

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 ЗМІН НАПРЯМКУ ПОГЛЯДУ ШЛЯХОМ АНАЛІЗУ
ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ »

Виконав:

студент 4-го курсу
денної форми навчання
спеціальності 105 – Прикладна фізика та наноматеріали
ОП «Електроніка та інформаційні технології в медицині»
Рябко Іван Богданович

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

Роботу викладено на 40 сторінках, вона містить 3 розділи, 31 ілюстрацій, 10 таблиць, 8 використаних джерел.

Об'єктом дослідження є процеси, що формують електроенцефалографічні сигнали (ЕЕГ-сигнали).

Предмет роботи – виявлення особливостей електроенцефалографічних сигналів які корелюють із напрямком погляду.

Мета роботи – знайти такі фактори сигналів за якими можна було б визначити напрямок погляду людини.

Для розв'язку задачі було використано метод головних компонент факторного аналізу з обертанням за методом Варімакс з нормалізацією Кайзера, та канонічний кореляційний аналіз.

Отримано результати – для визначення напрямку погляду, варто для кожного пацієнта проводити по два виміри для кожного напрямку погляду. Наступним кроком проводиться кореляційний аналіз отриманих факторів з факторного аналізу, та виділення основних корелюючих коефіцієнтів навантажень. Надалі, за цими факторами можна визначати напрямок погляду пацієнта.

Виділити спільні фактори для вибірки пацієнтів досить складно, оскільки є відмінності між патернами факторів кожної людини. При виділенні факторів для кожного пацієнта окремо, можна визначати в подальшому напрямок погляду саме для цієї людини.

Ключові слова: факторний аналіз, електроенцефалографія, еег сигнали.

ЗМІСТ

Сторінка

Вступ.....	4
1. Методи реєстрації електроенцефалограм.....	5
1.1. Методи та їх класифікація.....	5
1.2. Типи методів.....	6
1.3. Реєстрація ЕЕГ	8
1.4. Система 10 - 20	9
2. Дослідження електроенцефалограм пацієнтів	12
2.1. Використане програмне забезпечення.....	12
2.2. Артефакти ЕЕГ та метод їх видалення	15
2.3. Факторний аналіз	17
2.4. Визначення підходу	19
2.5. Факторне обертання.....	22
2.6. Перевірка та аналіз кореляцій.....	30
3. Перевірка методу на пацієнті №3.....	36
3.1. Виділення значень факторів що можуть відповідати за напрямок погляду	36
3.2. Дослідження діаграм пацієнта №3	39
Висновки	43
Перелік посилань.....	44

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

1. АЦП - Аналого-цифровий перетворювач
2. DBS - Глибокий електродний реєстратор
3. ECoG - Електрокортикографія
4. EEG - Електроенцефалограма
5. fMRI - Функціональна магнітно-резонансна томографія
6. fNIRS-EEG - Функціональна близькополярна електроенцефалографія
7. МГК - Метод головних компонент
8. МЕЕГ - Магнітоенцефалографія
9. МНК - Метод незалежних компонент
10. Термін "патерн" (англ. pattern) в контексті шаблонів означає загальне розробницьке рішення або шаблон, який може бути використаний для вирішення певних проблем або завдань. Патерн визначає типову структуру, організацію або алгоритм.

ВСТУП

Електроенцефалографічна реєстрація зорової активності – є важливою та актуальною темою в сфері медичних досліджень і клінічної практики. ЕЕГ є невід'ємною частиною досліджень мозку та надає цінну інформацію про функціонування нервової системи.

Зорова активність відіграє важливу роль у розумінні сприйняття, обробки та інтерпретації візуальної інформації. Аналіз зорової активності за допомогою ЕЕГ надає можливість неінвазивно досліджувати реакції мозку на стимули, пов'язані зі зором, що дає змогу вивчати когнітивні процеси, візуальну увагу, сприйняття образів та інші важливі аспекти функціонування мозку.

Зважаючи на можливість виявлення та діагностики різноманітних порушень нервової системи, таких як епілепсія, розлади уваги, психічні розлади та інші нейрологічні та психічні розлади, дослідженням в цій галузі приділяють першочергову актуальність. Розуміння принципів роботи та властивостей мозку людини може привести до створення систем, що в майбутньому поєднають всі переваги людини та комп'ютера.

В роботі буде проведено аналіз існуючих методів реєстрації активності мозку, розглянуто метод електроенцефалографії, запропоновано методіку визначення напрямку погляду шляхом аналізу електроенцефалограм пацієнта.

Завданням даної роботи є створення методіки визначення напрямку погляду людини шляхом аналізу електроенцефалограм.

1. МЕТОДИ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМ

1.1. Методи та їх класифікація

Методи реєстрації сигналів ЕЕГ можна класифікувати на три основні категорії: інвазивні, неінвазивні та напівінвазивні. Кожен з цих методів має свої особливості та застосування в залежності від конкретних медичних потреб.

Інвазивні методи ЕЕГ: Ці методи вимагають проникнення підшкірних електродів безпосередньо в мозок. Зазвичай, це використовується в хірургічних процедурах, таких як електрокортикографія (ЕСоG) або стереоенцефалографія. Інвазивна реєстрація ЕЕГ надає високу роздільну здатність і дозволяє отримати точні дані про активність конкретних ділянок мозку. Однак, вона вимагає хірургічного втручання та не є безпечною для всіх пацієнтів.

Неінвазивні методи ЕЕГ: Ці методи не потребують проникнення підшкірних електродів і є безпечними та необтяжливими для пацієнтів. Найпоширенішим неінвазивним методом є поверхнева електроенцефалографія (sEEG), яка використовує систему електродів, розміщених на зовнішній поверхні шкіри голови пацієнта. Цей метод не втомлює, є неінвазивним та дозволяє отримувати загальну інформацію про електричну активність мозку.

Напівінвазивні методи ЕЕГ: Ці методи поєднують елементи інвазивної та неінвазивної реєстрації. В цьому методі використовують підшкірне введення електродів, для збільшення якості сигналу. Цей метод є менш інвазивним порівняно з повністю інвазивними методами і використовується, наприклад, для лікування певних неврологічних захворювань.

Вибір методу реєстрації ЕЕГ залежить від конкретних медичних потреб, безпеки пацієнта, доступності обладнання та мети проведення дослідження чи діагностики.

1.2. Типи методів

Електроенцефалографія (ЕЕГ) - метод діагностики, що використовується для реєстрації електричної активності мозку. Він дозволяє отримати інформацію про електричні сигнали, які генеруються нейронами в різних частинах мозку.

Під час ЕЕГ зазвичай використовуються електроди, які розміщуються на поверхні шкіри голови пацієнта. Ці електроди реєструють електричні сигнали, які генеруються активністю нейронів у вигляді імпульсів. Отримані сигнали передаються до електроенцефалографа, де вони піддаються аналізу та обробці.

ЕЕГ використовується для вивчення різних аспектів мозкової активності, включаючи зорову активність. Зорова активність пов'язана з обробкою візуальної інформації мозком 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 може бути корисною для діагностики різних патологічних станів, пов'язаних зі зоровою системою, таких як епілепсія, порушення зорового сприйняття, розлади уваги тощо. Також вона використовується в дослідженнях, спрямованих на вивчення функцій мозку та розуміння механізмів сприйняття та обробки зорової інформації.

