

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

До захисту допущено:

«На правах рукопису»

Завідувач кафедри _____ Сергій РАДЧЕНКО

« __ » червня 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА БАКАЛАВРА
на тему:
« ВИЯВЛЕННЯ ШВИДКОСТІ РУХУ ПОГЛЯДУ ЗА РОЗКЛАДАННЯМ
ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМИ »

Виконав:

студент 4-го курсу

денної форми навчання

спеціальності 105 – Прикладна фізика та наноматеріали

ОП «Електроніка та інформаційні технології в медицині»

Климов Олександр Олегович _____

Науковий керівник:

канд. фіз.-мат. наук, доцент

Радченко Сергій Петрович _____

Рецензент:

канд. фіз.-мат. наук, доцент

Іванов Іван Іванович _____

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

Студент _____

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

Завідувач кафедри медичної радіофізики,

канд. фіз.-мат. наук, доцент

Радченко Сергій Петрович _____

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційну роботу бакалавра викладено на 63 сторінках, вона містить 3 розділи, 21 ілюстрацію, 10 таблиць, 12 використаних джерел.

Робота присвячена виявленню ознак, за якими можливо визначити показники рухової активності людини, а саме швидкості погляду людини завдяки аналізу електроенцефалографічних сигналів.

Для виконання роботи використовувались 19-канальний електроенцефалограф та програмне забезпечення різних методів статистичного аналізу. Виявлено та виділено відмінності власних значень факторів та кількісні критерії, що відповідають за швидкість погляду.

Ключові слова: ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ, ЕЕГ СИГНАЛИ,
ФАКТОРНИЙ АНАЛІЗ, КОРЕЛЯЦІЙНИЙ АНАЛІЗ, ШВИДКІСТЬ РУХУ
ПОГЛЯДУ

Перелік скорочень

1. ЕЕГ - Електроенцефалограма
2. МГК - Метод головних компонент
3. МНК - Метод незалежних компонент
4. МРТ - Магнітно-резонансна томографія
5. КМО - аналіз коефіцієнту Кайзера-Мейєра-Олкіна
6. SPSS - Statistical Package for the Social Sciences

ЗМІСТ

РЕФЕРАТ.....	1
Перелік скорочень.....	2
ЗМІСТ.....	3
ВСТУП.....	4
1. Електроенцефалографія.....	6
1.1 Історичні аспекти ЕЕГ.....	6
1.2 Методи дослідження електроенцефалограм.....	9
1.3 Класифікація методів ЕЕГ.....	11
1.4 Запис сигналів ЕЕГ.....	12
1.5 Розташування електродів.....	14
1.6 Фізіологічні та зовнішні впливи на ЕЕГ-сигнали.....	16
2. Методи видалення артефактів.....	20
2.1 Статистичні методи виявлення ключових факторів.....	21
2.2 Метод Варімакс.....	30
3. Аналіз ЕЕГ-сигналів та зниження розмірності.....	32
3.1 Підготовка до проведення аналізу.....	33
3.2 Кореляційний аналіз.....	36
3.3 Перевірка методу на піддослідному №5.....	49
ВИСНОВКИ.....	53
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	54
ДОДАТКИ.....	56

ВСТУП

Об'єктом дослідження є електроенцефалографічні сигнали (ЕЕГ-сигнали). Електроенцефалографічна реєстрація зорової активності пацієнта є ваговою темою в сфері медичних досліджень та наукової практики, яка відповідає найважливішим потребам сучасності та має суттєве значення для розвитку на даний момент. Електроенцефалографія (ЕЕГ) є одним з основних методів об'єктивного дослідження функціонального стану головного мозку людини, який полягає в реєстрації й аналізі активності головного мозку.

Актуальність даної роботи полягає в поєднанні сучасних методів ЕЕГ з алгоритмами обробки даних, такими як метод головних компонент, що дозволяє знаходити кореляції та залежності між зоровою активністю та іншими факторами.

Ключову роль у сприйнятті та обробці візуальної інформації займає зорова активність. Використання ЕЕГ для аналізу зорової активності дозволяє вивчати реакції мозку на візуальні стимули без необхідності фізичного втручання. Це відкриває широкі можливості для дослідження когнітивних процесів, візуальної уваги, сприйняття образів, швидкості реакції на подразники та інших важливих функцій роботи мозку.

За допомогою ЕЕГ можна отримати унікальне дослідження мозкової активності, спостерігаючи електричні сигнали, що генеруються в мозку. Ці сигнали відображаються в електроенцефалограмі і дозволяють розглядати активність мозку в реальному часі.

Дослідження зорової активності за допомогою ЕЕГ дозволяє аналізувати шаблони та залежності у мозковій активності, пов'язані зі зоровою стимуляцією. Це дає можливість розкрити та вивчити процеси сприйняття,

уваги, розпізнавання образів та інші когнітивні функції, які пов'язані з поглядом та сприйняттям навколишнього середовища.

Такий підхід до дослідження зорової активності є безпечним і неінвазійним, що робить його цінним інструментом для дослідження та послідуєчого аналізу. Інформація, отримана з досліджень ЕЕГ, допомагає глибше зрозуміти функціонування мозку та його реакції на візуальну стимуляцію.

Основною метою цього дослідження є використання аналізу головних компонент і факторного аналізу для дослідження відмінності у швидкості реакції й фокусуванні в моделях зв'язку між ЕЕГ, а також виділення факторів що відповідають за швидкість погляду

ЕЕГ є потужним інструментом для вивчення активності мозку та розуміння його функцій. Завдяки постійному розвитку технологій і досліджень, ЕЕГ продовжує бути важливим засобом аналізу і діагностики мозкової активності.

1. Електроенцефалографія

1.1 Історичні аспекти ЕЕГ

Електроенцефалографія - це метод запису електричної активності мозку, відведеної з поверхні шкіри голови. Цей метод реєстрації використовується для дослідження й діагностики функцій головного мозку і є одним із основних методів об'єктивного тестування функцій центральної нервової системи. Про наявність електричних процесів у мозку тварин згадувалося ще 1849 році у дослідженнях, а розвиток ЕЕГ як самостійного поділу електрофізіології розпочався у 1875-1876 роках після робіт Василя Яковича Данилевського, у яких було описано коливальний характер електричних потенціалів мозку.

У 1875 році фізіолог Річард Катон зробив першу спробу виміряти електричну активність мозку, використовуючи гальванометр. Він зафіксував слабкі струми, що виникають при нейронних взаємодіях.

Дослідження з використанням нових для початку ХХ ст. технологічних прийомів дозволили переконливо довести, що електричні процеси, що реєструються в мозку, викликані нейрофізіологічними процесами, а не є артефактами. Одним із фундаментальних досліджень того часу була велика робота, виконана під керівництвом Володимира Михайловича Бехтерева та його співробітником Павлом Юрійовичем Кауфманом. У ретельно спланованих дослідах на собаках у 1912 році було показано зв'язок біоелектричної активності мозку з функціональним станом ЦНС: із рівнем безсоння та глибиною наркозу, із змінами метаболізму мозку, із впливом зовнішніх подразнень і навіть із експериментальним судомним нападом при прямій електростимуляції мозку.

Можливість запису електричної активності головного мозку з інтактних кісток черепа було вперше показано в дослідях на тваринах у лабораторії фізіології Київського університету Святого Володимира Володимиром Володимировичем Правдичем-Немінським.

Новий етап у розвитку нейрофізіології пов'язаний із українським фізіологом Володимиром Правдич-Немінським. У 1912 році було виконано, а 1913 опубліковано роботи, у яких доводилася можливість реєстрації електричної активності мозку з поверхні голови через мозкову оболонку, кістки черепа і неушкоджену шкіру. У роботах, де було проведено досліди на собаках, Правдич-Немінський реєструє за допомогою струнного гальванометра спонтанну активність кори великих півкуль із непошкодженого скальпу. У 1925 році їм опубліковано роботу, в якій вперше було систематизовано біоелектричну активність головного мозку. Реєстрована над різними ділянками кори активність була розділена на сім самостійних видів, серед яких було виділено хвилі першого порядку частотою 10-15 Гц, другого порядку частотою 20-30 Гц, а також повільні хвилі - 0,2-1,2 Гц.

У 1924 році німецький науковець Ганс Бергер вперше зареєстрував ЕЕГ з використанням спеціально розробленого електроенцефалографу. Він показав, що мозкова активність може бути записана у вигляді електричних потенціалів.

Початком розвитку клінічної електроенцефалографії стало відкриття ритмічної біоелектричної активності, яка була записана у людини через непошкоджені покриви голови. Крива, яка отримується при реєстрації коливань електричних потенціалів головного мозку через покриви черепа, була названа електроенцефалограмою. У 1934 році Бергер опублікував першу роботу про альфа-ритм, який виявився важливим компонентом ЕЕГ. Це був перший крок до розуміння різних хвильових форм ЕЕГ.

При різних патологічних станах організму компоненти електроенцефалографії змінюються за частотою та вираженістю. У 1934 році Фішер і Ловенбек вперше охарактеризували активність у вигляді спайків, а в 1935 році Гіббс, Девіс і Леннокс описали розряди «пік-хвиля» з частотою 3 коливань/сек як характерний патерн ЕЕГ-абсансу. У 1936 р. англійський нейрофізіолог Вільям Грей Волтер виявив аномальну дельта-активність при пухлинах головного мозку. Це дозволило припустити, що електроенцефалографія можна використовуватиме уточнення локалізації пухлин. Відкриття Волтером дельта- та бета-активності та їх зв'язку з патологічними порушеннями в головному мозку започаткувало клінічну ЕЕГ. У тому ж році у Массачусетському госпіталі було відкрито першу лабораторію з вивчення ЕЕГ, а 1947 році пройшов перший Міжнародний конгрес з питань ЕЕГ.

З 1930-х до 1950-х років були встановлені основні класифікації хвильових форм ЕЕГ, таких як альфа-, бета-, тета- та дельта-хвилі. Ці класифікації використовуються і досі для аналізу мозкової активності.

Електроенцефалографічні дослідження хворих на епілепсію, хворих при органічних ураженнях мозку та запальних захворюваннях дозволили виділити різні патерни електроенцефалографії, властиві різним формам ураження мозку, різним функціональним станам. Розквіт ЕЕГ почався одночасно з розробкою нових електронних підсилювачів, що призвело до накопичення величезної кількості фактів, що значно розширили та поглибили уявлення про діяльність мозку.

З розвитком електроніки, комп'ютерних технологій та аналізу сигналів, ЕЕГ

отримала значний технічний прогрес. З'явилися більш точні й зручні прилади для запису та аналізу ЕЕГ.

ЕЕГ застосовується в багатьох областях, таких як медицина, наука, психологія та нейротехнології. Вона допомагає в діагностиці розладів сну, епілепсії, мозкових уражень, психічних розладів, вивченні когнітивних функцій та розумінні мозкової активності під час виконання різних завдань.

1.2 Методи дослідження електроенцефалограм

Електроенцефалографія - це метод, який застосовується для діагностичних та реєстраційних цілей щодо електричної активності мозку. Використовуючи ЕЕГ, можна отримати інформацію про електричні сигнали, що формуються в різних частинах мозку завдяки активності нейронів.

Зазвичай під час ЕЕГ використовуються електроди, розміщені на поверхні шкіри голови пацієнта. Ці електроди реєструють електричні сигнали, що генеруються нейронною активністю через імпульси. Отримані сигнали надходять до електроенцефалографа для подальшого аналізування чи обробки.

ЕЕГ дозволяє вивчати різні аспекти мозкової активності, наприклад, зорову активність. Зорова активність пов'язана з обробкою візуальної інформації в мозку і може бути досліджена за допомогою ЕЕГ. Наприклад, дослідження зорової активності можуть включати реєстрацію сигналів, пов'язаних з обробкою світлових подразників та сприйняттям зображень.

ЕЕГ зорової активності має значення для діагностики різних патологічних станів, пов'язаних із зоровою системою, наприклад, епілепсії, порушень

зорового сприйняття, розладів уваги тощо. Крім того, вона використовується в дослідженнях, спрямованих на вивчення функцій мозку та розуміння механізмів сприйняття та обробки зорової інформації.

Методи дослідження електроенцефалограми (ЕЕГ) зосереджуються на реєстрації та аналізі електричних сигналів, що виникають у результаті мозкової активності. Одним із важливих аспектів цих методів є використання підходів до видалення факторів та факторного аналізу з обертанням по варімаксу з нормалізацією Кайзера, що дозволяє виявити приховані структури та залежності в складних ЕЕГ-даних.

У цих методах застосовуються техніки для вилучення небажаних факторів, які можуть впливати на ЕЕГ-сигнали, наприклад, артефакти від м'язової активності чи електромагнітні перешкоди. Після цього виконується факторний аналіз, що полягає у виявленні прихованих структур та залежностей в складних даних ЕЕГ.

