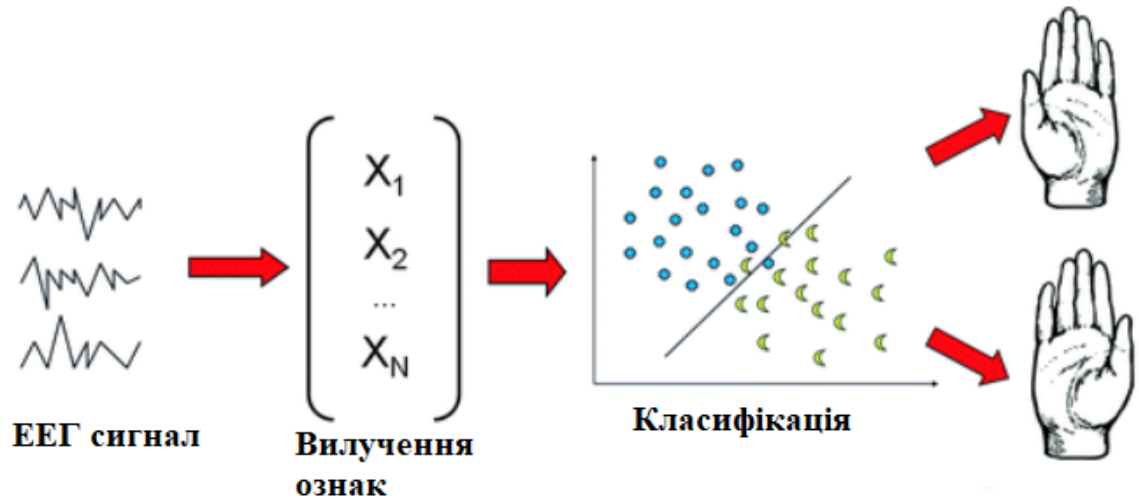


Рисунок 2.3.1 – Класифікація уявних рухів по сигналам ЕЕГ

2.3.5 Візуалізація

Візуалізація спрямована на зручне та зрозуміле для фахівця уявлення результатів. Це полегшує постановку діагнозу, спрощує та уточнює роботу аналітика.

Найголовнішим методом візуалізації даних ЕЕГ є простий графік часових рядів. Час встановлюється по горизонтальній осі, а напруга по вертикальній осі. Зліва зазвичай у стовпчик відображені задіяні електроди.

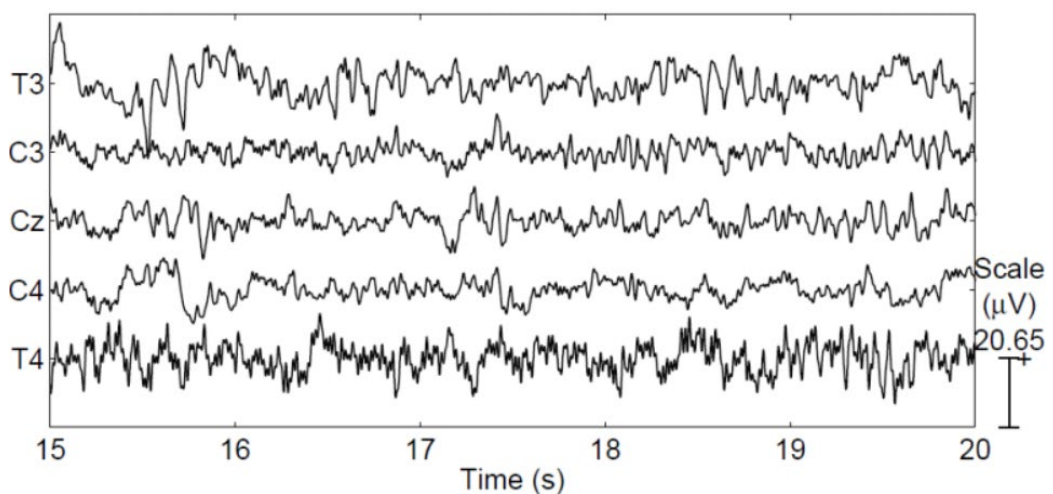


Рисунок 2.3.2 – Класичне представлення ЕЕГ (для 5-ти електродів)

Ще одним поширеним способом є побудова спектральних графіків (спектрограм), заснованих на перетворенні Фур'є, або вейвлет перетворенні. Якщо з нативної ЕЕГ можна лише констатувати факт мінливості основного ритму, то спектрограмах і візуально, і кількісно доступно визначити за допомогою яких частотних компонентів це відбувається [49].

Візуалізація змін активності мозку, також корисна під час виконання когнітивної роботи для виявлення та відстеження динаміки та складності функцій мозку, розуміння прихованих, нових та складних нейронних патернів та тенденцій в умовах нормального та когнітивного навантаження. Це можна зробити за допомогою побудови 2D топографічних кругових карт поля даних, записаних зі скальпу, або сферичної карти поля ЕЕГ на напівреалістичній 3D моделі голови [50].

Двовимірна візуалізація часто використовується для встановлення точних взаємозв'язків, що дозволяють аналізувати деталі та проводити точні навігаційні та дистанційні виміри.