ЕЕГ є невід'ємною частиною клінічної нейрофізіології та досліджень в області нейронаук. Вона дозволяє отримати об'єктивну інформацію про електричну активність мозку та може бути використана для діагностики, лікування та дослідження різних неврологічних станів та розладів.

Магнітоенцефалографія (МЕЕГ) - є ще одним методом реєстрації активності мозку, зокрема зорової активності. У цьому методі використовуються детектори магнітного поля для реєстрації змін магнітного поля, які виникають внаслідок електричної активності мозку.

МЕЕГ дозволяє отримати детальніші дані про зорову активність, оскільки магнітні поля менше піддаються впливу від тканин голови, ніж електричні поля. Цей метод є неінвазивним і неболісним для пацієнта і може допомогти вивчати зорову активність в реальному часі.

Функціональна близькополярна електроенцефалографія (fNIRS-EEG) - є комбінацією методів електроенцефалографії та функціональної близькополярної спектроскопії (fNIRS). Цей метод дозволяє одночасно вимірювати електричну активність мозку за допомогою ЕЕГ і концентрацію крові та кисню в тканинах мозку за допомогою fNIRS.

fNIRS-EEG надає додаткові можливості для вивчення зорової активності, оскільки поєднує інформацію про електричну активність мозку з метаболічними змінами в ньому. Це може допомогти з'ясувати зв'язки між зоровою активністю та кровообігом в мозку.

В розділі "Методи реєстрації сигналів ЕЕГ" ми детальніше розглянемо ці методи та їх застосування в реєстрації зорової активності пацієнтів. Будуть описані принципи роботи, особливості та переваги кожного методу, а також найновіші дослідження, які використовують ці методи для вивчення зорової активності.

Функціональна магнітно-резонансна томографія (fMRI) - є ще одним потужним методом для дослідження зорової активності мозку. Цей метод вимірює зміни в магнітному полі, що виникають внаслідок кровообігу в окремих ділянках мозку. Використовуючи fMRI, можна виявити активні області мозку, пов'язані з виконанням конкретних завдань або сприйманням різних візуальних стимулів.

fMRI дозволяє отримати образи високої роздільності активності мозку і визначити, які ділянки мозку відповідають за обробку зорової інформації. Цей метод широко використовується в дослідженнях зорової системи та сприймання візуальних стимулів.

1.3. Реєстрація ЕЕГ

Реєстрація та аналіз електроенцефалограм в сучасному світі здійснюється за допомогою комп'ютерних електроенцефалографічних (ЕЕГ) комплексів, що складаються з декількох блоків, які спільно працюють для збирання, підсилення, обробки і аналізу сигналів ЕЕГ. Основні блоки, які зазвичай включені в ЕЕГ комплекси, включають:

Електроди: Це металеві електроди, які розміщуються на поверхні голови пацієнта для реєстрації електричної активності мозку. Електроди забезпечують контакт з шкірою та передають електричні сигнали до наступного блоку.

Підсилювач: Цей блок призначений для підсилення слабких електричних сигналів, які реєструються електродами. Підсилювач допомагає зменшити шум та покращити якість сигналу.

Аналого-цифровий перетворювач (АЦП): Цей блок конвертує аналогові сигнали ЕЕГ в цифровий формат, що дозволяє виконувати обробку на комп'ютері.

Комп'ютер: Комп'ютерна система використовується для зберігання, обробки і аналізу сигналів ЕЕГ. Вона включає спеціалізоване програмне забезпечення для обробки сигналів, візуалізації даних та виконання різноманітних аналітичних завдань.

Програмне забезпечення: Це спеціалізовані програми, які дозволяють обробляти і аналізувати сигнали ЕЕГ. Вони можуть включати функції фільтрації, спектрального аналізу, визначення піків та інших параметрів сигналу.

Монітор або дисплей: Візуалізація сигналів ЕЕГ в режимі реального часу дозволяє спостерігати зміни в електричній активності мозку під час проведення експериментів або в ході діагностики.

Зберігання даних: ЕЕГ комплекси також забезпечують можливість зберігання зареєстрованих сигналів для аналізу і документування.

Ці блоки працюють разом, надаючи можливість здійснювати електроенцефалографічну реєстрацію, аналізувати електричну активність мозку та отримувати важливі дані для діагностики та досліджень.

1.4. Система 10-20

Процес реєстрації ЕЕГ включає в себе розміщення електродів на поверхні голови пацієнта. Система розміщення електродів, яка широко використовується у клінічній практиці, називається системою 10-20. Ця система базується на розміщенні електродів відповідно до певних анатомічних місць на голові.

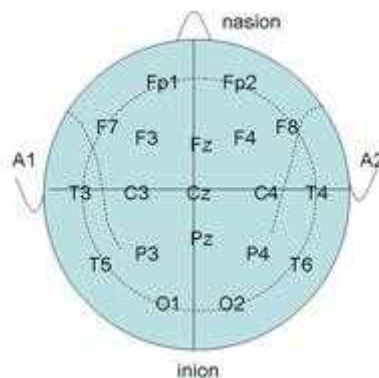


Рисунок 1.1 Розміщення електродів

У системі 10-20 точки розташування електродів визначаються на основі відсоткових відстаней між ключовими анатомічними пунктами на голові пацієнта. Наприклад, для розташування електрода на лобі відсоткова відстань від точки на носі до точки на задньому краю частини голови складає 10% від загальної відстані. Аналогічно, розташування електрода на тім'яній ділянці відповідає 10% відстані від точки на носі до точки на задньому краю частини голови. Це забезпечує стандартизоване розташування електродів для досліджень і діагностики.

Після розміщення електродів сигнали електричної активності мозку фіксуються та реєструються. Електроди підключаються до спеціального

пристрою, який підсилює слабкі електричні сигнали і перетворює їх у числові дані. Ці дані можуть бути збережені для аналізу та інтерпретації.

Реєстрація електроенцефалографічного сигналу (ЕЕГ) дозволяє отримати інформацію про електричну активність мозку. Амплітуда цих сигналів вимірюється в мікрвольтах (μV) і залежить від активності мозку. Зазвичай, нормальна амплітуда сигналів ЕЕГ становить в межах десятків мікрвольтів, але це значення може змінюватися в залежності від фізіологічного та патологічного стану мозку.

Реєстрація ЕЕГ є безпечною та неінвазивною процедурою, що допомагає виявляти різноманітні аномалії та стани мозку. Завдяки ЕЕГ можна виявити епілептичні приступи, розлади сну, порушення пам'яті та інші нейрологічні стани. Результати реєстрації ЕЕГ можуть бути використані для діагностики, лікування та моніторингу пацієнтів з різними мозковими розладами.



Рисунок 1.2 Розташування електродів за системою 10 – 20 вигляд збоку



Рисунок 1.3 Розташування електродів за системою 10 – 20 вигляд спереду

Для реєстрації ЕЕГ сигналу, який має низьку амплітуду (10^{-4} – 10^{-6} В), необхідно використовувати підсилювачі змінного струму. Ці підсилювачі допомагають збільшити амплітуду сигналу до рівня, який можна якісно зареєструвати. Сучасні комп'ютерні електроенцефалографічні комплекси використовують персональні комп'ютери, що дає змогу одночасно записувати сигнал та відображати його на моніторі в режимі реального часу.