Один з популярних підходів до факторного аналізу є обертання по варімаксу. Цей метод дозволяє перетворити початкові фактори (зазвичай називаються компонентами) таким чином, щоб відображалися якнайбільш варіабельні або залежні структури в даних. Таке обертання полегшує інтерпретацію та розуміння складних залежностей у ЕЕГ-сигналах.

Крім того, нормалізація Кайзера є важливим кроком у процесі аналізу ЕЕГ-даних. Вона забезпечує стандартизацію амплітуди компонентів, що дозволяє порівнювати їх вплив та взаємозв'язки. Це особливо корисно для виявлення суттєвих структур та залежностей у даних, що можуть бути прихованими при нестабільних амплітудах сигналів.

Застосування методів видалення факторів та факторного аналізу з обертанням по варімаксу з нормалізацією Кайзера дозволяє виявити складні

взаємозв'язки та структури в ЕЕГ-сигналах, що сприяє кращому розумінню мозкової активності та виявленню патологічних змін. Ці методи є важливим інструментом у дослідженні мозку та клінічній практиці, де вони допомагають у встановленні діагнозів та моніторингу стану пацієнтів.

1.3 Класифікація методів ЕЕГ

Методи електроенцефалографії (ЕЕГ) можна класифікувати на основі ступеня інвазивності, тобто наскільки інтрузивним способом потрібно здійснювати доступ до мозку для реєстрації електричної активності. Зазвичай використовують такі класифікації: інвазивні методи, неінвазивні методи та напівінвазивні методи.

Інвазивні методи ЕЕГ:

Інвазивні методи передбачають проникнення внутрішнього простору черепа та розміщення електродів безпосередньо на поверхні мозку або всередині нього. Це можуть бути пластина з електродами, глибоко розташовані електроди, мікроелектроди і т. д. Інвазивні методи ЕЕГ надають високу роздільну здатність і точність, оскільки електроди знаходяться безпосередньо в межах активної зони мозку. Однак вони вимагають хірургічного втручання та мають більший ризик ускладнень.

Неінвазивні методи ЕЕГ:

Неінвазивні методи передбачають реєстрацію електричної активності мозку, не потребуючи проникнення внутрішнього простору черепа. Ці методи включають в себе розміщення електродів на зовнішній поверхні шкіри голови пацієнта. Зазвичай використовуються системи з множиною електродів, розташованих в певному порядку на шкірі голови. Неінвазивні методи ЕЕГ, такі як поверхнева ЕЕГ, функціональна МРТ та інші, є

безпечними і неінвазивними альтернативами для дослідження мозкової активності.

Напівінвазивні методи ЕЕГ:

Напівінвазивні методи комбінують елементи інвазивних та неінвазивних методів. Вони включають в себе використання імплантованих електродів, які розміщуються на певних глибинах всередині мозку, але без необхідності проникнення через череп. Ці методи надають кращу роздільну здатність, ніж неінвазивні методи, але менш інвазивні, ніж повністю інвазивні методи.

Класифікація методів ЕЕГ на інвазивні, неінвазивні та напівінвазивні допомагає вибрати найбільш відповідний метод для конкретної діагностики чи дослідження, забезпечуючи необхідну точність та безпеку процедури.

Вибір методу реєстрації ЕЕГ залежить від конкретних медичних потреб, безпеки пацієнта, доступності обладнання та мети проведення дослідження чи діагностики. Кожен з цих методів має свої переваги та обмеження, і спеціаліст з електроенцефалографії повинен враховувати ці фактори при виборі оптимального методу для конкретної ситуації.

1.4 Запис сигналів ЕЕГ

Реєстрація електроенцефалографічного сигналу (ЕЕГ) дозволяє отримати важливі дані про електричну активність мозку. Ці сигнали, що мають амплітуду, вимірювану в мікровольтах, є відображенням роботи мозкових клітин і залежать від різних факторів, включаючи фізіологічні і патологічні стани.

Для успішної реєстрації низькоамплітудного ЕЕГ-сигналу, нам потрібні спеціальні підсилювачі змінного струму. Ці пристрої збільшують амплітуду

сигналу до рівня, достатнього для якісної реєстрації. Сучасні комп'ютерні системи для електроенцефалографії використовують потужні персональні комп'ютери, що надають можливість одночасно записувати сигнал і відображати його в режимі реального часу на моніторі. Такий підхід дозволяє дослідникам та медичним спеціалістам наочно спостерігати динаміку мозкової активності та швидко реагувати на будь-які зміни.

Завдяки комп'ютерним системам для обробки ЕЕГ-сигналів, ми можемо здійснювати різноманітні аналізи та виявляти складні залежності в мозкових даних. Одним зі способів аналізу є факторний аналіз з обертанням по Варімаксу з нормалізацією Кайзера. Цей метод дозволяє виділити приховані структури та взаємозв'язки між сигналами ЕЕГ, що допомагає нам краще розуміти мозкову активність.

У наш час реєстрація та аналіз електроенцефалограми (ЕЕГ) здійснюється за допомогою різних комплексів і пристроїв. Основні комплекси для ЕЕГ-досліджень включають наступні:

ЕЕГ-пристрої загального використання: Ці пристрої призначені для реєстрації ЕЕГ-сигналів у клінічних умовах та дослідженнях загального характеру. Вони зазвичай включають електроди, підключені до спеціального підсилювача або електроенцефалографа (ЕЕГ-апаратури), яка реєструє електричну активність мозку.

Високопрофільні ЕЕГ-системи: Ці системи призначені для детального аналізу ЕЕГ-сигналів та проведення досліджень з високою роздільною здатністю. Вони зазвичай включають більшу кількість каналів реєстрації, що дозволяє отримувати більш точні дані про електричну активність різних ділянок мозку.

Переносні ЕЕГ-пристрої: Ці пристрої призначені для мобільної реєстрації ЕЕГ-сигналів і дозволяють виконувати дослідження поза лабораторією. Вони зазвичай мають компактний розмір, бездротові технології передачі даних і можуть бути використані для моніторингу пацієнтів у реальному часі.

Активні ЕЕГ-системи: Ці системи включають спеціальні електроди з інтегрованими сенсорами руху, які дозволяють одночасно реєструвати ЕЕГ-сигнали та відстежувати рухи голови або очей. Це дозволяє коригувати артефакти, пов'язані з рухом, і отримувати більш точні дані про електричну активність мозку.

Комп'ютерні програми для аналізу ЕЕГ: Для обробки, аналізу та візуалізації ЕЕГ-сигналів використовуються спеціальні комп'ютерні програми. Ці програми дозволяють виконувати різноманітні операції, такі як фільтрація сигналу, виявлення артефактів, визначення частотних характеристик та інші методи аналізу даних.

Ці комплекси та пристрої для реєстрації та аналізу ЕЕГ-сигналів використовуються в клінічній практиці, наукових дослідженнях, нейрофізіологічних дослідженнях та інших областях, що пов'язані з дослідженням мозку та зорової системи.

1.5 Розташування електродів

Система 10-20 для електроенцефалограми (ЕЕГ) є стандартною методологією розташування електродів на голові для реєстрації електричної активності мозку. Ця система отримала свою назву через відсотки відстаней між електродами, які дорівнюють 10% та 20% від загальної відстані між ключовими точками на голові.

Основна ідея системи 10-20 полягає в тому, щоб розташувати електроди на голові таким чином, щоб вони покривали важливі зони мозку і забезпечували однорідне покриття всієї поверхні голови. Розташування електродів в системі 10-20 визначається відповідно до основних анатомічних орієнтирів із використанням міжнародно встановлених міркувань.

У системі 10-20 використовуються дві типи електродів: активні та референтні. Активні електроди реєструють електричну активність мозку, а референтні електроди служать для встановлення базового рівня сигналу. Розташування електродів в системі 10-20 залежить від використовуваної кількості електродів та конкретної мети дослідження.

При проведенні ЕЕГ за системою 10-20 спочатку вимірюються відстані між ключовими точками на голові. В моєму випадку використовувалась сіточка для кріплення електродів з можливістю змінювати довжину шнура для кріплення – тим самим її можна було одягнути на різних пацієнтів враховуючи їх форму голови. Далі, відповідно до цих відстаней, розраховуються точки розташування електродів на голові. Електроди фіксуються на шкірі голови з використанням спеціального гелю або пасто-подібного розчину, що допомагає проводити електричний сигнал.

Після закріплення електродів система 10-20 дозволяє реєструвати електричну активність мозку на різних точках голови. Сигнали з електродів записуються та аналізуються за допомогою спеціальних пристроїв, які фільтрують, підсилюють і обробляють ЕЕГ-сигнали. Отримані дані можуть бути використані для діагностики різних мозкових станів, дослідження мозкової активності або контролю стану пацієнтів.

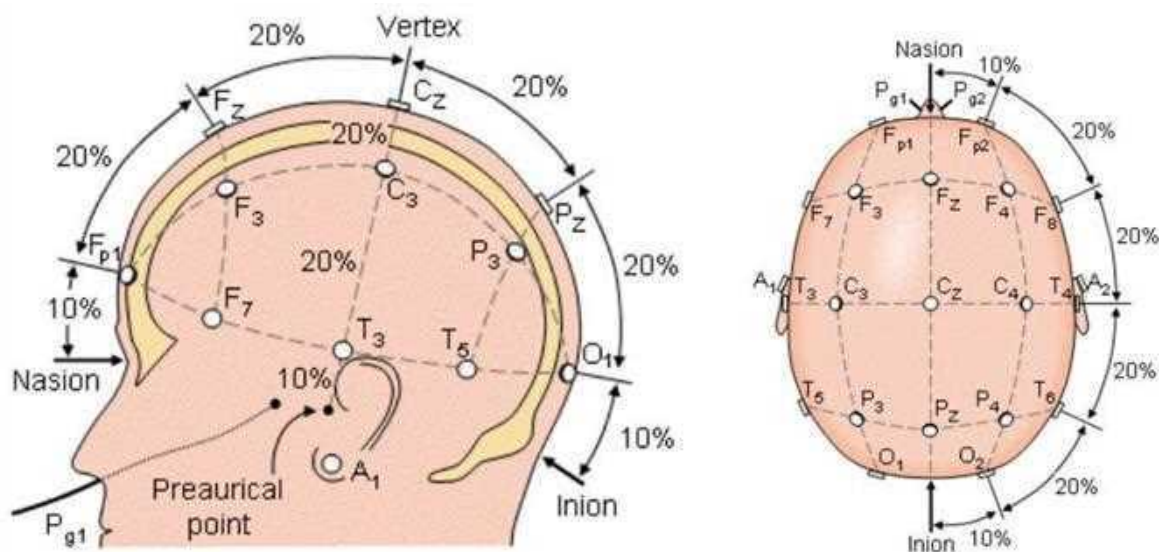


Рис. 1.1 Розміщення електродів

Система 10-20 є широко використовуваним стандартом у дослідженнях, клінічній практиці та нейрофізіології. Вона забезпечує стандартизовану методологію розташування електродів, що дозволяє порівнювати результати досліджень між різними лабораторіями та дослідниками.

1.6 Фізіологічні та зовнішні впливи на ЕЕГ-сигнали

На ЕЕГ-сигнали можуть впливати різноманітні артефакти, які виникають через зовнішні або внутрішні чинники та можуть спотворити аналіз інформації, що міститься у сигналі. Деякі з поширених артефактів включають м'язові артефакти, артефакт кліпання очима та артефакт дихання.

М'язові артефакти виникають внаслідок різких чи частих рухів м'язів голови та шиї, що призводить до високочастотного шуму на ЕЕГ-записі. Для видалення м'язового артефакту використовуються методи фільтрації та факторного аналізу, де сигнал від м'язів моделюється та віднімається від загального сигналу.

Очні артефакти виникають внаслідок рухів очей, зокрема кліпання. Ці рухи можуть призводити до шуму та артефактів низької частоти на ЕЕГ-сигналі.

Артефакт дихання виникає через рухи грудної клітки та діафрагми під час дихання, що призводить до низькочастотного шуму на ЕЕГ-сигналі. Цей артефакт може бути видалений шляхом використання фільтраційних методів, таких як фільтри нижньої частоти або метод головних компонент (МГК).

Окрім зазначених артефактів, існують інші джерела спотворень, такі як електромагнітні перешкоди, рухи електродів та артефакти, пов'язані з фізіологічними станами, наприклад, м'язовими спазмами чи судомою. Для їх видалення використовуються різноманітні алгоритми фільтрації, декомпозиції сигналу та методи аналізу компонентів.

Враховуючи складність артефактів ЕЕГ та їх вплив на точність аналізу, важливо проводити якісну підготовку даних, використовувати адекватні методи фільтрації та розробляти алгоритми видалення артефактів, щоб забезпечити достовірність та точність результатів ЕЕГ-досліджень.

Найпоширеніші артефакти в ЕЕГ людини детально зображені на прикладах з пунктів 1-4.

- 1) Артефакт електроокулографії, спричинений м'язовою активністю очного яблука, наприклад, під час миготіння чи сильного світлового подразнення. Цей артефакт характеризується великою амплітудою, повільною позитивною хвилею, яка спостерігається на фронтальних електродах. [1].