Тривимірна візуалізація використовується для отримання якісної інтерпретації, полегшення дослідження тривимірного простору та кращого розуміння функціональної динаміки мозкових мереж.

2.4 Висновки до розділу

Розглянуто структурну схему портативного електроенцефалографа який розроблявся в бакалаврській роботі.

Таким чином портативний електроенцефалограф якнайкраще підходить для ІМК роблячи його мобільним та незамінним інструментом, наприклад, для медиків віддалених від кваліфікованих медичних закладів, для оцінки стану майбутніх операторів прямо на робочому місці. Також самою головною перевагою ІМК на основі портативного електроенцефалографа є можливість створення біомеханічних(роботизованих) протезів з повних відновленням рухових, зорових та слухових можливостей пацієнта. Також є можливість створення екзоскелетів та безпілотних апаратів котрі керуватимуться за допомогою ІМК та матимуть ширший спектр можливостей ніж ті що є зараз.

Для вдосконалення структурної схеми ІМК, а саме забезпечення кращої точності та компактності, потрібно створити зацікавлену в розробці команду, яка складатиметься з відповідних медичних фахівців та фахівців з нейромереж.

3 СТРУКТУРА АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ КЛАСИФІКАЦІЇ ДАНИХ ЕЕГ

З розвитком комп'ютерних технологій зростає значення інформаційного забезпечення під час вирішення різних медичних завдань. Актуальними стають питання розробки автоматизованих систем підтримки прийняття рішень, реалізованих на основі штучних нейронних мереж, тому що апарат штучних нейронних мереж дозволяє вирішувати складно формалізовані завдання, в яких не можливе взяти до уваги всі реально доступні умови і точно виписати алгоритм знаходження відповіді [51].

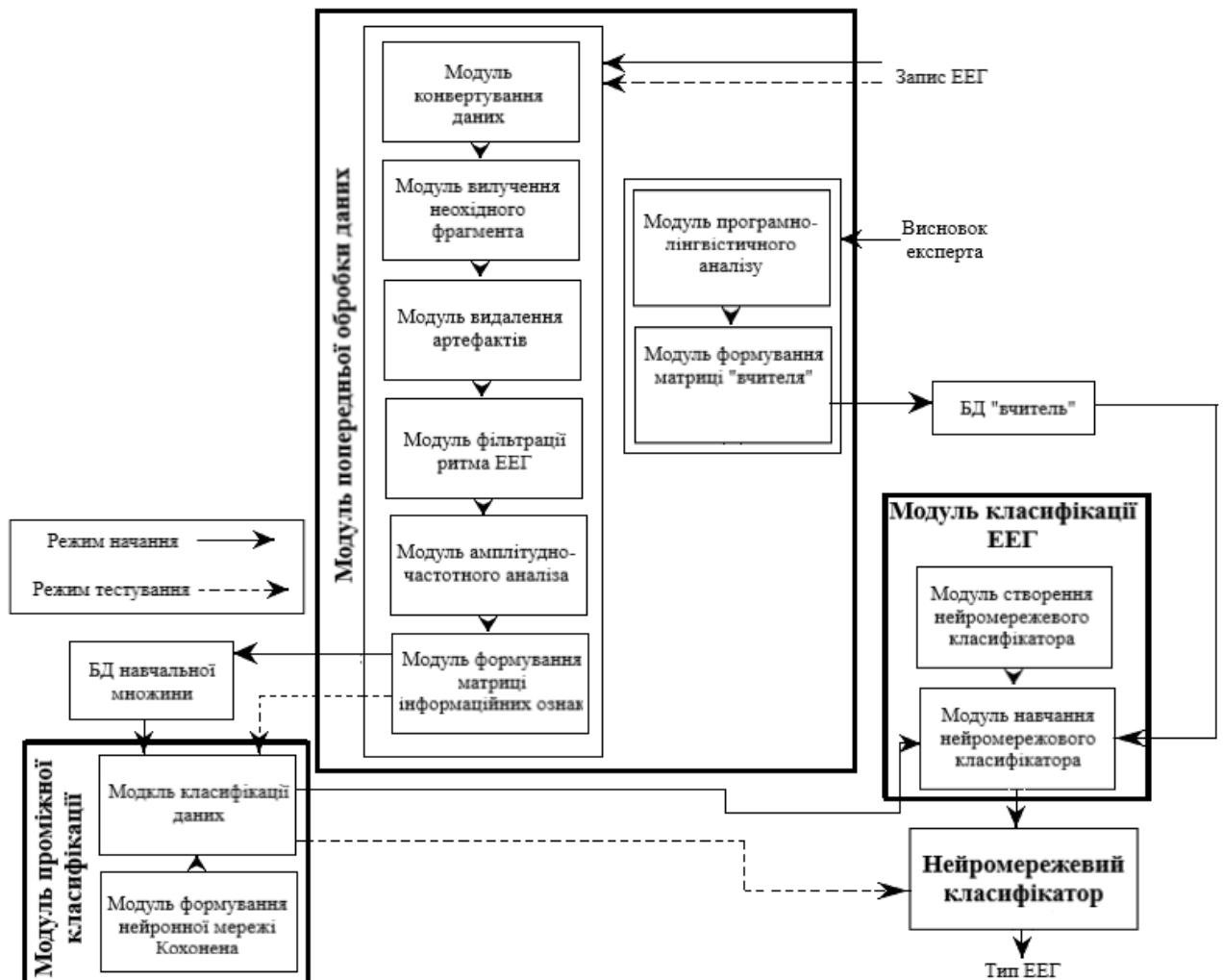


Рисунок 3.1 – Структура автоматизованої системи визначення типу ЕЕГ

Одним із перших етапів розробки нейромережевої автоматизованої системи класифікації даних ЕЕГ є аналіз предметної галузі. На цьому етапі проводиться аналіз принципів отримання запису ЕЕГ. Вивчається алгоритм