Однак, для обробки сигналу комп'ютером, необхідно перевести його з аналогової форми до цифрової. Цей процес, відомий як цифрування сигналу, що включає періодичне вимірювання амплітуди сигналу та передачу цих даних до комп'ютера. Таким чином, отриманий електроенцефалографічний сигнал може бути збережений у комп'ютері та підданий обробці за допомогою різноманітних математичних методів.

Завдяки комп'ютерним електроенцефалографічним комплексам, вчені та медичні спеціалісти мають зручну та ефективну можливість реєструвати та обробляти електроенцефалограми. Ці системи надають детальну інформацію про електричну активність мозку, що дозволяє проводити дослідження, діагностику та моніторинг пацієнтів.

2. ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМ ПАЦІЄНТІВ

2.1. Використане програмне забезпечення

В даній дипломній роботі для дослідження електроенцефалограм пацієнтів буде використано програмне забезпечення IBM SPSS Statistics, EEGLab, NeuroCom standart.

IBM SPSS Statistics є програмним забезпеченням для аналізу даних і статистичного моделювання. Розроблена компанією IBM, вона надає широкий набір інструментів для збору, організації, аналізу та інтерпретації даних. Програмне забезпечення IBM SPSS Statistics дозволяє користувачам проводити різноманітні статистичні аналізи, включаючи описову статистику, кореляційний аналіз, регресійний аналіз, аналіз дисперсії, факторний аналіз, кластерний аналіз та багато інших. Крім того, він надає можливість виконувати складні статистичні моделі та проводити прогнозування на основі наявних даних.

Однією з переваг IBM SPSS Statistics є потужність і гнучкість у роботі з великими обсягами даних. Програмне забезпечення може ефективно опрацьовувати великі набори даних і здійснювати складні статистичні аналізи навіть при наявності багатьох змінних. Крім того, IBM SPSS Statistics має широкий набір статистичних методів і алгоритмів, що дозволяють проводити різноманітні аналізи і моделювання даних. Програмне забезпечення також надає можливість використовувати графіки і візуалізації для представлення результатів аналізу даних. Використання графіків допомагає в зрозумінні залежностей і взаємозв'язків між змінними, а також візуально представити результати дослідження.

Однак, на жаль, програмне забезпечення IBM SPSS Statistics має і свої мінуси, а саме - високу вартість ліцензій та складність в освоєнні для новачків. Ці два аспекти можуть бути обмежуючими факторами для деяких користувачів.

З огляду на роботу, для виконання завдання в повному обсязі довелося використовувати 4 комп'ютери, оскільки після вичерпання безкоштовної 30 – ти денної ліцензії неможливо використати інший акаунт на тому самому приладі.

Перш за все, вартість ліцензій на IBM SPSS Statistics може бути значною, особливо для студентів, дослідників або невеликих організацій з обмеженим бюджетом. Це може створити перешкоду для доступності програми і обмежити її використання.

Окрім цього, програмне забезпечення IBM SPSS Statistics не є універсальним рішенням для всіх видів досліджень і аналізу даних. У деяких випадках можуть виникати обмеження або необхідність використовувати інші спеціалізовані програми або методи аналізу.

Таким чином, хоча IBM SPSS Statistics має свої переваги, важливо також враховувати його вартість та складність в освоєнні. Загалом, переваги IBM SPSS Statistics полягають в його потужності, гнучкості, широкому спектрі статистичних методів і можливостей візуалізації даних, що дозволяють користувачам ефективно аналізувати інформацію і отримувати обґрунтовані результати для прийняття рішень.

EEGLab є програмним забезпеченням для аналізу електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів. Це потужний і популярний інструмент, розроблений для обробки, візуалізації та аналізу даних, отриманих з електроенцефалографії.

Однією з головних переваг EEGLab є його широкий функціонал, який дозволяє виконувати різноманітні операції з ЕЕГ-даними. Він надає можливість імпортувати дані з різних форматів, виконувати фільтрацію та очищення сигналу, розраховувати спектральні характеристики, виконувати часові та просторові аналізи, визначати події та багато іншого

Крім того, EEGLab є відкритим програмним забезпеченням, що означає, що його вихідний код доступний для користувачів. Це дає можливість розробникам

вносити зміни, доповнення та вдосконалення програми згідно зі своїми потребами.

Незважаючи на свої переваги, EEGLab також має деякі недоліки. Один з них полягає в тому, що програма вимагає певного рівня технічних знань для ефективного використання. Також варто зазначити, що EEGLab має деякі обмеження щодо обробки великих обсягів даних. При роботі з великими наборами ЕЕГ-даних або високошвидкісними записами швидкість обробки може бути обмеженою, що може вплинути на продуктивність програми.

Отже, EEGLab має деякі обмеження, пов'язані з технічними вимогами та вимогами до користувача. Перед використанням програми варто оцінити свої навички та можливості комп'ютерної системи для ефективного використання програми.

NeuroCom Standart є спеціалізованою програмою для роботи з електроенцефалографами NeuroCom, зокрема 19-канальними. Програма дозволяє збирати, аналізувати і обробляти електроенцефалографічні дані, отримані за допомогою 19-канального електроенцефалографа NeuroCom. Вона надає користувачам можливість візуалізувати та інтерпретувати електроенцефалографічні сигнали, проводити аналіз різних параметрів і характеристик мозкової активності, а також виконувати спеціалізовані обробки і обчислення.

Однією з основних переваг NeuroCom Standart є його спеціалізація на роботу з 19-канальними електроенцефалографами. Програма має оптимізований інтерфейс та функціонал, які спеціально адаптовані до особливостей цих пристроїв.

Проте, важливо зазначити, що NeuroCom Standart обмежений використанням лише з електроенцефалографами NeuroCom та несумісний з іншими пристроями. Крім того, користувачам може знадобитися додаткова підготовка та навчання для ефективного використання програми та її функціоналу.

2.2. Артефакти ЕЕГ та метод їх видалення

Існує різноманітність підходів до вирішення проблеми артефактів в сигналі ЕЕГ, проте кожен з них має свої обмеження та недоліки, і саме це робить цю проблему актуальною [1]. Один з найпоширеніших та простих методів вирішення цього завдання - візуальна ідентифікація артефактів та їх ручне видалення з запису ЕЕГ. Незважаючи на поширеність цього методу, він має певні недоліки, такі як великий обсяг ручної роботи та значна втрата даних, призначених для аналізу, оскільки видаляються цілі фрагменти багатоканального запису.

Артефакти можуть бути різної природи – фізичної або фізіологічної. Перші з них викликані зовнішніми електричними полями, натомість другі генеруються біологічними тканинами, відмінними від головного мозку.

Найпоширеніші артефакти в ЕЕГ людини зображені на рисунку 2.1.