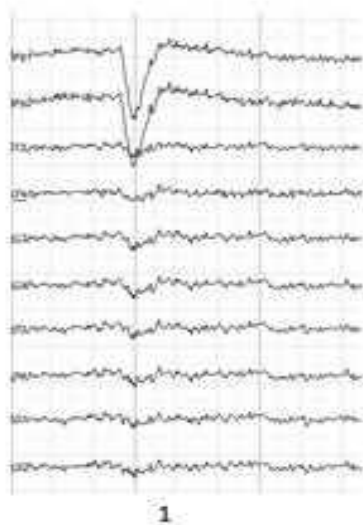


Рис. 1.2 Електроокулографічний артефакт

- 2) Артефакт електрода, спричинений поганим контактом (високим імпедансом) між електродом і шкірою. [1].

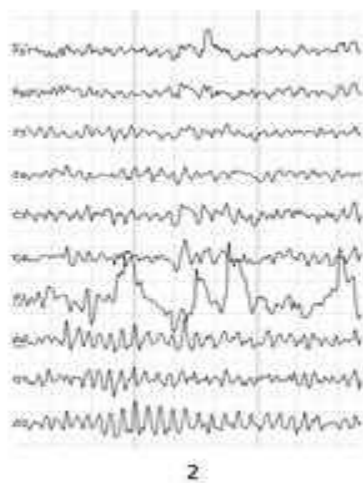


Рис. 1.3 Артефакт електрода

3) Артефакт, що виникає під час ковтання. [1].

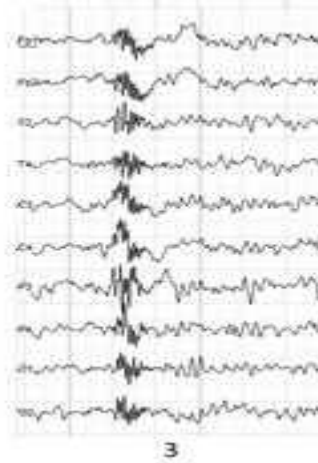


Рис. 1.4 Артефакт ковтання

4) Артефакт загального опорного електрода, спричинений поганим контактом між електродом порівняння і шкірою. [1].

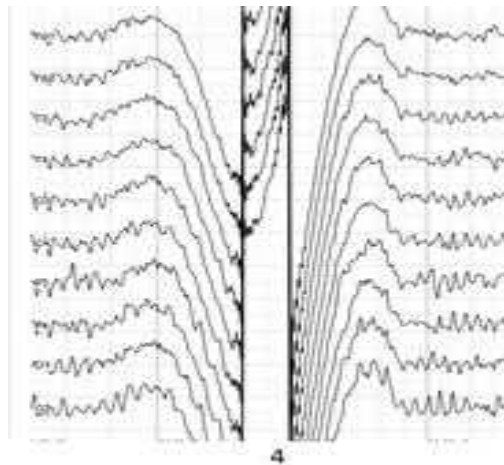


Рис. 1.5 Артефакт поганого контакту

2. Методи видалення артефактів

Для видалення артефактів з сигналу ЕЕГ використовуються різні методи, включаючи метод найменших квадратів (МНК) і метод головних компонент (МГК).

Метод найменших квадратів (МНК) використовується для видалення артефактів, які мають певну шаблонну форму. Цей метод полягає в знаходженні оптимальних параметрів, які мінімізують квадратичну суму різниць між спостережуваним сигналом і моделлю артефакту. Після виявлення параметрів артефакту можна видалити його зі сигналу, отримуючи більш чистий ЕЕГ.

Метод головних компонент (МГК) використовується для видалення артефактів, які не мають чіткого шаблону. Цей метод базується на перетворенні сигналу ЕЕГ, де кореляція між сигналами знижується. Потім видаляються компоненти, що відповідають артефактам, залишаючи лише корисну інформацію про мозкову активність.

МНК і МГК є широко застосовуваними методами для видалення артефактів з ЕЕГ-сигналів. Обидва методи мають свої переваги та обмеження і можуть застосовуватися окремо або в поєднанні для досягнення кращих результатів видалення артефактів та відновлення чистого ЕЕГ-сигналу.

Метод незалежних компонент (МНК) є алгоритмом обробки багатоканальних сигналів, який базується на представленні кожного сигналу як комбінації статистично незалежних компонентів. Використовуючи МНК, можна розкласти початковий сигнал на незалежні складові, які не корелюють між собою [5].

Припустимо, що N-канальний сигнал ЕЕГ, який отримали з масиву електродів, що розміщені на шкірі голови, буде представлено у такому вигляді:

$$v(t) = [v_1(t), v_2(t), \dots, v_N(t)]^T, \quad (1.1)$$

де лінійна комбінація N невідомих та статистично незалежних компонент - кожен окремий сигнал $s(t)$, який можна виразити:

$$s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T. \quad (1.2)$$

Тоді маємо матрицю W , яка має задовольняти умови, щоб виконувався метод незалежних компонент (МНК):

$$s(t) = W * v(t). \quad (1.3)$$

Шляхом застосування МНК до ЕЕГ-сигналу, можна розкрити приховані залежності та структури в мозковій активності, ідентифікувати різні типи хвиль та компонентів, які виникають у сигналі. Це дає змогу краще розуміти динаміку мозкової діяльності та виявляти зміни, пов'язані з патологічними станами або стимулюючими факторами.

Після помноження отриманих сигналів компонент на скориговані коефіцієнти і розв'язання прямої задачі ЕЕГ з використанням формули (1.3), маємо ЕЕГ-сигнали без артефактів компонент, що надає можливість аналізу змінених сигналів без спотворень через артефакти.

2.1 Статистичні методи виявлення ключових факторів

Факторний аналіз - це статистичний метод, що використовується для виявлення структурних зв'язків та взаємозв'язків між змінними в наборі даних. Цей метод дозволяє зменшити розмірність даних, зберігаючи при цьому максимальну кількість інформації.

Він використовується для виявлення прихованих факторів або латентних змінних, які пояснюють спільну варіацію в спостережуваних даних, виявлення ключових факторів, а також для створення спрощених моделей аналізу даних. Він допомагає зрозуміти складність даних та виявити головні складові, що покладає основу для подальшого дослідження та прийняття рішень.

У факторному аналізі проводиться розклад початкових спостережень на меншу кількість факторів, які пояснюють більшу частину дисперсії в даних. Ці фактори можуть розглядатися як латентні змінні, що характеризують загальні конструкти або складові, які впливають на початкові змінні. Фактори можуть мати інтерпретацію у контексті досліджуваної проблеми, що дозволяє розуміти взаємозв'язки між змінними.

Під час факторного аналізу, набір змінних аналізується з метою виявлення груп змінних, які корелюють між собою, тобто спільних факторів. Ці фактори можуть представляти певні підклади або концептуальні конструкти, які характеризують дані.

В контексті електроенцефалографії (ЕЕГ), факторний аналіз може використовуватися для ідентифікації патернів та структур мозкової активності, які можуть бути пов'язані з певними когнітивними процесами, станами свідомості або патологічними станами.

Застосування факторного аналізу в ЕЕГ дозволяє розкрити складні зв'язки між різними електричними сигналами, виділити важливі фактори та залежності та спростити складність аналізу даних. Цей метод допомагає зрозуміти структуру мозкової активності та виявити ключові компоненти, що впливають на спостережувані сигнали ЕЕГ.

Коефіцієнт взаємозв'язку між деякою змінною і загальним фактором вказує на ступінь залежності або кореляції між цими двома змінними. Цей коефіцієнт вимірює, наскільки сильно змінюється одна змінна при зміні іншої змінної.

Коефіцієнт взаємозв'язку може бути позитивним або негативним. Позитивний коефіцієнт вказує на пряму залежність, тобто зі збільшенням однієї змінної інша змінна також збільшується. Негативний коефіцієнт вказує на зворотну залежність, тобто зі збільшенням однієї змінної інша змінна зменшується.

Значення коефіцієнта взаємозв'язку може бути в межах від -1 до 1. Значення ближче до 1 або -1 вказує на сильну кореляцію між змінними, тоді як значення ближче до 0 вказує на слабку або незначну кореляцію.

В контексті факторного аналізу, коефіцієнти взаємозв'язку використовуються для визначення, які змінні найбільше співвідносяться з загальним фактором. Вони допомагають ідентифікувати та вимірювати ступінь впливу окремих змінних на загальний фактор та його внесок у пояснення варіації в даних.

Коефіцієнт взаємозв'язку між деякою змінною і загальним фактором, що виражається мірою впливу фактора на певну ознаку, називається факторним навантаженням [3].

Факторне навантаження є одним з основних показників у факторному аналізі. Воно використовується для вимірювання ступеня впливу кожної змінної на конкретний фактор. Факторне навантаження вказує, наскільки добре кожна змінна корелює з фактором та яку частку варіації змінної воно пояснює.

Значення факторного навантаження може бути від -1 до 1. Позитивне факторне навантаження вказує на позитивну залежність між змінною та фактором, тоді як негативне факторне навантаження вказує на зворотну залежність. Значення близьке до 0 вказує на слабку або відсутню залежність.

Важливо зазначити, що факторне навантаження вимірює ступінь залежності лише між змінною та фактором, і не надає відомостей про взаємозв'язок між змінними. Більші значення факторного навантаження вказують на те, що змінна має більший вплив на фактор.

Факторні навантаження допомагають інтерпретувати факторний аналіз, виокремлюючи ключові змінні, які внесли найбільший внесок у формування фактора. Це дозволяє зрозуміти, які змінні найбільше співвідносяться з конкретним фактором та як вони сприяють його поясненню.

Процес стохастичного факторного аналізу складається з трьох основних етапів: підготовка даних, оцінювання параметрів та інтерпретація результатів.

- 1) Підготовка даних: На цьому етапі проводиться збір та підготовка даних для аналізу. Це включає очищення даних від випадкових помилок, обробку відсутніх значень, нормалізацію або стандартизацію даних, якщо потрібно. Також може виконуватися вибірка змінних або редукція розмірності для поліпшення ефективності аналізу.

- 2) Оцінювання параметрів: На цьому етапі модель стохастичного факторного аналізу використовується для оцінювання параметрів, таких як факторні навантаження і коваріаційна матриця. Це вимагає використання статистичних методів, наприклад, методу головних компонентів (МГК).
- 3) Інтерпретація результатів: На останньому етапі проводиться інтерпретація отриманих результатів. Це означає аналіз факторних навантажень і визначення їх значущості. Фактори і їх навантаження можуть бути інтерпретовані за допомогою статистичних методів, експертної оцінки або залучення додаткових знань з досліджуваної області.

Ці три етапи утворюють ітеративний процес, де результати інтерпретації можуть вплинути на наступні кроки підготовки даних або оцінювання параметрів. Це дозволяє покращити точність та достовірність аналізу, а також забезпечити більш глибоке розуміння взаємозв'язків між змінними та факторами у досліджуваній системі.

Підготовка до факторного аналізу[4].

Підготовка до факторного аналізу включає декілька важливих кроків:

Збір та очищення даних: Спочатку необхідно зібрати всі необхідні дані для аналізу. Потім слід перевірити дані на наявність помилок і провести необхідні корекції, такі як заповнення пропущених значень або вилучення аномалій.

Нормалізація даних: Деякі змінні можуть мати різні масштаби або одиниці виміру. Для забезпечення порівнянності між змінними, часто застосовується нормалізація даних. Це може включати стандартизацію, де

кожна змінна має середнє значення 0 і стандартне відхилення 1, або нормалізацію до певного діапазону значень.

Перевірка придатності даних для факторного аналізу: Перед застосуванням факторного аналізу важливо перевірити придатність даних для цього методу. Наприклад, можна провести аналіз коефіцієнту Кайзера-Мейєра-Олкіна (КМО), який вимірює загальні збіги між змінними. Високі значення КМО (наприклад, більше 0,6) свідчать про придатність даних для факторного аналізу.

Вибір методу факторного аналізу та кількості факторів: При підготовці до факторного аналізу також важливо вибрати підходящий метод факторного аналізу, такий як метод головних компонентів (МГК). Також слід вирішити, скільки факторів потрібно виділити з даних, що може бути засновано на статистичних показниках, таких як власні значення чи критерії збереження дисперсії.

Перевірка стабільності та інтерпретація факторів: Після застосування факторного аналізу необхідно перевірити стабільність отриманих факторів та їх інтерпретацію. Це може включати аналіз факторних навантажень, які вказують на важливість кожного фактору в поясненні варіації змінних, а також визначення схожості між змінними та факторами.

Ці етапи допомагають підготувати дані для подальшого факторного аналізу та забезпечують надійність та достовірність результатів.

Обертання факторів [4].

Обертання факторів - це процедура в факторному аналізі, яка дозволяє змінити оригінальні фактори, отримані після застосування методу

факторного аналізу, таким чином, щоб вони стали більш інтерпретованими та зрозумілими.