роботи експерта-нейрофізіолога при формуванні висновку щодо запису ЕЕГ. Аналізується принцип зберігання та виведення запису ЕЕГ. На наступному етапі здійснюється загальне проектування концептуальної моделі, визначення зв'язків між структурними елементами та визначення виду інформації, що зберігається. Крім того, здійснюється вибір програмно-інструментальних засобів проектування. Одним із важливих та основних етапів є розробка системи [52]. Для успішної реалізації системи вона була розбита на три основні модулі.

3.1 Модуль попередньої обробки даних

Основне завдання модуля - обробити і стиснути дані і зберегти їх у форматі, зручному для розуміння нейронною мережею. Для вирішення цього завдання модуль попередньої обробки даних було розбито ще на вісім модулів. Модуль конвертування даних призначений для обробки загального масиву інформації і запису даних у формат зручному для нейромережі. Модуль вилучення необхідного фрагмента ЕЕГ використовується для «вирізування» із загального запису ЕЕГ одного з функціональних режимів. Система дозволяє вирізати дані одного з наступних режимів: фоновий запис, відкрити-заплющити очі, фотостимуляцію. Модуль видалення артефактів призначений для пошуку біологічних та технічних артефактів [53, 54] з метою їх видалення, так як наявність артефактів може сильно спотворювати інформаційні ознаки запису ЕЕГ. Модуль фільтрації ритму ЕЕГ використовується для фільтрації чотирьох основних ритмів ЕЕГ-запису: альфа-ритм, бета-ритм, дельта-ритм, тета-ритм [55, 54]. Для вибору однієї з ритмів вказуються нижній і верхній діапазони ритму. За допомогою модуля амплітудно-частотного аналізу проводиться аналіз даних з використанням швидкого перетворення Фур'є. У нашому випадку завдяки амплітудно-частотному аналізу виявляється наявність амплітуди, що має більше значення в порівнянні з критерієм, значення якої визначається експертом. Модуль формування матриці інформаційних ознак на основі отриманих даних амплітудно-частотного аналізу формує бітову матрицю наявності певного ритму в записі і записує результат в базу даних навчальної множини. Модуль програмно-лінгвістичного аналізу призначений для обробки

висновків експерта, що зберігаються у форматі *.docx. На основі отриманого аналізу формується база термінів, що часто зустрічаються. Результати лінгвістичного аналізу погоджуються з експертом [51, 52]. У модулі формування матриці «вчителя», згідно з базою даних термінів, що часто зустрічаються, створюється матриця «вчителя», яка записується в базу даних «вчителя». В результаті на виході модуля попередньої обробки даних для навчання нейронних мереж формуються бази даних навчальної множини і база даних «учителя». Дані, що зберігаються в них, мають зручний формат для подачі їх на входи нейронних мереж. У режимі тестування мережі на виході модуля попередньої обробки ми можемо отримати готові стислі дані для їхньої подальшої передачі в нейронні мережі.

Цей модуль призначений для створення та використання нейронної мережі Кохонена, що дозволяє розподіляти зразки ЕЕГ за кількома класами [51]. Модуль формування нейронної мережі Кохонена використовується для вибору основних параметрів роботи мережі Кохонена, а саме: кількість і діапазон вхідних даних, кількість виходів, кількість епох навчання, алгоритм навчання. За допомогою даного модуля здійснюється створення конфігурації нейронної мережі і забезпечується її навчання.

3.2 Модуль проміжної класифікації даних

Даний модуль безпосередньо представляє навчену нейронну мережу Кохонена і призначений для класифікації вхідних даних. Кожен вектор вхідної множини за допомогою мережі Кохонена розподіляється в певний клас. Кількість класів визначається при налаштуванні мережі, у модулі формування нейронної мережі.

3.3 Модуль класифікації ЕЕГ

Модуль класифікації ЕЕГ є підсумковим модулем формування укладання ЕЕГ та віднесення його до певного типу. Модуль створення нейромережевого класифікатора призначений для вибору основних параметрів класифікатора, таких як: кількість шарів, кількість нейронів у кожному шарі, структура нейронної мережі (класична або з нелінійними синаптичними входами [56, 57]),

діапазон значень вхідних і вихідних даних. У модулі навчання нейромережевого класифікатора вказуються параметри навчання: початкові умови, крок навчання, кількість епох навчання, алгоритм навчання. Також даний модуль призначений для навчання нейромережевого класифікатора обраної конфігурації на основі прикладів з бази даних вхідної навчальної множини і бази даних «вчитель».