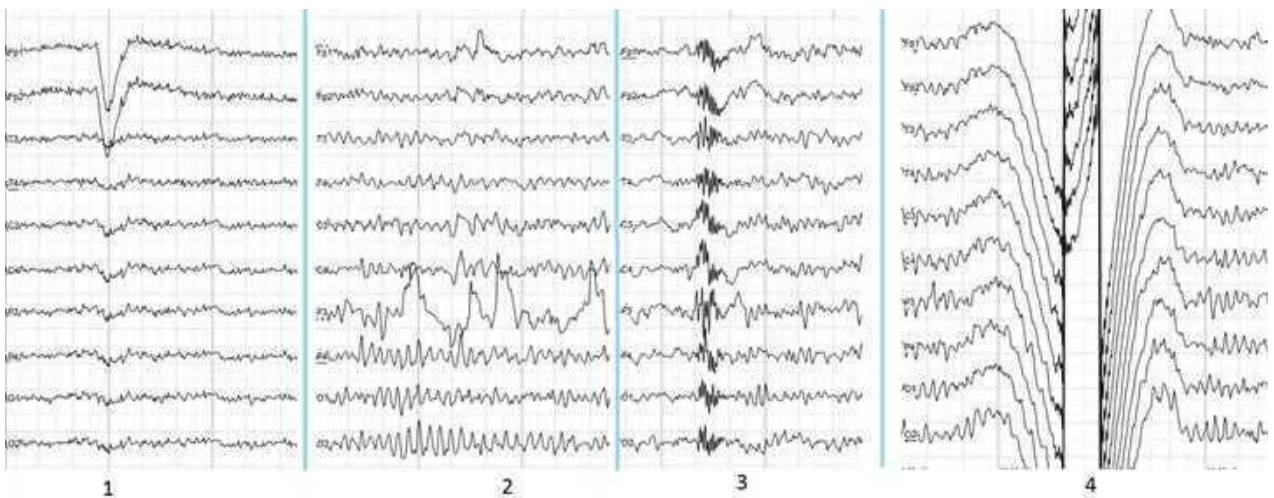


Рисунок 2.1 - Зображення артефактів

- 1) Електроокулографічний артефакт, що викликаний збудженням м'язів очного яблука (наприклад, пов'язаний з миганням). Велика амплітуда, повільна, позитивна хвиля, видна у фронтальних електродах [1].
- 2) Артефакт електрода, що викликаний поганим контактом (більшим імпедансом) між електродом і шкірою [1].

- 3) Артефакт що виникає при ковтанні [1].
- 4) Артефакт загального опорного електрода, викликаний поганим контактом електрода порівняння і шкіри [1].

В останні роки особливу популярність набули методи, що базуються на лінійному розкладанні сигналу ЕЕГ на компоненти, такі як метод головних компонент (МГК) та метод незалежних компонент (МНК) [1;2]. Використання МГК не є ефективним для виділення компонентів сигналу ЕЕГ, що походять від мозкових та позамозкових джерел з однаковою амплітудою. Тим не менш, його часто використовують як першу стадію обробки ЕЕГ з метою зменшення розмірності даних перед застосуванням МНК [5]. Навпаки, метод незалежних компонент є потужним і ефективним інструментом для видалення артефактів з сигналу ЕЕГ [1;2].

Метод незалежних компонент (МНК) є обчислювальним методом обробки багатоканального сигналу, який ґрунтується на представленні кожного окремого сигналу як лінійної комбінації статистично незалежних компонент [5]. Нехай N -канальний сигнал ЕЕГ, отриманий з масиву електродів, розміщених на шкірі голови, буде представлений наступним чином:

$$v(t) = [v_1(t), v_2(t), \dots, v_N(t)]^T \quad (2.1)$$

де кожен окремий сигнал $s(t)$ є лінійною комбінацією N невідомих та статистично незалежних компонент:

$$s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T \quad (2.2)$$

Метод незалежних компонент полягає у знаходженні матриці W , яка задовольняє умову:

$$s(t) = W * v(t) \quad (2.3)$$

Застосовуючи метод МНК, можна перетворити ЕЕГ у набір складових компонент, які відповідають мозковим та позамозковим джерелам, і проаналізувати їх незалежно. Цього можна досягти шляхом корекції коефіцієнтів артефактних компонент у матриці розкладення W , а саме роблячи їх нульовими. Після множення компонентних сигналів на скориговані коефіцієнти і розв'язання прямої задачі ЕЕГ з використанням формули (1.3), отримуємо сигнали ЕЕГ без артефактних компонентів, що забезпечує можливість аналізу “чистих” сигналів без будь – яких артефактів.

Таким чином, метод МНК є ефективним методом видалення артефактів з сигналу ЕЕГ [5].

2.3. Факторний аналіз

Факторний аналіз - це багатовимірний статистичний метод, який використовується для вивчення взаємозв'язків між змінними та виявлення прихованих факторів, які пояснюють спостережувані залежності. Основна мета факторного аналізу - знайти складові, які лежать в основі набору спостережень та пояснюють їх змінність. Це дозволяє зменшити розмірність даних, зрозуміти структуру даних та виявити ключові фактори, які впливають на залежні змінні.

Факторний аналіз завше використовується для зниження розмірності даних, для знаходження деяких факторів, з допомогою яких можна пояснити більшу частину дисперсії, що виявлена для значно більшої кількості явних змінних.

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

Факторне навантаження - це міра взаємозв'язку між фактором та змінною. Вона вказує, наскільки сильно кожна змінна пов'язана з конкретним фактором. Факторне навантаження може бути позитивним або негативним, вказуючи на напрямок та силу залежності. Високі значення факторного навантаження

вказують на значущий вплив фактора на змінну. Власне значення (міра прояви) фактора у окремого об'єкта називається факторною вагою об'єкта по даного фактору.

Процес стохастичного факторного аналізу складається з трьох основних етапів. Перш за все, проводиться підготовка коваріаційної (або кореляційної) матриці, яка відображає ступінь взаємозв'язку між змінними. Наступним кроком є виділення початкових ортогональних векторів, які є основними факторами. Ці вектори вибираються таким чином, щоб вони пояснювали максимальну частку варіації вихідних даних. Нарешті, застосовується процедура обертання факторів з метою отримання остаточного рішення, яке найкраще пояснює залежності між змінними [4].

Стохастичний факторний аналіз дозволяє виявити приховані фактори, розробити моделі, спрощені у порівнянні з вихідними даними, та зрозуміти взаємозв'язки між змінними. Цей метод широко використовується в соціальних науках, психології, маркетингу, фінансах та інших галузях, де важливо аналізувати складні дані та виявляти основні фактори, що впливають на результати спостережень.

Підготовка до факторного аналізу[4]. При підготовці до факторного аналізу одним з перших кроків є обчислення коваріаційної або кореляційної матриці змінних. Ці матриці використовуються для визначення ступеня взаємозв'язку між змінними, що є важливим для використання в факторному аналізі.

Коваріаційна матриця є квадратною матрицею, де елемент C_{ij} відповідає коваріації між змінними X_i та X_j . Формула для обчислення коваріаційної матриці має наступний вигляд[5]:

$$C = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(X_i - \bar{X})^T \quad (2.4)$$

n - кількість спостережень, X_i – вектор спостережень для змінної i , \bar{X} – вектор середніх значень змінних.

Кореляційна матриця є симетричною і нормалізованою версією коваріаційної матриці, де кожен елемент R_{ij} відображає коефіцієнт кореляції між змінними X_i та X_j . Формула для обчислення кореляційної матриці має наступний вигляд[5]:

$$R = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n \left(\frac{X_i - \bar{X}}{\sigma_X} \right) \left(\frac{X_i - \bar{X}}{\sigma_X} \right)^T \quad (2.5)$$

де σ_X - стандартне відхилення змінної X .

Ці формули дозволяють обчислити коваріаційну або кореляційну матрицю, яка відображає ступінь взаємозв'язку між змінними та використовується для аналізу в рамках факторного аналізу[5].

2.4. Визначення підходу

В даній роботі проводиться дослідження, спрямоване на визначення залежності між напрямком погляду та електроенцефалограмою (ЕЕГ).