Головна мета обертання факторів полягає у спрощенні та зрозумілому вираженні взаємозв'язків між змінними та факторами. Після застосування факторного аналізу, фактори можуть бути складними комбінаціями змінних, що ускладнює їх інтерпретацію. Обертання факторів дозволяє перетворити ці фактори таким чином, що кожен фактор стає більш "чистим", тобто має сильні зв'язки з деякими конкретними змінними.

У процесі обертання факторів можуть використовуватися різні методи, такі як варімакс, квартімакс, промінь найменшої кореляції та інші. Ці методи використовують математичні алгоритми для обертання факторів таким чином, щоб максимізувати інтерпретованість та зрозумілість факторів.

Обертання факторів дозволяє знайти більш ясну та зрозумілу структуру в даних, виявити головні залежності та отримати більш інтерпретовані фактори, що полегшує подальшу обробку та аналіз результатів факторного аналізу.

Результатом обертання є вторинна структура факторів. Первинна факторна структура (що складається з первинних навантажень, отриманих на попередньому етапі) - це, фактично, проекції точок на ортогональні осі координат. Очевидно, що якщо проекції будуть нульовими, то структура буде простіше. А проекції будуть нульовими, якщо точка лежить на якійсь осі.

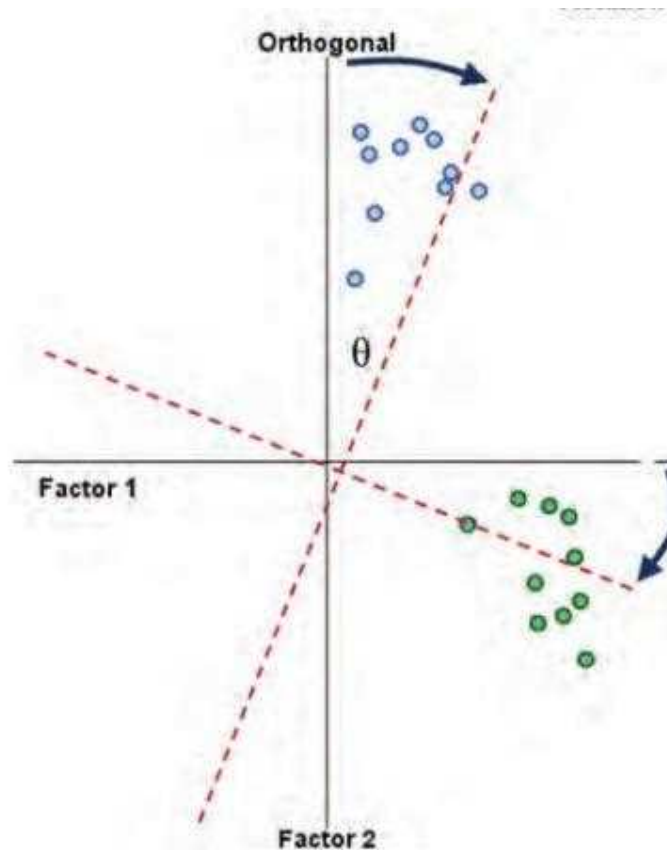


Рис. 2.1 Ортогональне (що зберігає незалежність факторів) обертання – метод Варімакс.

Схема обертання факторів включає наступні кроки:

- 1) Застосування методу факторного аналізу: Спочатку проводиться факторний аналіз для отримання початкових факторів з оригінальних змінних.
- 2) Визначення типу обертання: В залежності від поставленої мети та характеру дослідження, вибирається метод обертання факторів, такий як варімакс, квартімакс, промінь найменшої кореляції тощо. Кожен метод має свої особливості та припущення.

- 3) Обчислення матриці обертання: За допомогою обраного методу обертання факторів обчислюється матриця обертання. Ця матриця використовується для перетворення початкових факторів та отримання нових, обернутих факторів.
- 4) Перетворення факторів: Застосовуючи матрицю обертання, початкові фактори перетворюються на нові, обернуті фактори. Цей процес полягає у лінійному комбінуванні початкових факторів з ваговими коефіцієнтами, які визначаються матрицею обертання.
- 5) Оцінка нових факторів: Після отримання нових, обернутих факторів проводиться оцінка їхньої зв'язку з оригінальними змінними та загальним фактором. Це допомагає визначити ступінь інтерпретації та значущості нових факторів.
- 6) Інтерпретація та аналіз результатів: На останньому етапі дослідник інтерпретує та аналізує отримані обернуті фактори з метою розуміння головних залежностей та знаходження суттєвих змінних, які впливають на ці фактори.

Для отримання простої структури факторів застосовуються наступні критерії та правила:

Величина навантаження: Навантаження кожного вторинного фактора на будь-який загальний фактор повинно бути значно відмінним від нуля (наприклад, велике за модулем). Це означає, що вторинні фактори чітко пов'язані з конкретними загальними факторами.

Простота структури: Кожен вторинний фактор повинен бути сильно пов'язаний лише з одним загальним фактором, тоді як його зв'язок з іншими

загальними факторами повинен бути слабким або незначним. Це спрощує інтерпретацію факторів і дозволяє кожному вторинному фактору бути чітко визначеним у контексті конкретного загального фактора.

Загальна дисперсія: Загальна дисперсія, пояснена вторинними факторами, повинна бути якомога вищою. Це означає, що вторинні фактори максимально пояснюють варіацію у вихідних даних.

Збереження структури: Після обертання факторів, нові вторинні фактори повинні зберегти попередню структуру та зв'язок з вихідними змінними. Це допомагає зберегти інформацію, отриману від первинного факторного аналізу.

Застосування цих критеріїв та правил під час обертання факторів допомагає отримати більш зрозумілу та просту структуру факторів, що полегшує їхню інтерпретацію та розуміння.

2.2 Метод Варімакс

Метод Варімакс є одним із способів обертання факторів у факторному аналізі. Його основна мета - знайти оптимальний кут обертання факторів, який дозволить забезпечити максимальну дисперсію навантажень на кожному факторі та максимальну відмінність між навантаженнями різних факторів.

Основні кроки методу Варімакс:

- 1) Обчислення коефіцієнта варіації для кожного фактора. Коефіцієнт варіації відображає ступінь дисперсії навантажень на факторі.

- 2) Вибір початкового кута обертання. Зазвичай вибирають початковий кут, що відповідає напрямку максимальної дисперсії.
- 3) Обчислення нових навантажень на фактори після обертання. Використовуються матричні операції для отримання нових навантажень.
- 4) Обчислення функції Варімакс. Функція Варімакс оцінює якість обертання факторів шляхом максимізації відмінності між навантаженнями різних факторів.
- 5) Вибір різних кутів обертання. Це дозволяє знайти оптимальний кут обертання, при якому досягається максимальна відмінність між навантаженнями факторів.
- 6) Використання кінцевого кута обертання для отриманих факторів. Після знаходження оптимального кута обертання, нові навантаження на фактори можна використовувати для подальшого аналізу та інтерпретації.

Метод Варімакс дозволяє покращити простоту та зрозумілість структури факторів, зберігаючи максимальну варіацію між навантаженнями факторів. Це сприяє кращому розумінню взаємозв'язків між змінними та факторами, що виникають у результаті факторного аналізу.

Формула для методу Варімакс у SPSS Statistics виглядає наступним чином:

$$Varimax\ criterion = \frac{1}{p} \sum_{j=1}^p \left(\sum_{i=1}^d \left[\left(\sum_{k=1}^p v_{ik}^2 \right) \cdot (r_{ij}^2 - \frac{1}{p} \sum_{k=1}^p v_{ik}^2) \right] \right)^2$$

де: d – кількість головних компонент, p – кількість змінних, v_{ij} – власний вектор по i та елемент власного вектора по k , r_{ij} – коефіцієнт кореляції між головною компонентою по i та змінною по j .

Необхідно відзначити, що використання формули, яка була наведена, є характерним для пакету IBM SPSS Statistics. У залежності від використаного статистичного пакету або програмного забезпечення, можуть бути застосовані інші формули та алгоритми для методу Варімакс. Важливо ознайомитися з документацією або рекомендаціями конкретного пакету, який може використовуватись, для отримання точних вказівок щодо обертання факторів та розрахунку факторних навантажень.

3. Аналіз ЕЕГ-сигналів та зниження розмірності

В даній роботі основним методом досліджень вибрано дослідження роботи головного мозку за допомогою електроенцефалографа та програмного забезпечення з використанням факторного аналізу ЕЕГ-сигналів з методом головних компонент.

Метою експеримента було виділення факторів що відповідають за швидкість руху погляду.

Кожен пацієнт бере участь у двох дослідженнях, що дозволяє отримати два набори ЕЕГ сигналів для аналізу. Під час досліду піддослідним пропонувалось дивитися двічі по 2, 5 та 8 секунд за рухомим об'єктом, в залежності від швидкості. Відповідно отримано два набори по 3 енцефалограми на одного піддослідного, що відповідають трьом режимам швидкості: швидкий, середній та повільний режими швидкості об'єкта (умовно для спрощення).

Швидкість 1 (2 сек. запису) - становить 17.5 сантиметрів на секунду.

Швидкість 2 (5 сек. запису) - становить 7 сантиметрів на секунду.

Швидкість 3 (8 сек. запису) - становить 4.375 сантиметрів на секунду.

3.1 Підготовка до проведення аналізу

Для проведення аналізу використовується факторний аналіз за методом головних компонент (МГК) з факторним обертанням за критерієм Варімакс та нормалізацією Кайзера. Використовуючи цей метод є мета виявити залежність між змінними ЕЕГ сигналів та швидкістю руху погляду. У нашому випадку, ми маємо 19 електродів для запису ЕЕГ, що дозволяє нам отримати до 19 факторів та дослідити залежність значень ЕЕГ від швидкості погляду.



Рис. 3.1 Розташування електродів за системою 10 – 20 (передня частина).



Рис. 3.2 Розташування електродів за системою 10 – 20 (бокова частина).

[Додаток 6]



Рис. 3.3 Крем для ЕЕГ/ЕМГ EEG Supercream, що допомагає проводити електричний сигнал.

Електроенцефалограми знімалися на 19-ти каналному електроенцефалографі «Нейроком», електроди були накладені за схемою 10-20. Згідно з рекомендаціями методу 10-20 електроди фіксувалися на шкірі голови за допомогою спеціального гелю для електроенцефалограм EEG SUPERCREAM, що допомагає проводити електричний сигнал. З використанням спеціального крему було помітно покращення якості сигналу й отриманих результатів та електроенцефалограм у порівнянні з результатами без використання спеціального гелю.

ЕЕГ-Сигнали експортуються у форматі .txt й для зручності у послідуєчих аналізах та використанні переводились у .xlsx. Кожен стовбець відповідав певному електроду. Частота дискретизації становила 500 вибірок в секунду. У системі ЕЕГ, яка використовує 19 електродів і яка в цифровому вигляді вимірює напругу 500 разів на секунду, факторний аналіз двосекундного запису поточної ЕЕГ використовуватиме 19 змінних та матиме 1000 випадків.

Відповідно, п'яти та восьмисекундні записи мають по 2500 та 4000 випадків дослідження.

Було обрано оптимальний час запису кожного виміру згідно з постійними коментарями піддослідних про погіршення самопочуття та якості зору під час спостереження за об'єктом. (програма NeuroCom standart [6]). Перед аналізом електроенцефалограм проведено режекцію основних артефактів в програмі EEGLab [7].

Ідея методу полягає в знаходженні відмінностей в сигналах при різних швидкостях руху погляду за допомогою програми IBM SPSS Statistics [8] та факторного аналізу.

Щоб провести факторний аналіз електроенцефалограм для різних напрямків швидкостей руху погляду потрібно імпортувати завантажити .txt файли в IBM SPSS Statistics [8] й відповідно у базу даних програми, формат був замінений задля зручності проведення аналізів на .xlsx.

Для розв'язання задачі можна зробити припущення, що в матриці компонент сигнали з певних факторів будуть мати певні відмінності, в залежності від швидкості руху погляду. Але оскільки деяка частина факторів буде являти собою шумову компоненту, використовуємо факторне обертання застосовуючи нормалізацію Кайзера, що має забезпечити рівномірну вагу кожного фактора у процесі обертання. Це допомагає зберегти значущі фактори та зменшити вплив шумових або менш важливих факторів на результати аналізу.

Таким чином цей крок дасть змогу краще визначити різницю між різними режимами швидкості та з'ясувати, які фактори є ключовими в дослідженні швидкості руху погляду.

3.2 Кореляційний аналіз

Для покращення вибірки було досліджено 5 піддослідних, для кожного з яких було проведено по 2 дослідження, відповідно отримано 10 досліджень та оброблено 30 електроенцефалограм. Для класифікації змінних будуються діаграми навантажень після нормування по 0.6. Оскільки в матриці присутні шумові та артефактні компоненти, що можуть відповідати за м'язовий рух, рух кінцівками, або мислення, треба виділити лише ті компоненти, значення яких більші за 0.6.