Одним із заключних етапів розробки системи є інтеграція розроблених програмних модулів і створення загального інтерфейсу програми. А також встановлення та тестування системи в цілому. Розроблена система працює в трьох основних режимах: в режимі навчання, в режимі тестування та в режимі безпосереднього використання.

3.4 Висновки до розділу

Таким чином, нейромережева автоматизована система класифікації ЕЕГ має зручний інтерфейс, що дозволяє працювати в різних режимах. Система інтуїтивно зрозуміла кінцевого користувача, оскільки розроблена з урахуванням сучасних засобів візуального проектування. Використання розробленої автоматизованої системи дозволяє: скоротити витрати часу на клінічний аналіз результатів ЕЕГ-обстеження, а також використовувати досвід і знання експертів нейрофізіологів для подальшого навчання нейронної мережі. А також розширює можливості портативних електроенцефалографів як для отримання діагнозу будь-де і будь-коли, так і для застосування їх у керуванні біопротезами.

4 СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Таблиця 1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Створення системи інтерфейс мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалографа	Медицина, реабілітація пацієнтів.	Можливість проводити реабілітацію не лише в медичних закладах, а і за місцем перебування пацієнта.
	Допомога постраждалим в важкодоступних місцях.	Оперативна діагностика пацієнта
	Створення біоелектричних протезів що керуватимуться сигналами мозку.	Часткове відновлення функціонування постраждалої(втраченої) частини тіла пацієнта.

Висновок: Продукт має широку область для застосування і буде цікавим різним групам клієнтів.

Таблиця 2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Muse in-teraxon	NeuroSky Mind-Wave Mobile 2	Brain-Link Lite			
1.	Ціна	S	N	N	N			
2.	Габарити	N	S	N	W			
3.	Простота використання	N	N	N	N			
4.	Споживання	S	N	N	N			
5.	Вага	S	N	W	N			
6.	Надійність	N	N	N	S			

Висновок: Аналізуючи таблицю, можна зробити висновок що продукт має збалансований набір сильних і слабких сторін.

Таблиця 3 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	3
2.	Загальний обсяг продаж, грн/ум. од	3000
3.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	такий вид послуг є досить новим на ринку, тому існує мала конкуренція
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	потрібно проводити стандартизацію та сертифікацію
6.	Середня норма рентабельності в галузі (або на ринку), %	50

Висновок: Потрібно проводити вимоги по стандартизації пристрою (матеріали, характеристики), також аналіз показує малу конкуренцію і велику рентабельність.

Таблиця 4 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Допомога хворим та людям з обмеженими можливостями.	1. Медичні заклади; 2. Медики швидкого реагування; 3. Звичайні споживачі	1. Умови праці; 2. Науково-технічні та технологічні фактори; 3. Рід занять	-до продукції 1. Зручність у використанні; 2. Надійність; 3. Якісне функціонування -до компанії-постачальника 1. Технічна підтримка користувачів; 2. Сервісне обслуговування та надавання гарантій

Висновок: Потенційні клієнти складаються з різних цільових аудиторій, що мають відмінності у поведінці проте однакові вимоги до товару.

Таблиця 5 – Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Зміна економічної ситуації в країні	Втрата клієнтів	Зниження вартості ліцензії
2.	Зміна політичної ситуації у світі	Втрата іноземних споживачів	Розширення ринку збуту на території нашої країни. Створення міжнародних франшиз
3.	Конкуренти	Зниження попиту	Отримання патенту. Розширення можливостей та модернізація продукту. Створення іншого продукту
4.	Зміна відносин у середині компанії	Загроза цілісності компанії	Перерозподіл обов'язків. Користування юридичними послугами. Створення та розподіл акцій компанії. Пошук нових співробітників.

Висновок: Передбачено чотири фактори загроз та виходи із них. Хоча загроз небагато, проте вони всі актуальні протягом всього часу існування компанії продукту.

Таблиця 6 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можли- вості	Можлива реакція компанії
1.	B2G	Розширення попиту	Співпраця з державою, фірмами, організаціями
2.	B2B	Отримання фінансів, реклами та інших послуг	Отримання плати у вигляді фінансів та бартеру
3.	Партнери	Розширення можливостей	Підписання угоди на модернізацію та створення нових модулів пристрою з компаніями-розробниками, що дасть можливість додаткового фінансування та затвердження на ринку технологій
4.	Конкуренти	Розробка нових ідей	Врахування недосконалостей, постійний розвиток та модернізація шляхом моніторингу конкурентів. Злиття з новими, прогресивними, малими стартап-компаніями
5.	B2C	Розширення попиту	Удосконалення технології за допомогою моніторингу споживачів

Висновок: Виявлено п'ять факторів можливостей, які реально реалізувати та отримати вигоду. Найвигідніший фактор для розширення компанії є B2B фактор, а для покращення і розширення продукту – B2C.

Таблиця 7 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Монополія	Існують компанії, які надають послуги схожого рівня	Випускати продукт спираючись на низьку ціну та якість товару
2. Локальний	Найближчі конкуренти, це невеликі компанії	Співпраця з корпоративним сегментом
3. Внутрішньогалузева	Конкуренти зосереджені в одній галузі	Оптовий продаж та надання розширену сервісну гарантію
4. Товарно-видова	Різняться видами послуг, що надаються	Модернізація та випуск нових моделей виробу; сервісне обслуговування
5. Нецінова	Конкуренти відрізняються наданням послуг	Надання послуг на якісно новому рівні
6. Марочна	Кожен конкурент лобіює свою марку	Розвиток та інтеграція власного бренду

Висновок: В таблиці вище, наведений ступеневий аналіз конкурентів на ринку. Виходячи з наведеної таблиці можна зробити висновок, що в нашому продукту є конкуренти із схожими реалізаціями продукції.