Електроенцефалограми знімаються на 19 – ти каналному електроенцефалографі «Нейроком», відповідно електроди накладені за схемою 10-20. Сигнали експортуються у форматі .txt. Кожен стовбець відповідає певному електроду. Частота дискретизації сигналу становить 500 Гц.

Підхід полягає у використанні п'яти напрямків погляду (верх, низ, ліво, право, центр) та аналізі ЕЕГ сигналів, отриманих під час спрямованого погляду в кожному з цих сторін. Кожен пацієнт бере участь у двох дослідженнях, що дозволяє нам отримати два набори ЕЕГ сигналів для аналізу. Наступним кроком є виділення факторів з матриць компонентів, що складаються з коефіцієнтів навантажень (factor loadings).

Для розв'язання задачі припустимо, що в матриці компонент фактори будуть мати певні відмінності в залежності від напрямку погляду. Використовуючи ці відмінності розробимо методику визначення напрямку погляду.

Щоб перевірити працездатність припущення треба виділити ключові фактори, та дослідити при яких значеннях вони відповідають певним напрямкам погляду. Для перевірки ми виділяємо ключові фактори для двох пацієнтів, що можуть відповідати за напрямком погляду, та проводимо тестове дослідження для третього пацієнта, для перевірки гіпотези. Тобто за спільними ключовими факторами для перших двох пацієнтів спробуємо визначити напрямком погляду для третього.

Оскільки пацієнтами помічено погіршення самопочуття під час спостереження за певним напрямком, вирішено змінити час запису кожного виміру з 60 секунд до 30 секунд. (програма NeuroCom Standart [6]). Перед аналізом електроенцефалограм проведено режекцію основних артефактів в програмі EEGLab [7].

Наступним кроком є складання кореляційних матриць в програмі IBM SPSS Statistics, завдяки яким, автоматизовано отримуємо матриці компонентів, що складаються з коефіцієнтів навантажень (factor loadings) для кожного напрямку погляду.

В матриці компонент виділяємо 4 компоненти для кожного напрямку погляду.

Таблиця 2.4.1 – результати обчислення матриці компонент для напрямку “центр”, дослідження №1, пацієнта №1.

Матриця компонентів				
Фактори	Компонента			
	1	2	3	4
F1	0,1168	0,7486	0,2385	0,5652
F2	0,2172	0,8572	0,3638	0,1705
F3	0,9549	0,1997	0,153	0,0051
F4	0,9605	0,1804	0,1939	0,0037
F5	0,8779	0,293	0,1695	0,2567
F6	0,4019	0,7792	0,4407	0,0921
F7	0,4939	0,8157	0,2399	0,0064
F8	0,6463	0,61	0,3814	0,0958
F9	0,9597	0,1873	0,1942	0,0054
F10	0,67	0,1229	0,4652	0,1374
F11	0,3921	0,8885	0,147	0,0828
F12	0,8969	0,3252	0,0191	0,0478
F13	0,5472	0,7774	0,2836	0,0691
F14	0,9355	0,2041	0,1464	0,0067
F15	0,3653	0,8972	0,125	0,1601
F16	0,9278	0,1813	0,0794	0,1642
F17	0,6922	0,5712	0,3417	0,034
F18	0,9123	0,1961	0,3484	0,0582
F19	0,386	0,8908	0,1476	0,1341

2.5. Факторне обертання

Оскільки з компонент тільки перша для має значення навантажень більше 0.9, для досліджень будемо використовувати її. Для максимізації дисперсії і спрощення структури факторів використовуємо факторне обертання.

Обертання факторів [4]. **Обертання** - це спосіб перетворення факторів, отриманих на попередньому етапі, в більш осмислені [4]. Факторні осі можуть обертатися для максимізації дисперсії, щоб більш тісно відповідати змінам і тому стати більш значущим. Відносні зв'язки між змінними зберігаються.

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.

Факторне обертання є перехід від однієї системи координат до іншої при відомих координатах в одній системі (первинні фактори) і ітеративно підібраних координатах в іншій системі (вторинних факторів).

При отриманні вторинної структури, прагнуть перейти до такої системи координат, щоб провести через точки (об'єкти) якомога більше осей, щоб якомога більше проекції (і відповідно навантажень) були нульовими Рис 1.3. При цьому можуть зніматися обмеження ортогональності і зменшення значущості від першого до останнього факторів, характерні для первинної структури. Вторинна структура є більш простою, ніж первинна, і тому більш цінна [4].

Схема обертання факторів включає кілька критеріїв та правил, які допомагають отримати більш просту та зрозумілу структуру факторів.

Визначимо поняття простої структури. Нехай r - число (загальних) факторів первинної структури, V - матриця вторинної структури, що складається з навантажень (координат) вторинних факторів (рядок - змінна з R , стовпець - вторинний фактор).

1. У кожному рядку матриці V повинен бути принаймні один нульовий елемент. Це забезпечує те, що кожна змінна не впливає на всі фактори і дозволяє відрізнити їх.

2. Кожний стовпець матриці V повинен містити не менше r нульових елементів, де r - кількість загальних факторів. Це спрощує структуру та зменшує кількість навантажень у кожному стовпці.

3. В одній парі стовпців матриці V повинно бути кілька нульових навантажень у тих же самих позиціях, де для іншого стовпця вони ненульові. Це допомагає відрізнити фактори один від одного та поліпшує їх інтерпретованість.

4. При наявності більше 4 факторів, в кожній парі стовпців повинно бути кілька нульових навантажень в одних і тих же рядках. Це спрощує структуру та робить її більш зрозумілою.

5. Для кожної пари стовпців має бути якомога менше великих навантажень в одних і тих же рядках. Це допомагає зменшити складність структури та полегшує інтерпретацію факторів.

За досягненням простої структури, де кожна змінна має факторну складність 1, а кожен фактор має значні навантаження принаймні у трьох змінних, полегшується їх інтерпретація та розуміння впливу факторів.

Найпростіша структура включає ситуацію, де кожна змінна має лише один фактор, який на неї впливає та надає факторне навантаження. Це означає, що кожна змінна є характеристикою лише одного фактора. На практиці така ідеальна структура є малоймовірною, оскільки зазвичай змінні можуть мати вплив декількома факторами одночасно.

Тому ми намагаємося наблизитися до простої структури за допомогою різних методів. Ми хочемо знайти такі комбінації факторів та змінних, щоб структура стала більш зрозумілою та легко інтерпретованою.

Існує емпіричне правило, що для кожного фактора повинно бути принаймні три змінних, які мають значне навантаження на цей фактор. Це допомагає

забезпечити вагомий вплив фактора на дані та робить його інтерпретацію більш вірогідною.

Після отримання власних векторів, **метод Варімакс** використовується для обертання факторів для максимізації дисперсії однієї головної компоненти[4].

У пакеті IBM SPSS Statistics, формула для методу Варімакс, який використовується для обертання факторів у методі головних компонент, відрізняється від загальної формули, що була наведена раніше. У SPSS Statistics використовується алгоритм Quartimax, який також виконує обертання факторів для максимізації дисперсії[5].