Можна спостерігати, які фактори і яким чином пов'язані між собою, та відповідність за швидкість руху погляду. Проте це всього лише якісний критерій оцінки.

Було вирішено взяти результати факторного аналізу 4 піддослідних для кореляційного аналізу та оцінки кількісних критеріїв, аналізу останнього п'ятого піддослідного використовуватимуться для перевірки та тестування результатів через оцінку кількісних критеріїв з кореляційних аналізів попередніх піддослідних зі спробою визначити можливу швидкість за допомогою отриманих результатів з аналізів.

Кореляційний аналіз це метод, що дозволяє досліджувати залежність між декількома випадковими величинами. В основі кореляційного аналізу лежить вимірювання ступеня лінійного відношення між змінними, тобто чи існує залежність між ними та як сильна ця залежність.

Метою кореляційного аналізу є виявлення оцінки сили зв'язку між випадковими величинами, ознаками чи факторами, які характеризують певний реальний процес або об'єкт.

Для кожного піддослідного з його двома дослідженнями було проведено кореляційний аналіз (з табличок д діаграм у додатку).

Підослідний №1

Дослідження №1

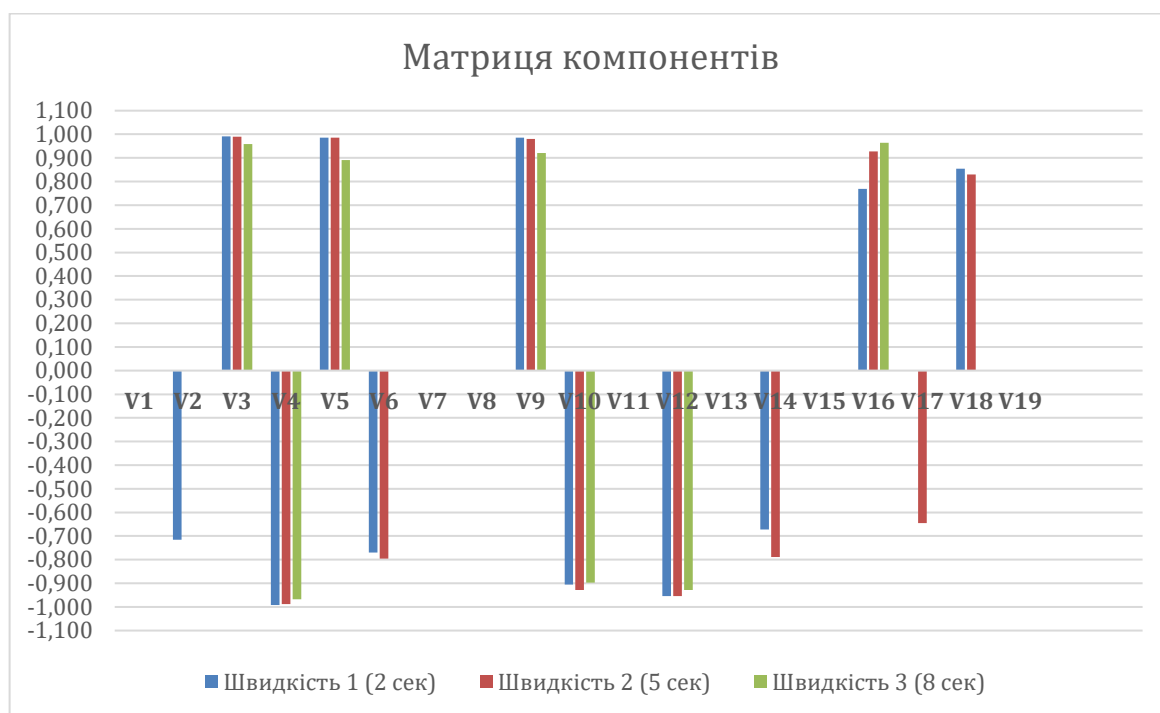


Рис. 2.5 Діаграма навантажень факторів

Дослідження №2

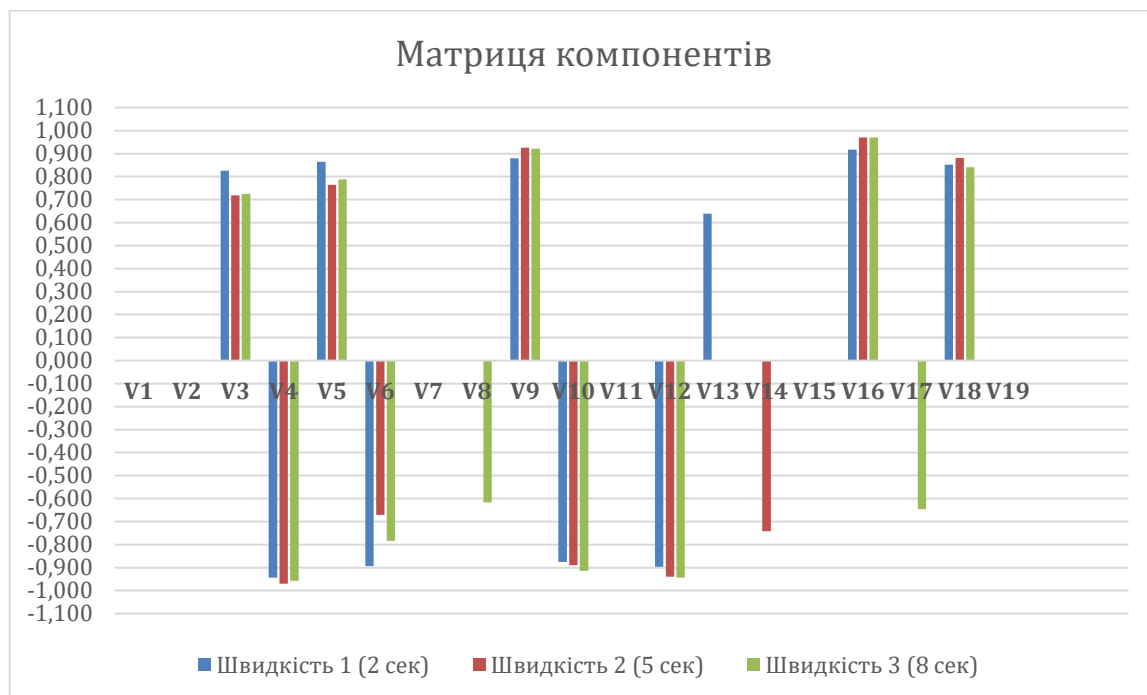


Рис. 2.6 Діаграма навантажень факторів

Кореляційний аналіз піддослідного №1
Кореляція Пірсона (Швидкість 1): 0,973
Кореляція Пірсона (Швидкість 2): 0,983
Кореляція Пірсона (Швидкість 3): 0,983

У цьому випадку помітно дуже високі результати. Усі кореляції мають високі позитивні значення. Під час дослідження виконувались усі правила та рекомендації реєстрації ЕЕГ-сигналів, тож були отримані якісні проміжні результати для виконання досліджень та аналізу.

Швидкість 1 (2 сек. запису) - становить 17.5 сантиметрів на секунду.

Швидкість 2 (5 сек. запису) - становить 7 сантиметрів на секунду.

Швидкість 3 (8 сек. запису) - становить 4.375 сантиметрів на секунду.

З отриманих результатів та аналізів для піддослідного №1 можна зробити такі висновки.

Фактор V3 при значенні 0,825 – 0,991 відповідає швидкості 1, при 0,725 – 0,959 швидкості 3.

Фактор V4 при значенні (-0,944) – (-0,995) відповідає швидкості 1, при (-970) – (-988) швидкості 2.

Фактор V5 при значенні 0,865 – 0,985 відповідає швидкості 1, при 0,765 – 985 відповідає швидкості 2.

Фактор V6 при значенні (-0,769) – (-0,894) відповідає швидкості 1.

Фактор V9 при значенні 0,880 – 0,986 відповідає швидкості 1, при 0,925 – 0,980 швидкості 2.

Фактор V10 при значенні (-0,890) – (-0,928) відповідає швидкості 2, при (-0,898) – (-0,914) швидкості 3.

Фактор V12 при значенні (-0,940) – (-0,954) відповідає швидкості 2, при (-0,928) – (-0,944) швидкості 3.

Фактор V14 при значенні (-0,743) – (-0,789) відповідає швидкості 2.

Фактор V16 при значенні 0,840 – 0,964 відповідає швидкості 3.

Фактор V18 при значенні 0,852 – 0,854 відповідає швидкості 1, та 0,830 – 0,881 швидкості 2.

Якісним фактором вважатиметься той, який має тільки одне значення.

При накладанні деяких значень різних факторів – спільний проміжок вважається таким, при якому можливе врахування одразу декількох факторів, кожен такий випадок розглядається індивідуально окремо.

Підослідний №2

Дослідження №3

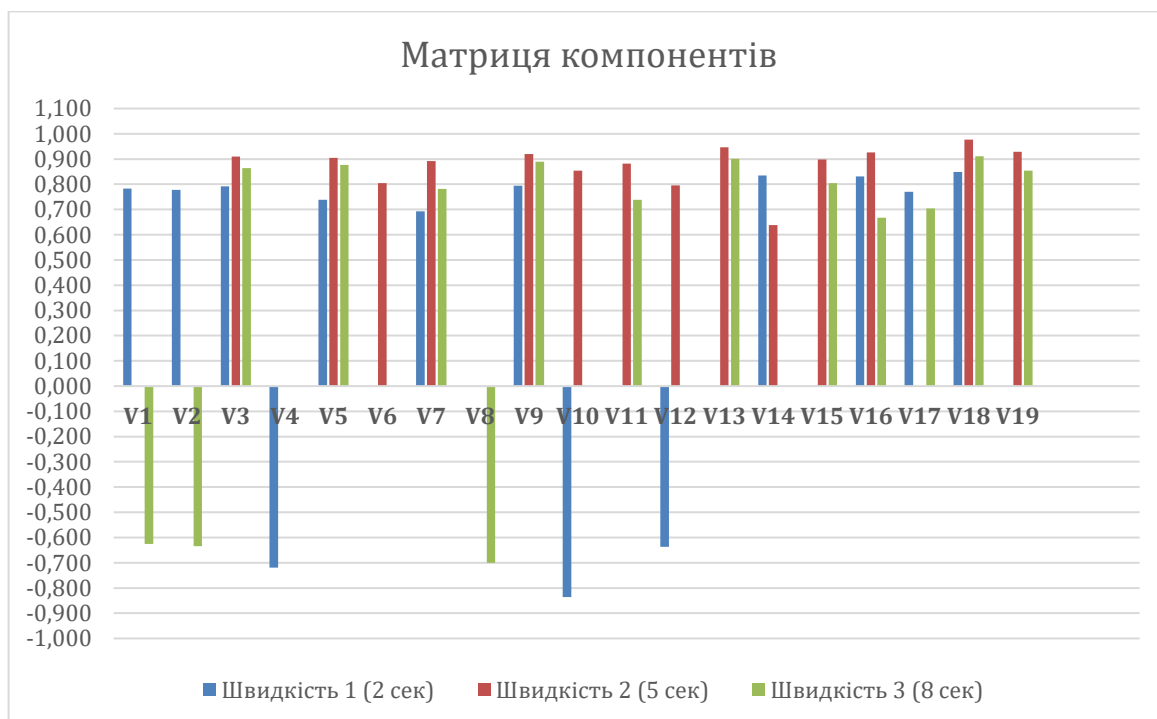


Рис. 2.7 Діаграма навантажень факторів

Дослідження №4

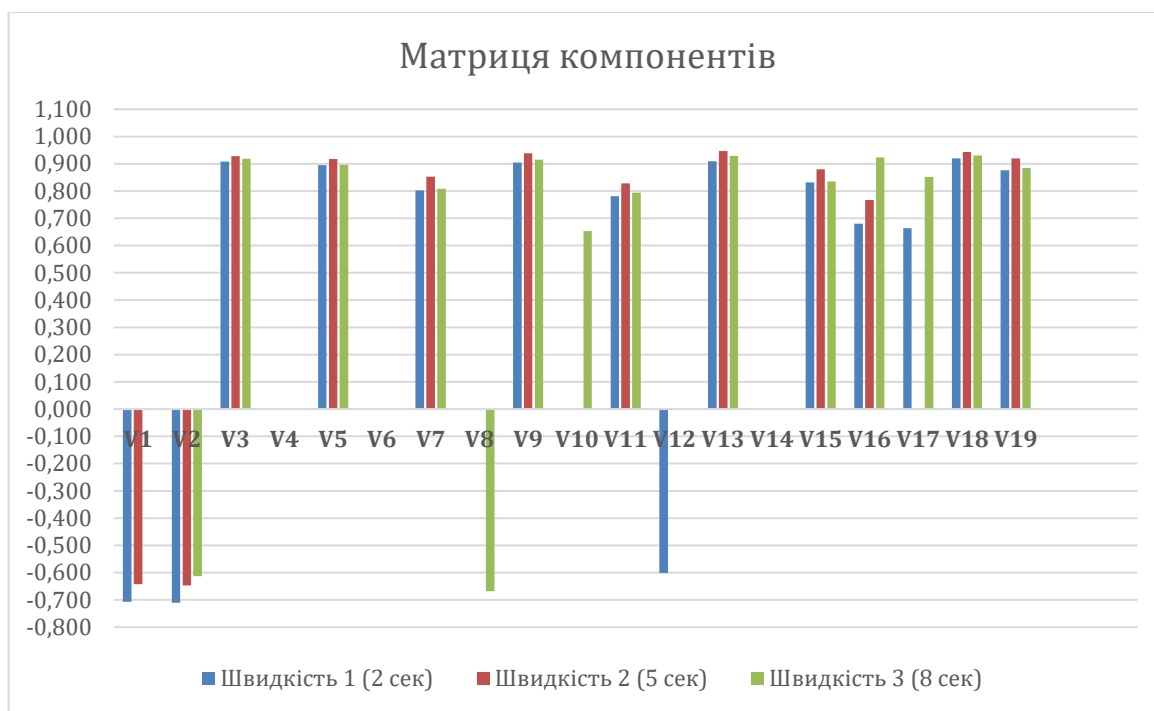


Рис. 2.8 Діаграма навантажень факторів

Кореляційний аналіз піддослідного №2
Кореляція Пірсона (Швидкість 1): 0,984
Кореляція Пірсона (Швидкість 2): 0,917
Кореляція Пірсона (Швидкість 3): 0,958