Таблиця 8 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Навести перелік прямих конкурентів	Визначити бар'єри входження в ринок	Визначити фактори сили постачальників	Визначити фактори сили споживачів	Фактори загроз з боку замінників
Висновки:	На ринку можуть з'явитися прямі конкуренти.	Ринок зацікавлений у продукції. Термін виходу на ринок – 1 рік. Основними конкурентами на укр. ринку можуть стати компанії з розробок технологій, які можуть запозичити ідею продукту.	Для виробництва продукції потрібні постачальники комплектуючих	Клієнти впливають на продукт на ринку, а саме на його модернізацію	Існують товари заміники, але вони більш дорогі та мають меншу надійність та функціонал.

Висновок: За М. Портером продукт має непогані показники конкурентоспроможності на ринку.

Таблиця 9 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Вага	Має вагу меншу ніж у звичайних інтерфейсів мозок-комп'ютер.
2.	Надійність	Даний тип реалізації більш надійний, оскільки в ньому не використовуються проміжні ланцюги для зберігання «сирих» даних.
3.	Простота використання	Відносно проста логіка роботи, що забезпечує легке налаштування під конкретну задачу.
4.	Ціна	Простота конструкції і більш дешеві комплектуючі призводять до зниження ціни пристрою

Висновок: Для порівняння нашого продукту з конкурентами, були обрані такі фактори: вага, надійність, простота використання, ціна, тому що ці критерії є визначальними для продуктів у даному сегменті ринку.

Таблиця 10 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін інтерфейсу мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалографа.

№ п/п	Фактор конкуренто-спро- можності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з Ranger						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1.	Вага				+				
2.	Надійність							+	
3.	Простота використання						+		
4.	Ціна								+

Висновок: Проаналізувавши порівняльну таблицю, можемо побачити, що наш продукт лідирує серед показників таких як: надійність, простота використання, ціна. Єдиний аспект в якому наш продукт є гіршим, це наявність більшого блоку обробки даних ніж у конкурентів.

Таблиця 11 – SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Низька вартість, висока надійність, простота використання.	Слабкі сторони: Створення нової бази даних для кожного користувача.
Можливості Продукт може бути цікавим простим користувачам, медикам, військовим тощо. Можливий подальший розвиток продукту у вигляді модернізації та створення нового функціоналу	Загрози: Конкуренти, які вже мають клієнтську базу.

Висновок: Порівнявши всі аспекти SWOT-аналізу проекту можна зробити висновок, що проект має потенціал для розвитку, кращі характеристики ніж у конкурентів.

Таблиця 12 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Маркетингова компанія для приваблювання користувачів	100%	5 місяців
2.	Орієнтація на ринок країн з провідними технологіями	75%	6 місяців
3.	Купівля/злиття з компаніями конкурентами	50%	3 місяці
4.	Підписання довгострокового договору з певними умовами співпраці	100%	6-12 місяці

Висновок: Серед існуючих альтернатив найбільш актуальними є маркетингова компанія та довгострокові договори. Ці альтернативи будуть втілені, оскільки вони найкраще збігаються з інтересами компанії, а також мають 100% ймовірність отримання ресурсів. Альтернатива злиття найменш вірогідна, проте також розглядається у подальшій перспективі.

Таблиця 13 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в ме- жах цільової групи (сег- менту)	Інтенсив- ність конку- ренції в сег- менті	Простота входу у се- гмент
1	корпоративний сегмент		високий	поки що конкуренція відсутня, проте ситу- ація може швидко змінитись	необхідно показати копаніям всі пере- ваги то- вару, це займе пев- ний проміжок часу
2	окремі користувачі	окремим користува- чам важче донести ефек- тивність продукту	середній	відсутня конкуренція абсолютно	у сегмент увійти просто
3	дитячий сегмент	необхідне комплексне впро- вадження у закладах освіти	середній	відсутня конкуренція абсолютно	у сегмент увійти найважче

Які цільові групи обрано: корпоративний сегмент та окремі користувачі

Висновок: в якості цільових груп обрано корпоративний сегмент і окремих користувачів, тому що, вони найбільш платоспроможні. Для того щоб зайти на дитячий сегмент ринку необхідно вести перемовини з закладами освіти.

Таблиця 14 – Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Надання функціональності, що відсутня у товарівзамінників та підтримка клієнтів	Проведення реклами, контакт зі споживачем, представлення унікальної функціональності через мережу, формування прихильності та модернізація продукту під потреби споживача	Низькі витрати. Ефективна співпраця. Здатність протистояти конкурентам. Унікальні характеристики продукту.	Стратегія диференціації

Висновок: базовою стратегією розвитку є стратегія диференціації, оскільки товар володіє унікальними властивостями та немає конкурентів на ринку. Властивості товару є актуальними для споживача.

Таблиця 15 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопроходцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
	Проект з даною концепцією є першопрохідцем	Компанія зорієнтована на нових споживачів	Товар має власні унікальні х-ки. Проте компанія може запозичити х-ки суміжних товарів	Стратегія лідера

Висновок: базовою стратегією конкурентної поведінки обрана стратегія лідера, тому що ми формуємо інноваційну політику компанії та націлені на тримання великої економічної віддачі від розширення первинного рівня попиту.

Таблиця 16 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкуренто-спроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
	Високі показники ефективності та функціоналу	Стратегія диференціації	Формування регулярного попиту.Залучення нових груп споживачів.Нові напрямки застосування даного продукту.	Захист авторського права. Інноваційність технології. Простота використання

Висновок: Передбачається, що продукт займе лідерські позиції на ринку, оскільки він має інноваційні технології та актуальність для споживачів.

Таблиця 17 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1.	Швидка діагностика пацієнта	Діагностика пацієнта будь-да та будь-коли.	Якість та надійність продукції
2.	Підтримка	Сервісне обслуговування	Швидкість, відповідна ціна, довіра до бренду
3.	Ціна	Низька ціна	Доступність

Висновок: товар має багато переваг, оскільки він має передові якості, простоту у виготовленні та якісну функціональність.

Таблиця 18 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Створення портативного, бюджетного, надійного та зрозумілого інтерфейсу мозок-комп'ютер.

Висновок: Зроблено опис одного рівня моделі товару. Задана ідея продукту.

Таблиця 19 – Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільових груп споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	Нейрогарнітура: 35000грн	35000грн	Користувачі з середніми та високими доходами	Верхня межа: 35000грн за продукт Нижня межа: 30000грн за продукт

Висновок: Наший продукт має нижчу ціну порівняно із конкурентами.

Таблиця 20 – Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
	Складна купівельна поведінка	Надавання сервісного обслуговування	Зовнішня служба збуту	Дистрибуція через інтернет

Висновок: основний акцент для збуту, зроблений на дистрибуцію через інтернет.

Таблиця 21 – Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	Складна купівельна поведінка	Дистрибуція через інтернет		Донести те, що використання даного продукту призведе до збільшення доходів	Оголоти проблему таймменеджменту серед працівників

Висновок: для правильної маркетингової комунікації даного проєкту необхідна сильна рекламна кампанія.

Висновки до розділу: Продукт має високу конкурентоспроможність, також має широку область для застосування і буде цікавим різним групам клієнтів. Потрібно проводити вимоги по стандартизації пристрою (матеріали, характеристики), також аналіз показує малу конкуренцію і велику рентабельність. Потенційні клієнти складаються з різних цільових аудиторій, що мають відмінності у поведінці проте однакові вимоги до товару.

ВИСНОВКИ

Створення портативного електроенцефалографа це ще один крок в сторону створення ІМК, який в свою чергу розробляється для допомоги та розширення можливостей пацієнтів. В ході виконання магістерської дисертації були розглянуті можливості інтерфейсу мозок-комп'ютер та забезпечення його автоматизованої роботи.

Інтерфейс мозок-комп'ютер на основі портативного електроенцефалограф також значно може пришвидшити реабілітацію пацієнтів, а також відновлення функціоналу пошкоджених частин тіла за допомогою біопротезування.

Багато дослідників з усього світу розробляють системи ІМК, які кілька років тому належали до сфери наукової фантастики. Ці системи використовують різні сигнали мозку, методи запису та алгоритми обробки сигналів. Вони здатні керувати безліччю різних пристроїв, від курсорів на екранах комп'ютерів до інвалідних візків та роботизованих рук. Деякі люди з важкими формами інвалідності вже використовують ІМК для базового спілкування та контролю у своєму повсякденному житті. Завдяки більш досконалому устаткуванню для збору сигналів, чіткій клінічній перевірці, життєздатним моделям поширення і, що, ймовірно, найбільш важливо, підвищеної надійності, ІМК можуть стати важливою новою технологією зв'язку та управління для людей з обмеженими можливостями, а, можливо, і для населення загалом.

Інтерфейс мозок-комп'ютер є багаторівневою складною системою, що поєднує в собі різноманітні технічні рішення, біологічні передумови, глибокі дослідження широкого кола вчених з усього світу. Основними напрямками для досліджень у цій галузі є мінімізація пристрою, спрощення структури для споживання ширшим колом користувачів, створення програмного забезпечення пристрою для побутового користування.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Чернінський А.О., Крижановський С.А., Зима Ш.Г. електроенцефалографія головного мозку людини: методичні рекомендації до практикуму – К. : Видвець В.С. Мартинюк, 2011. – 4 – 41 ст.
2. Міністерство Охорони Здоров'я України, Вінницький національний медичний університет ім.М.І.Пирогова, кафедра нормальної фізіології, тези лекцій з фізіології. – 38 ст. – 05.06.2021. –
<https://www.vnmu.edu.ua/downloads/normphysiology/20130131-111143.pdf>
3. Марочков А.В. Особенности электроэнцефалографического мониторинга при анестезиологическом обеспечении нейрохирургических вмешательств на голове / Д.П. Маркевич, А.В. Марочков // Новости хирургии. – Том 26. - № 3. - 2018
4. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування : навчальний посібник / [Злепко С. М., Павлов С. В., Коваль Л. Г. та ін.] – Вінниця : ВНТУ, 2011.
5. Зенков Л.Р., Клінічна електроенцефалографія з елементами епілептіології – М.: Вища школа, 2002.
6. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1. [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка» спеціалізації «Медичні прилади і системи» а також спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані системи спеціалізації «Комп'ютерно-інтегровані медичні системи» / Н. В. Безугла, І. О. Яковенко, М. О. Безуглий ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові данні (1 файл: 3,98 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018.
7. EEG Desingn URL: <https://buildandcrash.blogspot.com/2013/12/eeg-design-time-for-something-totally.html> (дата: 05.05.2021)