У цьому випадку помітно дуже високі результати кореляції Пірсона, проте на декілька десятків нижче ніж у попередніх піддослідних. Це можна пояснити тим, що між дослідженнями (№3-№4) другого піддослідного доводилось поправляти деякі електроди після запису ЕЕГ №3, що могло вплинути на зміну факторів результатів аналізу цих записів. Проте все рівно більшість результатів кореляцій досить високі, що вказують на позитивну кореляцію між факторами.

Швидкість 1 (2 сек. запису) - становить 17.5 сантиметрів на секунду.

Швидкість 2 (5 сек. запису) - становить 7 сантиметрів на секунду.

Швидкість 3 (8 сек. запису) - становить 4.375 сантиметрів на секунду.

З отриманих результатів та аналізів для піддослідного №2 можна зробити такі висновки.

Фактор V2 при значенні (-0,613) – (-0,634) відповідає швидкості 3.

Фактор V3 при значенні 0,792 – 0,908 відповідає швидкості 1, при 0,910 – 0,928 швидкості 2.

Фактор V5 при значенні 0,905 – 0,917 відповідає швидкості 2.

Фактор V7 при значенні 0,853 – 0,892 відповідає швидкості 2.

Фактор V8 при значенні (-0,688) – (-0,701) відповідає швидкості 3.

Фактор V9 при значенні 0,792 – 0,905 відповідає швидкості 1, при швидкості 0,920 – 0,938 швидкості 2.

Фактор V11 при значенні 0,828 – 0,882 відповідає швидкості 2.

Фактор V12 при значенні (-0,601) – (-0,636) відповідає швидкості 1.

Фактор V13 при значенні 0,946 – 0,948 відповідає швидкості 2, та при 0,901 – 0,921 швидкості 3.

Фактор V15 при значенні 0,879 – 0,898 відповідає швидкості 2.

Фактор V16 при значенні 0,680 – 0,813 відповідає швидкості 1, при 0,768 – 0,928 швидкості 2.

Фактор V17 при значенні 0,663 – 0,769 відповідає швидкості 1, та при 0,704 – 0,851 швидкості 3.

Фактор V18 при значенні 0,849 – 0,919 відповідає швидкості 1, та при 0,944 – 0,977 швидкості 2.

Фактор V19 при значенні 0,920 – 0,928 відповідає швидкості 2, та при 0,854 – 0,885 швидкості 3.

Якісним фактором вважатиметься той, який має тільки одне значення.

При накладанні деяких значень різних факторів – спільний проміжок вважається таким, при якому можливе врахування одразу декількох факторів, кожен такий випадок розглядається індивідуально окремо.

Підослідний №3

Дослідження №5



Рис. 2.9 Діаграма навантажень факторів

Дослідження №6

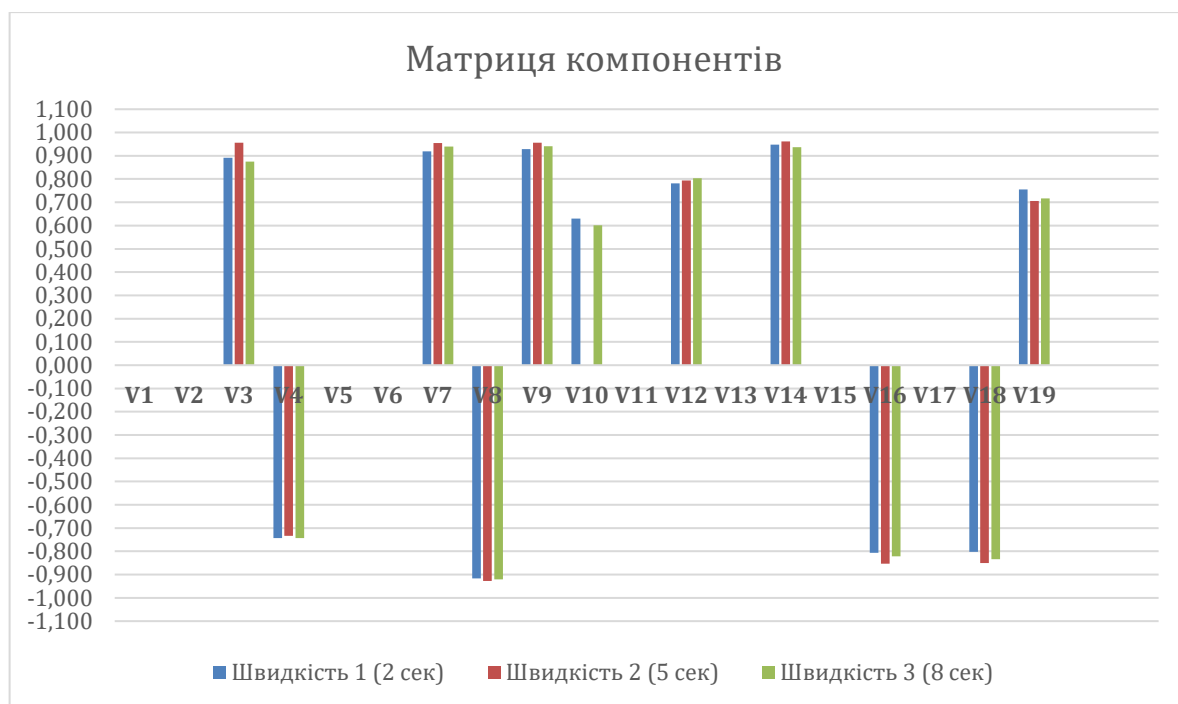


Рис. 2.10 Діаграма навантажень факторів

Кореляційний аналіз піддослідного №3
Кореляція Пірсона (Швидкість 1): 0,968
Кореляція Пірсона (Швидкість 2): 0,975
Кореляція Пірсона (Швидкість 3): 0,994

У цьому випадку помітно дуже високі результати. Усі кореляції мають високі позитивні значення, навіть кращі ніж у дослідженнях першого піддослідного. Це може пояснюватись тим, що сигнали ЕЕГ були отримані згідно виконання усіх рекомендацій та норм методології.

Швидкість 1 (2 сек. запису) - становить 17.5 сантиметрів на секунду.

Швидкість 2 (5 сек. запису) - становить 7 сантиметрів на секунду.

Швидкість 3 (8 сек. запису) - становить 4.375 сантиметрів на секунду.

З отриманих результатів та аналізів для піддослідного №3 можна зробити такі висновки.

Фактор V3 при значенні 0,851 – 0,856 відповідає швидкості 2, та при 0,857 – 0,866 швидкості 3.

Фактор V4 при значенні (-0,743) – (-0,749) відповідає швидкості 3.

Фактор V7 при значенні 0,899 – 0,959 відповідає швидкості 2, та при 0,917 – 0,940 швидкості 3.

Фактор V8 при значенні (-0,878) – (-0,927) відповідає швидкості 2, та при (-0,898) – (-0,921) швидкості 3.

Фактор V9 при значенні 0,918 – 0,941 відповідає швидкості 3.

Фактор V10 при значенні 0,630 – 0,713 відповідає швидкості 1

Фактор V12 при значенні 0,781 – 0,830 відповідає швидкості 1.

Фактор V14 при значенні 0,920 – 0,936 відповідає швидкості 3.

Фактор V16 при значенні (-0,793) – (-0,853) відповідає швидкості 2.

Фактор V18 при значенні (-0,811) – (-0,834) відповідає швидкості 2.

Фактор V19 при значенні 0,756 – 0,824 відповідає швидкості 1.

Якісним фактором вважатиметься той, який має тільки одне значення.

При накладанні деяких значень різних факторів – спільний проміжок вважається таким, при якому можливе врахування одразу декількох факторів, кожен такий випадок розглядається індивідуально окремо.

Підослідний №4

Дослідження №7

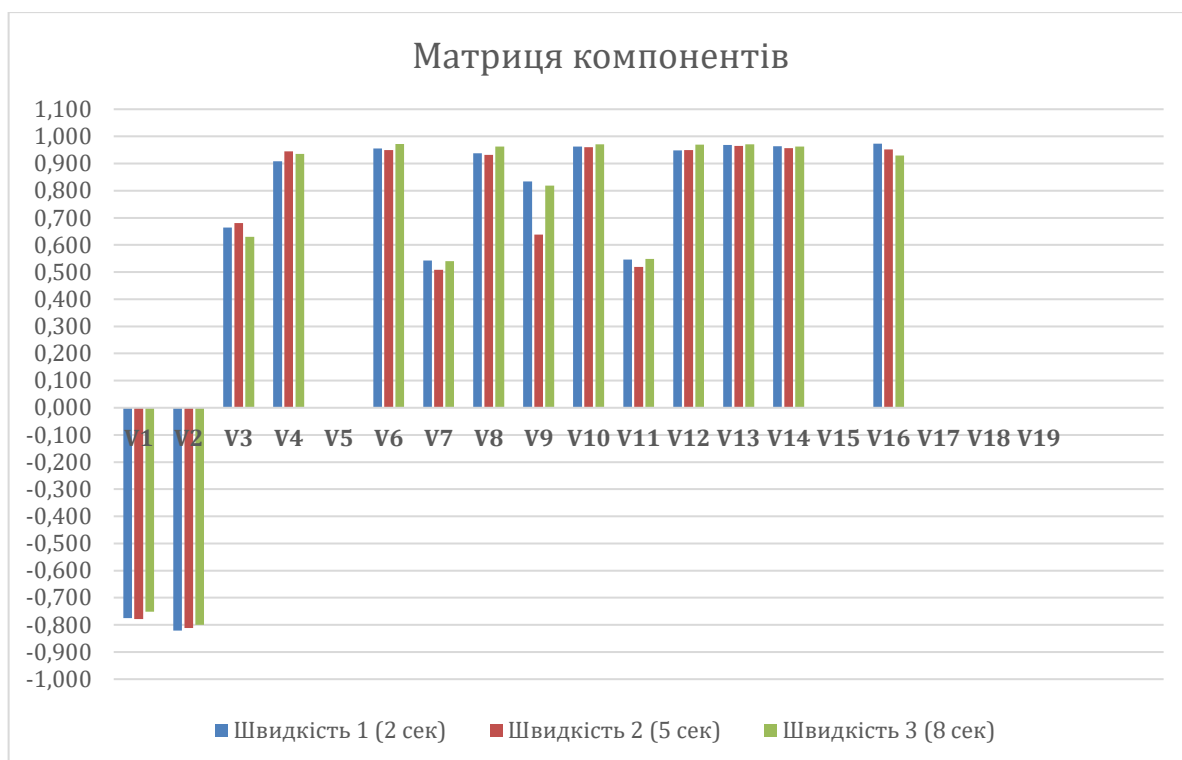


Рис. 2.11 Діаграма навантажень факторів

Дослідження №8

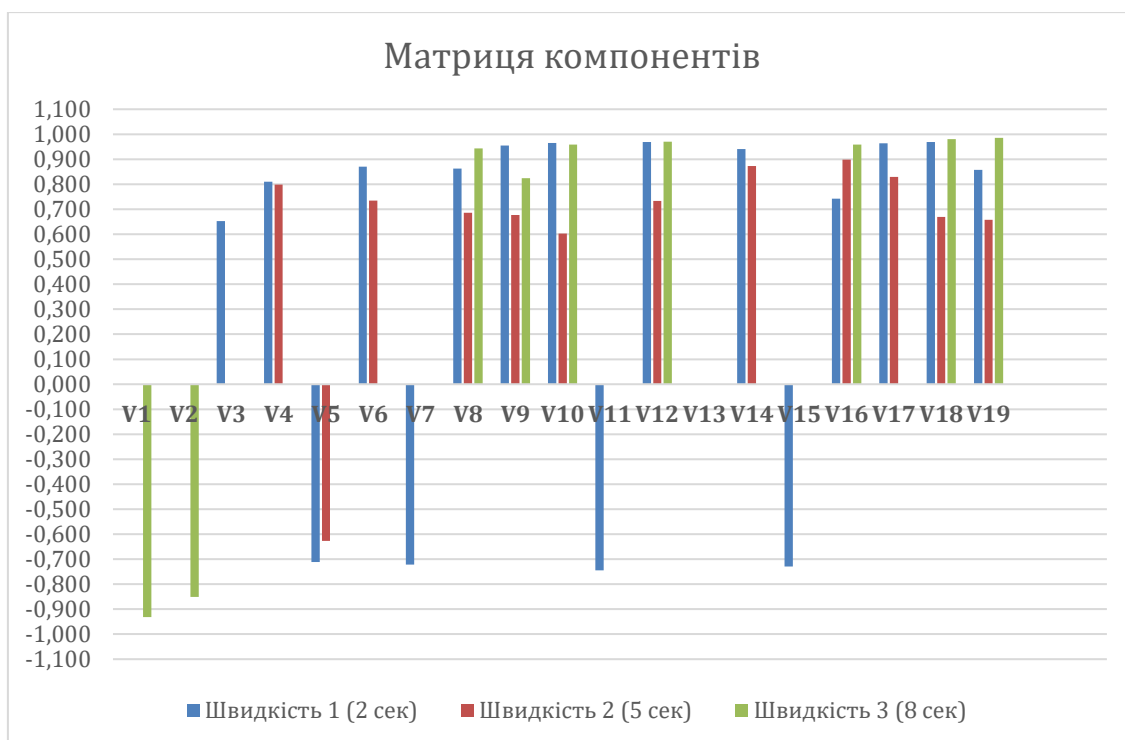


Рис. 2.12 Діаграма навантажень факторів

Кореляційний аналіз піддослідного №4
Кореляція Пірсона (Швидкість 1): 0,182
Кореляція Пірсона (Швидкість 2): 0,330
Кореляція Пірсона (Швидкість 3): 0,446

У цьому випадку помітно такі середні-слабкі результати. Це можна пояснити тим, що між двома дослідженнями (№7-№8) четвертого піддослідного пройшов один календарний місяць, що могло змінити результати та аналізи. Через це є багато факторів які впливають на відсутність збігу, такі як можливий вплив змін часу, зміни у фіксації електродів, (тобто, не вийде двічі одягнути сіточку з електродами на пацієнта, щоб в обох випадках вони співпадали точно в однакових місцях що і в попередній раз).

Результати такого піддослідного занадто негативні у порівнянні з іншими, тож вони використовуватимуться для коригування та як тестові.

Швидкість 1 (2 сек. запису) - становить 17.5 сантиметрів на секунду.

Швидкість 2 (5 сек. запису) - становить 7 сантиметрів на секунду.

Швидкість 3 (8 сек. запису) - становить 4.375 сантиметрів на секунду.

З отриманих результатів та аналізів для піддослідного №4 можна зробити такі висновки.

Фактор V1 при значенні (-0,751) – (-0,931) відповідає швидкості 3.

Фактор V2 при значенні (-0,800) – (-0,851) відповідає швидкості 3.

Фактор V3 при значенні 0,653 – 0,664 відповідає швидкості 1.

Фактор V4 при значенні 0,811 – 0,908 відповідає швидкості 2, при 0,798 – 0,945 швидкості 1.

Фактор V6 при значенні 0,870 – 0,955 відповідає швидкості 1.

Фактор V8 при значенні 0,943 – 0,963 відповідає швидкості 3.
Фактор V9 при значенні 0,834 – 0,954 відповідає швидкості 1, при
0,819 – 0,825 швидкості 3.
Фактор V10 при значенні 0,963 – 0,965 відповідає швидкості 1.
Фактор V12 при значенні 0,944 – 0,970 відповідає швидкості 1, та
при 0,969 – 0,970 швидкості 3.
Фактор V14 при значенні 0,941 – 0,964 відповідає швидкості 2, при
0,874 – 0,956 швидкості 1.
Фактор V16 при значенні 0,929 – 0,959 відповідає швидкості 3.

Якісним фактором вважатиметься той, який має тільки одне значення.

При накладанні деяких значень різних факторів – спільний проміжок вважається таким, при якому можливе врахування одразу декількох факторів, кожен такий випадок розглядається індивідуально окремо.

3.3 Перевірка методу на піддослідному №5

Ще одні аналізи та результати додаткового піддослідного використовувалися для тестування методу з отриманих результатів попередніх чотирьох піддослідних.

Піддослідний №5

Дослідження №9

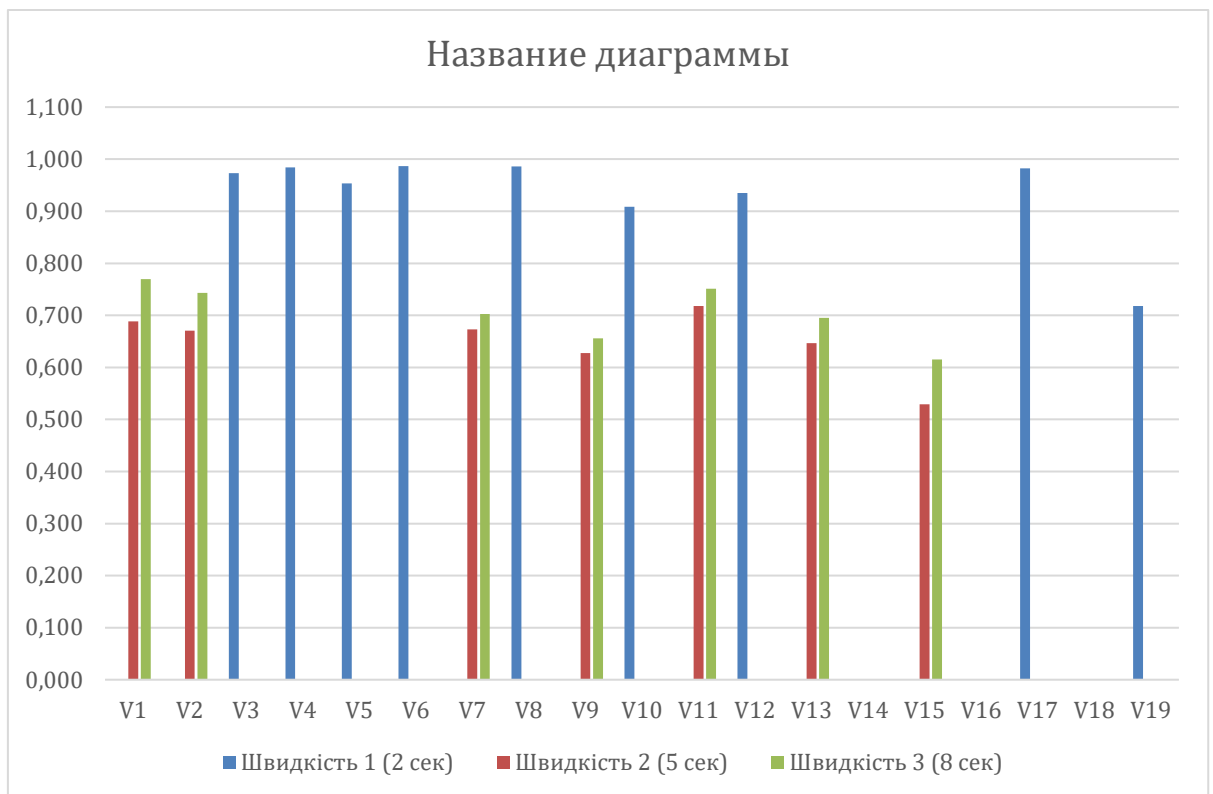


Рис. 2.13 Діаграма навантажень факторів

Дослідження №10

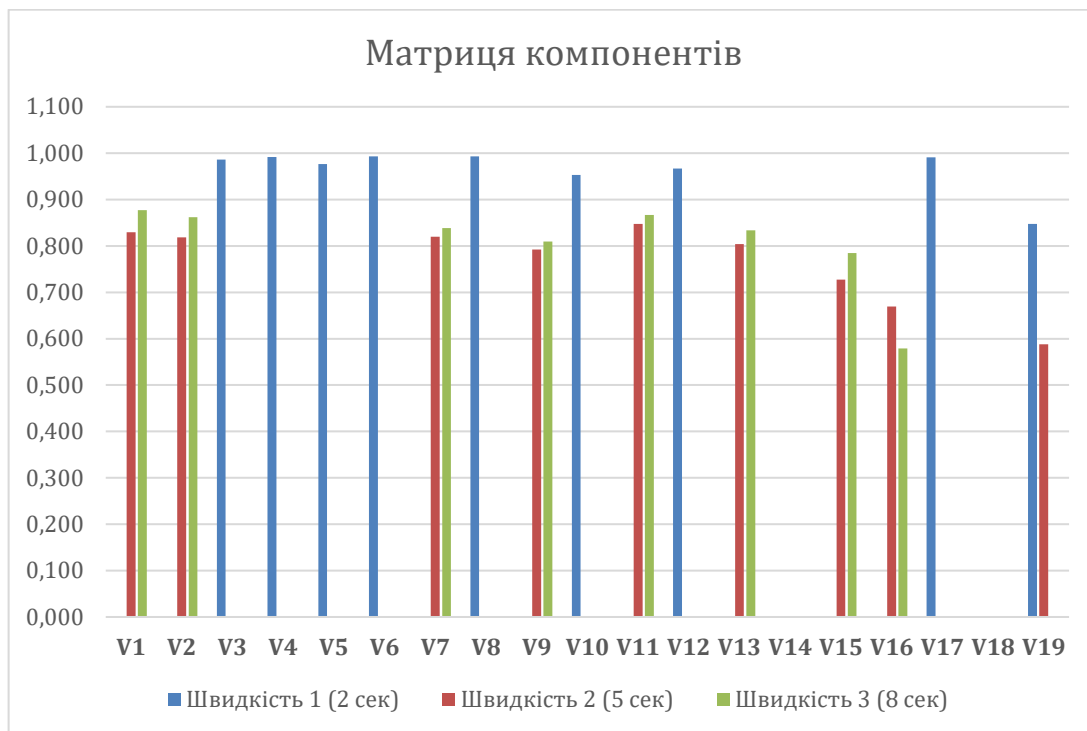


Рис. 2.14 Діаграма навантажень факторів

Якщо використовувати фактори, які були визначені для чотирьох попередніх піддослідних, то для додаткового тестового п'ятого пацієнта можна зробити такий огляд.

За факторами V1-13, V15-17, V19 можна визначити швидкості у піддослідного №5. У даному експерименті відсутні фактори V14 та V18 через можливі певні індивідуальні особливості досліджуваного чи проведення дослідження. Проте це єдиний можливий додатковий досліджуваний з експериментальним матеріалом для цього тесту з вибірки.

Швидкість 1 (2 сек. запису) - становить 17.5 сантиметрів на секунду.

Швидкість 2 (5 сек. запису) - становить 7 сантиметрів на секунду.

Швидкість 3 (8 сек. запису) - становить 4.375 сантиметрів на секунду.

За фактором V1 не вийшло визначити швидкість 3. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V2 вийшло визначити швидкість 3. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 4.3 сантиметрів на секунду.

За фактором V3 вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 17.5 сантиметрів на секунду.

За фактором V4 не вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V5 не вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V6 вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 17.5 сантиметрів на секунду.

За фактором V7 можна визначити швидкість 2. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 7 сантиметрів на секунду.

За фактором V8 не вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V9 вийшло визначити швидкість 3. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 4.3 сантиметрів на секунду.

За фактором V10 вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 17.5 сантиметрів на секунду.

За фактором V11 вийшло визначити швидкість 3. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 4.3 сантиметрів на секунду.

За фактором V12 вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 17.5 сантиметрів на секунду.

За фактором V13 не вийшло визначити швидкість 3. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V14 не вийшло визначити швидкість 2. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V15 не вийшло визначити швидкість 2. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V16 вийшло визначити швидкість 2. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 7 сантиметрів на секунду.

За фактором V17 не вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V18 не вийшло визначити швидкість 2. Піддослідний дивився з іншою швидкістю.

За фактором V19 вийшло визначити швидкість 1. Піддослідний дійсно дивився зі швидкістю 17.5 сантиметрів на секунду.

Перевірка виявила такі подібні фактори: V19, V16, V12, V11, V10, V9, V7, V6, V3, V2. Тобто, фактори V3, V6, V10, V12, V19 однозначно пов'язані зі швидкістю «1» (17.5 с/м), фактори V7, V16 – зі швидкістю «2» (7 с/м), та фактори V2, V9, V11 зі швидкістю «3» (4.375 с/м). Таким чином із трьох швидкостей під час перевірки співпали швидкість «1» та «3».