8. Texas Instruments, Data sheet “ADS1299-x Low-Noise, 4-, 6-, 8-Channel, 24-Bit, Analog-to-Digital Converter for EEG and Biopotential Measurements”
9. Oostenveld, Robert; Praamstra, Peter (2001). “The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements”. Clinical Neurophysiology. 112: 713–719 ст.
10. ГОСТ 15150-69 Машины, приборы и другие технические изделия. Исполнения для различных климатических районов.
11. ГОСТ 16019-2001 Аппаратура сухопутной подвижной радиосвязи. Требования по стойкости к возведению механических и климатических факторов и методы испытания.
12. Класифікатор ЕСКД [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://classinform.ru/ok-eskd/kod.html>
13. Комбінований негативний метод [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://pcbdesigner.ru/pcb/sposobi-izgotovleniya-pechatnih-plat/kombinirovannye-metody.html>
14. ГОСТ 2.702-2011 Единая система конструкторской документации, правила выполнения электрических схем.
15. ГОСТ 2.102-68 Единая система конструкторской документации, виды и комплектность конструкторских документов.
16. ГОСТ 2.106-96 Единая система конструкторской документации, текстовые документы.
17. ДСТУ 8302:2015 Інформація та документація. Бібліографічне посилання. Загальні вимоги та правила складання.
- 18.
19. Сапин М. Р. , Билич Г. Л. Анатомия человека: Учебник. — М. : Высшая школа, 1989. — С 269-270.
20. Румянцева М.Ф., Лосева Т.Н., Бунина Т.П. Руководство к практическим занятиям по физиологии с основами анатомии человека. - М.: Медицина, 1986.

21. Патологическая физиология: Учебник для студентов мед ин-тов / под ред. Н. И. Зайко – 2-е изд., перераб. и доп. К.: Вища школа, 1985.
22. Жирмунская Е.А. Клиническая электроэнцефалография. М.: Мэйби, 1991. 77 с.
23. Федотчев А.И., Бондарь А.Т. Неспецифические механизмы адаптации ЦНС к прерывистым раздражениям, спектральная структура ЭЭГ и оптимальные параметры ритмических сенсорных воздействий // Успехи физиол. наук. - 1996. - Т. 27, N 4. - С. 44-62.
24. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. - Таганрог: изд-во Таганрогского государственного радиотехнического университета, 2000. - 636 с.
25. Ткаченко О.Н., Дорохов В.Б., Свешников Д.С. Физиологические корреляты дремотного состояния при выполнении монотонной операторской деятельности // Вестник Московского государственного гуманитарного университета им. М.А. Шолохова. Педагогика и психология. 2015. №2. С. 84 – 92.
26. Williams H.L., Reliability evaluation of the human component in manmachine systems // Electrical Manufacturing. April 1958. P. 78 – 82.
27. Krylova N.V., Bokovikov A.K. Increasing Reliability of Cosmonaut-Operator's Activity // Space Safety and Rescue / ed. by J.W.Brown. 1983. Vol. 54. P. 65.
28. Донская Л. В., Еадхен В. В., Дубинина И. А. Физиологические реакции в процессе труда у операторов в условиях нарушенного гомеостаза // Физиология человека. 1984. Т.10. № 1. С.81 – 85.
29. Котик М.А., Емельянов А.М. Природа ошибок человека-оператора. М.: Транспорт, 1993. 252 с.
30. Северченко Н.А., Шевченко Н.Т. Экспериментальное изучение операторской деятельности человека в состоянии покоя и при эмоциональных нагрузках // Актуальные проблемы современной физиологии. Киев, 1986. С. 96 – 97.