За допомогою тесту можна вказати фактори швидкостей використовуючи виділені фактори та дуже високі позитивні коефіцієнти кореляції, що можна вважати більш об'єктивною оцінкою з використанням кількісних критеріїв, а не якісних.

У всіх випадках були якісь незначні неточності чи спотворення, проте у четвертого піддослідного були вагомні негативні фактори, що вплинули на результати досліджень. У другого пацієнта між досліддами під час невеликої «перерви» для відпочинку була порушена фіксація електродів та сіточки для електродів через рухи голови та шиї, для чого довелося замінювати крем для ЕЕГ на новий та повторно прикріпляти деякі електроди. Цей процес виправлення фізичної помилки міг спричинити зміну положення електродів чи пропорцій крему для ЕЕГ, що могло вплинути на фактори чи збіги



Рис. 3.15 Зсув електродів та перевернутий електрод на піддослідному №3 через повороти головою.

ВИСНОВКИ

В роботі за допомогою факторного аналізу електроенцефалограм піддослідних, які спостерігали за рухом об'єктів з певною швидкістю отримано наступні результати - для різних значень зміни швидкості погляду виявлені фактори, які з'являються тільки при даних змінах швидкості. За цими результатами зроблено такі висновки:

- перевірка виявила подібність факторів V19, V16, V12, V11, V10, V9, V7, V6, V3, V2, метод зійшовся з практичною дійсністю;
- показано, що фактори V3, V6, V10, V12, V19 однозначно пов'язані зі швидкістю «1» (17.5 с/м), фактори V7, V16 – зі швидкістю «2» (7 с/м), та фактори V2, V9, V11 зі швидкістю «3» (4.375 с/м);
- З трьох варіантів швидкостей співпали швидкості «1» та «3» під час тестування на піддослідному №5.

Показано подібність розподілів коефіцієнтів навантаження, отриманих за результатами факторного аналізу електроенцефалограм піддослідних, для яких швидкість напрямку розгляду мала три значення: «Швидкість 1» (2 сек. запису) - становить 17.5 сантиметрів на секунду; «Швидкість 2» (5 сек. запису) - становить 7 сантиметрів на секунду; «Швидкість 3» (8 сек. запису) - становить 4.375 сантиметрів на секунду; що підтверджується результатами кореляційного аналізу, де мінімальне значення коефіцієнту кореляції 0.96, а максимальне - 0.99.

На основі отриманих характеристик можна створити методику для визначення швидкості руху погляду за допомогою факторів, які є унікальними тільки для тієї чи іншої зміни швидкості погляду.

Доведено, що кореляції між факторами розподілу коефіцієнтів навантаження серед однакових досліджень в рамках одного піддослідного мають позитивні результати, які були використані для тестування методу.

В результаті проведених робіт з електроенцефалографом, аналізів ЕЕГ-сигналів та досліджень результатів цих аналізів було отримано та перевірено метод для визначення швидкості руху погляду людини.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Чернінський А.О., Крижановський С.А., Зима І.Г., (2011) Електрофізіологія головного мозку людини 49с.
http://blacknick.info/files/Electrophysiology_2011.pdf
2. Кицун П. Г., Використання методу незалежних компонент для автоматичного видалення артефактів еег, пов'язаних з рухами очей. Вісник Національного технічного університету України «КПІ» Серія — Радіотехніка. Радіоапаратобудування. — 2016. — №65 С. 99-104.
3. Головні компоненти і факторний аналіз:
<http://statsoft.ru/home/textbook/modules/stfacan.html>
4. Факторний аналіз:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0887617797000747>
5. Harman, H.H. (1976) Modern Factor Analysis. 3rd Edition, The University of Chicago Press, Chicago.
6. Програмне забезпечення EEGLab v.2023.0:
<https://sccn.ucsd.edu/eeglab/download.php>
7. Програмне забезпечення NeuroCom standard : <https://xai-medica.com/ua/download.php>
8. IBM Documentation v.29.0.0: <https://www.ibm.com/docs/en/spss-statistics/29.0.0>
9. Factor Analysis - 2nd Edition - Richard L. Gorsuch
10. Software IBM SPSS Statistics v.29.0.1.0 (30-day trial version):
<https://www.ibm.com/ru-ru/products/spss-statistics>
11. Виконання факторного аналізу, IBM SPSS Statistics v.29.0.1.0
<https://www.ibm.com/docs/en/spss-statistics/29.0.0?topic=introduction-running-analysis>

12.Lawley, D.N. and Maxwell, A.E. (1971) Factor Analysis as a Statistical Method. 2nd Edition, Butterworths, London

ДОДАТКИ

Додаток 1: результати експерименту підослідного №1

Таблиця 1: результат експерименту №1

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,469	0,508	0,386
V2	-0,715	-0,466	-0,511
V3	0,991	0,990	0,959
V4	-0,993	-0,988	-0,968
V5	0,985	0,985	0,891
V6	-0,769	-0,796	-0,554
V7	0,286	0,235	0,428
V8	-0,440	-0,531	-0,448
V9	0,986	0,980	0,920
V10	-0,906	-0,928	-0,898
V11	0,240	0,189	0,359
V12	-0,955	-0,954	-0,928
V13	0,407	0,412	0,596
V14	-0,672	-0,789	-0,437
V15	0,201	0,171	0,352
V16	0,770	0,928	0,964
V17	-0,576	-0,646	-0,502
V18	0,854	0,830	0,599
V19	0,317	0,300	0,485

Таблиця 2: результат експерименту №2

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,284	0,376	0,334
V2	-0,299	-0,138	-0,250
V3	0,825	0,718	0,725
V4	-0,944	-0,970	-0,957
V5	0,865	0,764	0,788
V6	-0,894	-0,671	-0,784
V7	0,503	0,376	0,336
V8	-0,394	-0,582	-0,616
V9	0,880	0,925	0,922
V10	-0,875	-0,890	-0,914
V11	0,453	0,332	0,282
V12	-0,897	-0,940	-0,944
V13	0,639	0,536	0,491
V14	-0,389	-0,743	-0,561
V15	0,438	0,317	0,262
V16	0,917	0,971	0,970
V17	-0,507	-0,583	-0,645
V18	0,852	0,881	0,840
V19	0,534	0,433	0,385

Додаток 2: результати експерименту піддослідного №2

Таблиця 3: результат експерименту №3

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,782	-0,446	-0,626
V2	0,777	-0,457	-0,634
V3	0,792	0,910	0,864
V4	-0,720	0,510	0,234
V5	0,738	0,905	0,877
V6	-0,011	0,804	0,181
V7	0,692	0,892	0,782
V8	-0,072	0,378	-0,701
V9	0,794	0,920	0,889
V10	-0,835	0,854	0,588
V11	0,586	0,882	0,738
V12	-0,636	0,796	0,581
V13	0,596	0,946	0,901
V14	0,835	0,639	0,472
V15	0,567	0,898	0,804
V16	0,831	0,926	0,667
V17	0,769	0,365	0,704
V18	0,849	0,977	0,911
V19	0,596	0,928	0,854

Таблиця 4: результат експерименту №4

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	-0,707	-0,642	-0,599
V2	-0,711	-0,647	-0,613
V3	0,908	0,928	0,918
V4	0,102	0,125	0,276
V5	0,895	0,917	0,896
V6	-0,269	-0,075	-0,482
V7	0,803	0,853	0,809
V8	-0,578	-0,411	-0,668
V9	0,905	0,938	0,915
V10	0,554	0,568	0,653
V11	0,781	0,828	0,794
V12	-0,601	-0,208	0,549
V13	0,909	0,947	0,929
V14	0,256	0,268	0,491
V15	0,832	0,879	0,835
V16	0,680	0,768	0,924
V17	0,663	0,581	0,851
V18	0,919	0,944	0,930
V19	0,877	0,920	0,885

Додаток 3: результати експерименту підослідного №3

Таблиця 5: результат експерименту №5

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,001	0,104	0,167
V2	-0,078	0,030	0,104
V3	0,811	0,851	0,866
V4	-0,533	-0,633	-0,749
V5	0,668	0,624	0,568
V6	0,018	-0,038	-0,101
V7	0,861	0,899	0,917
V8	-0,840	-0,878	-0,896
V9	0,863	0,902	0,918
V10	0,765	0,717	0,670
V11	0,581	0,530	0,473
V12	0,830	0,808	0,812
V13	0,670	0,625	0,592
V14	0,865	0,906	0,926
V15	0,606	0,551	0,498
V16	-0,753	-0,793	-0,725
V17	0,112	0,061	-0,160
V18	-0,746	-0,811	-0,800
V19	0,824	0,770	0,751

Таблиця 6: результат експерименту №6

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,267	0,319	0,296
V2	0,209	0,264	0,241
V3	0,891	0,906	0,895
V4	-0,742	-0,733	-0,743
V5	0,510	0,464	0,491
V6	-0,145	-0,201	-0,184
V7	0,939	0,955	0,950
V8	-0,916	-0,927	-0,921
V9	0,939	0,957	0,951
V10	0,630	0,585	0,601
V11	0,427	0,377	0,394
V12	0,781	0,794	0,804
V13	0,548	0,540	0,538
V14	0,948	0,962	0,956
V15	0,449	0,408	0,420
V16	-0,806	-0,853	-0,821
V17	-0,278	-0,369	-0,313
V18	-0,803	-0,850	-0,834
V19	0,716	0,705	0,707

Додаток 4: результати експерименту підослідного №4

Таблиця 7: результат експерименту №7

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	-0,775	-0,779	-0,751
V2	-0,821	-0,812	-0,808
V3	0,564	0,580	0,529
V4	0,908	0,945	0,935
V5	0,394	0,377	0,412
V6	0,955	0,950	0,972
V7	0,542	0,509	0,541
V8	0,937	0,931	0,963
V9	0,834	0,638	0,819
V10	0,963	0,960	0,971
V11	0,546	0,519	0,549
V12	0,949	0,950	0,969
V13	0,968	0,965	0,970
V14	0,964	0,956	0,962
V15	0,440	0,410	0,463
V16	0,963	0,962	0,959
V17	0,471	0,454	0,404
V18	0,035	-0,446	-0,153
V19	-0,525	-0,576	-0,510

Таблиця 8: результат експерименту №8

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,447	-0,585	-0,931
V2	-0,053	-0,410	-0,751
V3	0,653	-0,422	0,185
V4	0,911	0,798	0,286
V5	-0,711	-0,627	-0,227
V6	0,870	0,734	0,179
V7	-0,721	-0,517	0,094
V8	0,963	0,585	0,943
V9	0,954	0,678	0,825
V10	0,965	0,603	0,959
V11	-0,744	-0,582	-0,011
V12	0,970	0,733	0,970
V13	-0,218	-0,524	-0,318
V14	0,941	0,874	0,429
V15	-0,729	-0,534	0,061
V16	0,943	0,899	0,959
V17	0,964	0,830	0,365
V18	0,969	0,669	0,981
V19	0,957	0,657	0,986

Додаток 5: результати експерименту підослідного для тесту №5

Таблиця 9: результат експерименту №9

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,011	0,830	0,877
V2	0,024	0,819	0,862
V3	0,986	0,518	0,503
V4	0,992	0,519	0,494
V5	0,976	0,516	0,514
V6	0,993	0,519	0,498
V7	-0,050	0,820	0,838
V8	0,993	0,508	0,504
V9	-0,066	0,792	0,810
V10	0,953	0,471	0,431
V11	0,058	0,847	0,867
V12	0,967	0,362	0,356
V13	-0,006	0,804	0,834
V14	-0,458	-0,072	0,187
V15	-0,072	0,727	0,784
V16	0,365	0,670	0,579
V17	0,991	0,490	0,462
V18	0,290	0,193	0,351
V19	0,847	0,588	0,480

Таблиця 10: результат експерименту №10

МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ			
	2 сек	5 сек	8 сек
V1	0,769	0,688	0,000
V2	0,743	0,670	0,001
V3	0,253	0,268	0,973
V4	0,244	0,270	0,984
V5	0,264	0,266	0,953
V6	0,248	0,270	0,987
V7	0,703	0,673	0,002
V8	0,254	0,258	0,986
V9	0,656	0,628	0,004
V10	0,186	0,222	0,908
V11	0,751	0,718	0,003
V12	0,127	0,131	0,935
V13	0,695	0,647	0,345
V14	0,035	0,005	0,210
V15	0,615	0,529	0,005
V16	0,336	0,448	0,133
V17	0,213	0,240	0,982
V18	0,124	0,037	0,084
V19	0,230	0,345	0,718

Додаток 6: бокове фото прикладу використання системи 10-20 з роботи Ковтуна Руслана “ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНА РЕЄСТРАЦІЯ РУХОВОЇ АКТИВНОСТІ ПАЦІЄНТА”.