31. Ломов Б.Ф. Деятельность оператора в системе «человек – машина». Основы инженерной психологии / под ред. Б.Ф. Ломова. М.: Высшая школа, 1986. 368 с.
32. Владимирский Б.М. Оценка функционального состояния человека-оператора по ЭЭГ-показателям / автореф. дис. докт. биол. наук. М.: МГУ, 1993. 67 с.
33. Мухачев Е.В. Методы биотестирования экологического эффекта электромагнитного излучения в зоне рабочего места пользователя ПЭВМ / дис. ... канд. биол. наук. Москва, 2013. 150 с.
34. Jerry J. Shih, Dean J. Krusienski, Jonathan R. Wolpaw, Brain-Computer Interfaces in Medicine, Mayo Clinic Proceedings, 2012, doi: 10.1016/j.mayocp.2011.12.008
35. Lee JH, Ryu J, Jolesz FA, Cho ZH, Yoo SS. Brain-machine interface via real-time fMRI: preliminary study on thought-controlled robotic arm. Neurosci Lett. 2009 Jan 23;450(1):1-6. doi: 10.1016/j.neulet.2008.11.024. Epub 2008 Nov 14. PMID: 19026717; PMCID: PMC3209621.
36. Wolpaw J.R., Wolpaw E.W., editors. Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice, Oxford University Press; New York, NY: 2012
37. Савельев А. В. Онтологическое расширение теории функциональных систем // Журнал проблем эволюции открытых систем, Казахстан, Алматы, 2005, № 1(7), с. 86-94.
38. Иваницкий Г. А. Николаев А. Р., Иваницкий А. М. Использование искусственных нейросетей для распознавания типа мыслительных операций по ЭЭГ // Авиакосмическая и экологическая медицина, 1997, т. 31, с. 23-28.
39. Berg P, Scherg M. Dipole modelling of eye activity and its application to the removal of eye artefacts from the EEG and MEG. Clin Phys Physiol Meas. 1991;12 Suppl A:49-54. doi:10.1088/0143-0815/12/a/010.
40. Jung TP, Makeig S, Humphries C, Lee TW, McKeown MJ, Iragui V, Sejnowski TJ. Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation. Psychophysiology. 2000 Mar;37(2):163-78. PMID: 10731767.

41. Ricardo Nuno Vigário, Extraction of ocular artefacts from EEG using independent component analysis, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Volume 103, Issue 3, 1997, Pages 395-404, ISSN 0013-4694, doi: 10.1016/S0013-4694(97)00042-8
42. Pfurtscheller, G., Neuper, C., Strein, T., Pichler-Zalaudek, K., Röthl, W., Radl, W., Passl, R., Spanudakis, S., 1999. Event-related desynchronization (ERD) during movement and imagination of movement in patients with amputated limbs or spinal cord lesions compared to healthy control subjects. *Klinische Neurophysiol.* 30 (3), 176–183.
43. Bin, G., Gao, X., Yan, Z., Hong, B., Gao, S., 2009. An online multi-channel SSVEP-based brain–computer interface using a canonical correlation analysis method. *J. Neural Eng.* 6046002, 6. doi:10.1088/1741-2560/6/4/046002.
44. Semmlow, J., 2004. *Biosignal and Biomedical Image Processing*. Marcel Dekker, New York.
45. Bassani T., Nievola J.C. (2010) Brain-Computer Interface Using Wavelet Transformation and Naïve Bayes Classifier. In: Hussain A., Aleksander I., Smith L., Barros A., Chrisley R., Cutsuridis V. (eds) *Brain Inspired Cognitive Systems 2008*. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, vol 657. Springer, New York, NY, doi:10.1007/978-0-387-79100-5_8.
46. Samira Vafay Eslahi, Nader Jafarnia Dabanloo, Keivan Maghooli. “A GA-based feature selection of the EEG signals by classification evaluation: Application in BCI systems”. Submitted on 16 Jan 2019
47. Nicolas-Alonso, L., Gomez-Gil, J., 2012. Brain computer interfaces: a review. *Sensors* 12 (2), 1211–1279.
48. Hazrati MKh, Erfanian A. An online EEG-based brain-computer interface for controlling hand grasp using an adaptive probabilistic neural network. *Med Eng Phys.* 2010 Sep;32(7):730-9. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.04.016.
49. Kristjan Korjus, Ilja Kuzovkin. “Visualization of intracranial EEG data”. Project in Data Mining course, pp. 6-8, pp. 10-11, Tartu 2011.

- 50.R. Vijayalakshmi, Naga Dasari, D. Nandagopal, R. Subhiksha, Bernie Cocks, Nabaraj Dahal, M. Thilaga, Change Detection and Visualization of Functional Brain Networks using EEG Data, *Procedia Computer Science*, Volume 29, 2014, Pages 672-682, ISSN 1877-0509, doi: 10.1016/j.procs.2014.05.060.
51. Миркин Е. Л., Мусакулова Ж. А., Шмоор Я. А. Использование нейросетевых технологий в задаче классификации электроэнцефалограмм человека // Проблемы автоматизации и управления. Бишкек, 2013. № 1. С. 69-79.
52. Мусакулова Ж. А. Использование искусственных нейронных сетей для задач классификации паттернов ЭЭГ // Известия КГТУ им. Раззакова. Бишкек, 2012. № 27. С. 167-171.
53. Гнездицкий В. В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга). М.: МЕДпресс-информ, 2004. 624 с.
54. Зенков Л. Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). М.: МЕДпресс-информ, 2004. 368 с.
55. Жирмунская Е. А. Системы описания и классификация электроэнцефалограмм человека. М.: Наука, 1984. 78 с.
56. Миркин Е. Л., Мусакулова Ж. А. Модель искусственного нейрона с нелинейными синаптическими входами // Проблемы автоматизации и управления. Бишкек, 2012. № 1. С. 79-88.
57. Мусакулова Ж. А. Настройка входной сигмоидальной функции активации в алгоритме обучения нейронных сетей // Научный аспект. Самара, 2012. Т. 2. № 4. С. 231-238.