Формула для методу Варімакс у SPSS Statistics виглядає наступним чином:

$$Varimax\ criterion = \frac{1}{p} \sum_{j=1}^p (\sum_{i=1}^d [(\sum_{k=1}^p v_{ik}^2) \cdot (r_{ij}^2 - \frac{1}{p} \sum_{k=1}^p v_{ik}^2)])^2 \quad (2.6)$$

де:

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

Ця формула виражає критерій Варімакс у IBM SPSS Statistics, який вимагає максимізації квадратів зважених значень коефіцієнтів кореляції, з урахуванням власних векторів та нормалізації[4].

Важливо зауважити, що ця формула є специфічною для використання в пакеті IBM SPSS Statistics. У разі використання інших статистичних пакетів або програм, можуть бути застосовані інші формули для методу Варімакс[5].

Після обертання матриць компонент за методом Варімакс з нормалізацією Кайзера отримуємо обернуті матриці компонент:

Таблиця 2.5.1 – результати обертання за методом Варімакс з нормалізацією Кайзера матриці компонент для напрямку “центр”, дослідження №1, пацієнта №1.

Обернута матриця компонент	
Фактори	Компонента
	1
F1	0,118084222
F2	0,138882531
F3	0,912447619
F4	0,935191468
F5	0,588158967
F6	0,241372586
F7	0,144696977
F8	0,451157686
F9	0,936005632
F10	0,82645571
F11	0,09726085
F12	0,79780281
F13	0,175059658
F14	0,893577072
F15	0,086564988
F16	0,698507282
F17	0,500308116
F18	0,979317393
F19	0,092612457

Після обертання, матриці набувають наступного вигляду. Можна побачити що за рахунок цього, відбулось збільшення значень коефіцієнтів навантажень факторів що мали більш вагомні внески. Навпроти, значення коефіцієнтів що мали

досить низьку вагу були знижені. В результаті ми отримуємо фактори що мають вагу за різних значень для певних напрямків погляду.

Наступним кроком є складання таблиць в рамках одного дослідження, що мають включати по одній компоненті з кожного напрямку погляду:

Таблиця 2.5.2 – результат дослідження №1, пацієнта №1.

Обернута матриця компонент					
	центр	низ	ліво	право	верх
F1	0,118	0,089	0,383	0,168	0,059
F2	0,139	0,152	0,465	0,229	0,120
F3	0,750	0,936	0,955	0,909	0,865
F4	0,635	0,863	0,949	0,976	0,870
F5	0,788	0,953	0,932	0,849	0,871
F6	0,241	0,354	0,267	0,375	0,207
F7	0,145	0,162	0,212	0,130	0,156
F8	0,451	0,358	0,380	0,527	0,336
F9	0,936	0,973	0,954	0,815	0,951
F10	0,526	0,077	0,328	0,409	0,047
F11	0,097	0,108	0,155	0,082	0,105
F12	0,798	0,805	0,728	0,939	0,693
F13	0,175	0,224	0,113	0,147	0,229
F14	0,894	0,926	0,824	0,950	0,644
F15	0,087	0,086	0,051	0,047	0,084
F16	0,878	0,843	0,916	0,956	0,930
F17	0,500	0,332	0,405	0,489	0,314
F18	0,919	0,957	0,941	0,972	0,887
F19	0,093	0,129	0,089	0,063	0,119

Таблиці результатів досліджень пацієнтів наведені в Додатках.

За результатами досліджень для пацієнтів будують діаграми відношення ваги факторів до напрямку погляду:

Пацієнт №1

Дослідження №1

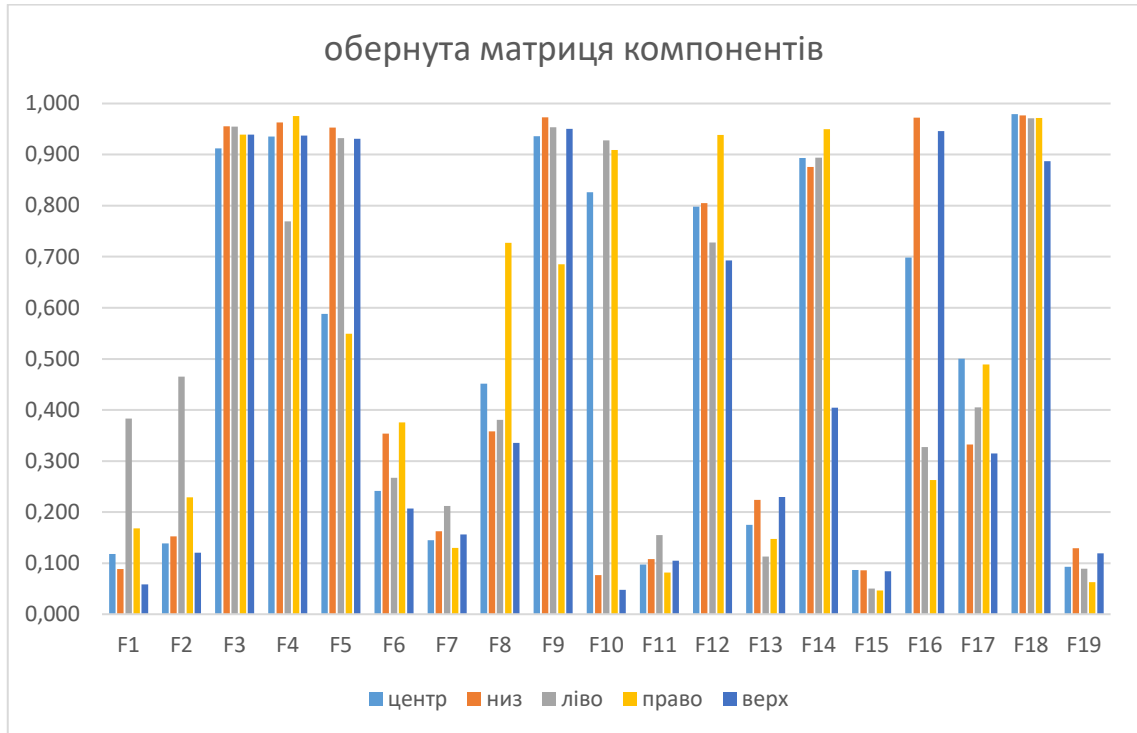


Рисунок 2.2 Діаграма навантажень після обертання

Дослідження №2

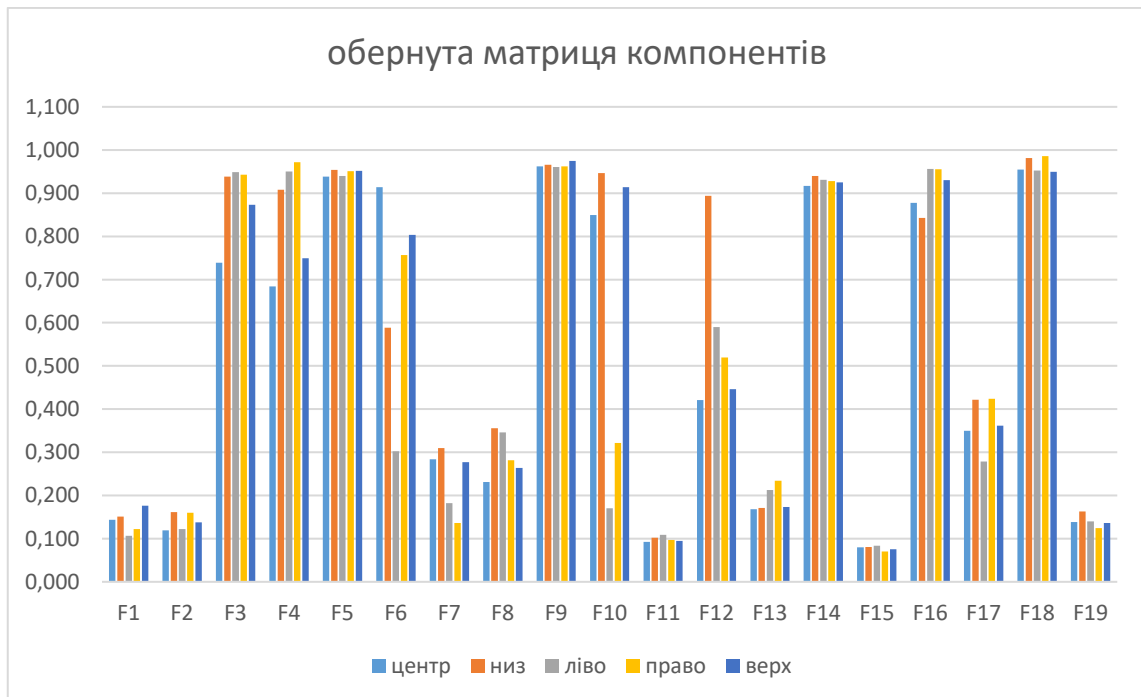


Рисунок 2.3 Діаграма навантажень після обертання

Пацієнт №2

Дослідження №1

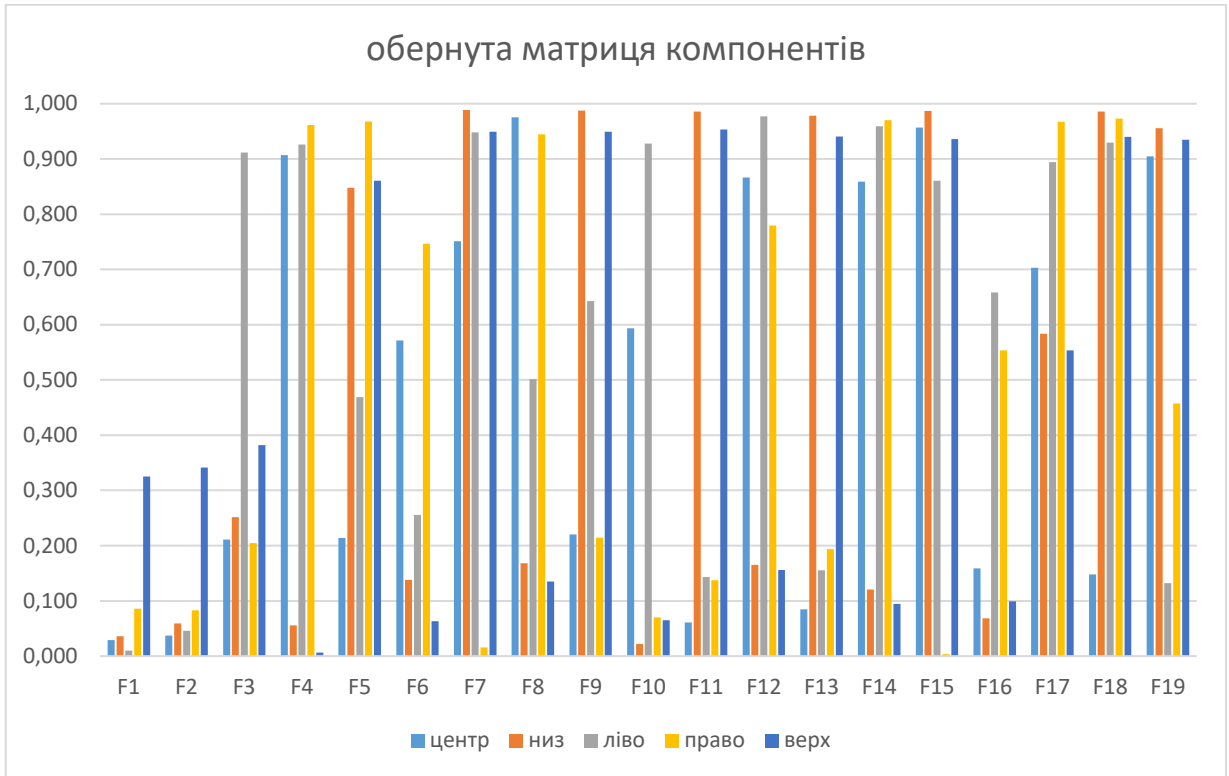


Рисунок 2.4 Діаграма навантажень після обертання

Дослідження №2

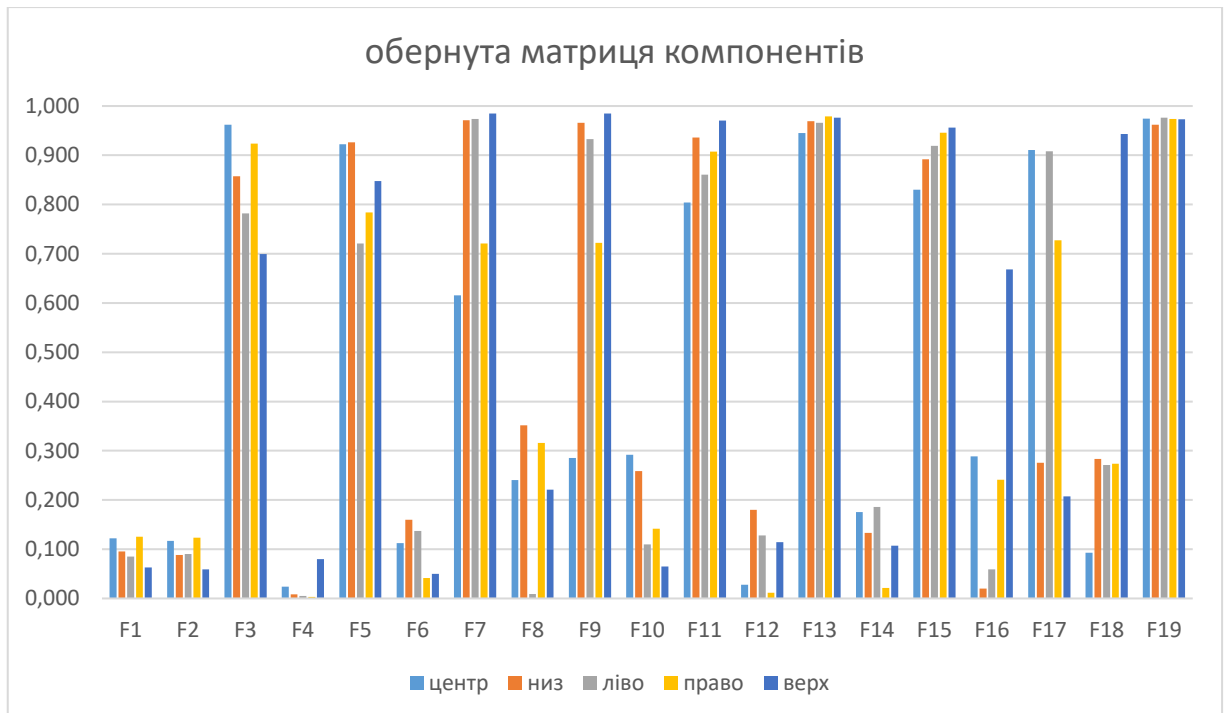


Рисунок 2.5 Діаграма навантажень після обертання

Пацієнт №3

Дослідження №1

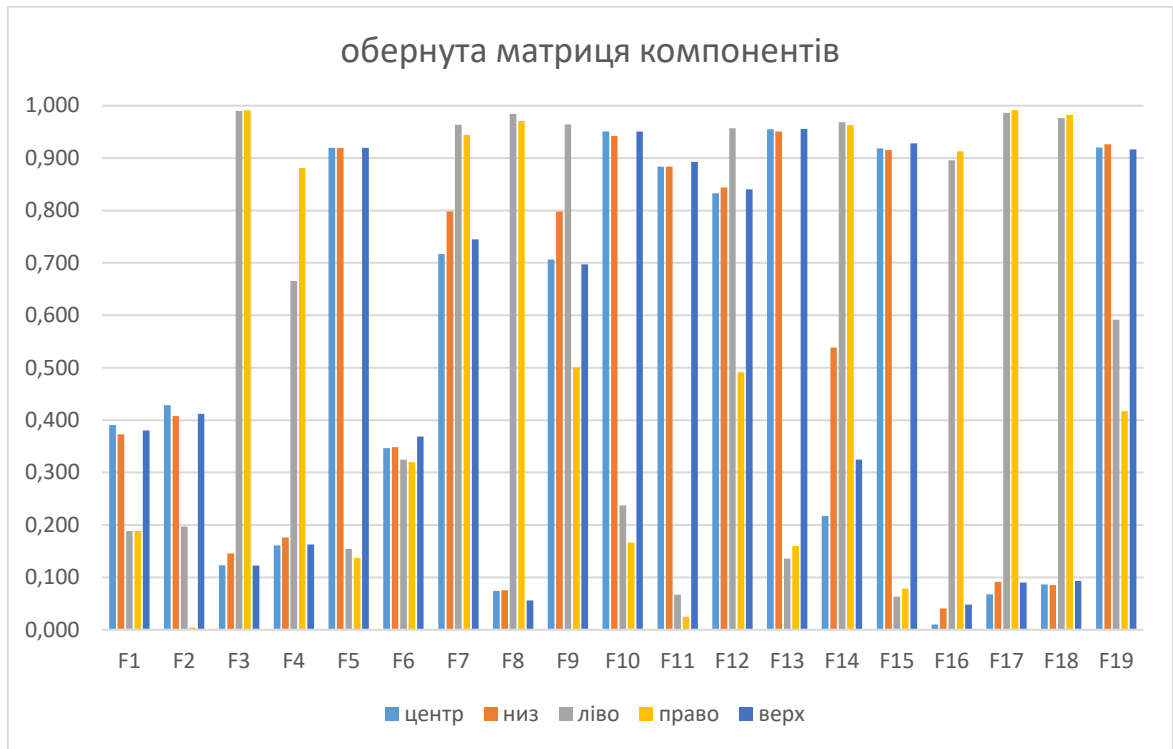


Рисунок 2.6 Діаграма навантажень після обертання

Дослідження №2

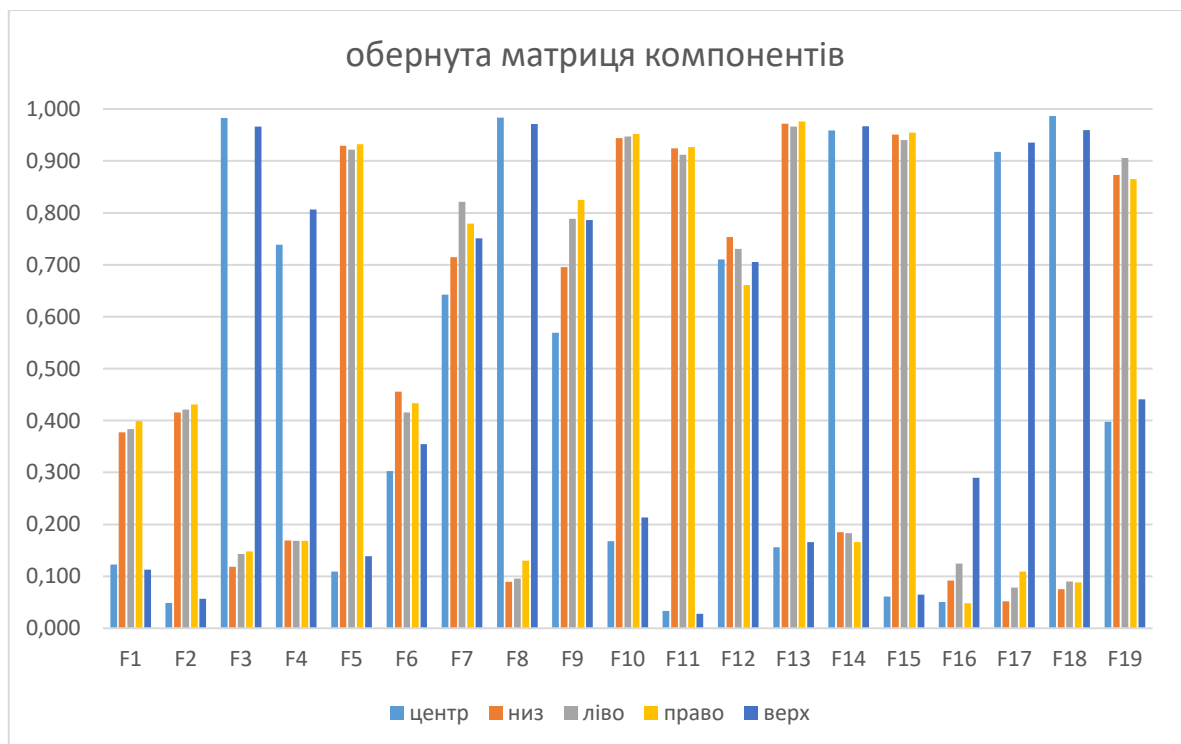


Рисунок 2.7 Діаграма навантажень після обертання

2.6. Перевірка та аналіз кореляцій

На діаграмах якісно спостерігаємо кореляцію між патернами досліджень в рамках одного пацієнта. Для підтвердження цього припущення проведемо канонічний аналіз кореляцій в програмі IBM SPSS Statistics.

Кореляція Пірсона (Pearson correlation) є мірою статистичного зв'язку між двома неперервними змінними. Вона вимірює ступінь лінійної залежності між цими змінними і приймає значення від -1 до 1.

Значення +1 означає позитивну лінійну кореляцію, тобто при збільшенні однієї змінної інша змінна також збільшується пропорційно.

Значення -1 вказує на негативну лінійну кореляцію, при якій збільшення однієї змінної пов'язане зі зменшенням іншої змінної у пропорційній мірі.

Значення 0 означає відсутність лінійної кореляції між змінними.

Чим ближче значення кореляції до 1 або -1, тим сильніший зв'язок між змінними. Якщо значення близьке до 0, то зв'язок між змінними слабкий або відсутній.

Важливо відзначити, що кореляція Пірсона вимірює лише лінійні зв'язки і не враховує можливі нелінійні зв'язки між змінними. Також варто пам'ятати, що кореляція не обов'язково означає причинно-наслідковий зв'язок між змінними, а лише вказує на ступінь їх взаємозв'язку.

Таблиця 2.6.1 – результат аналізу кореляцій між дослідженнями в рамках пацієнтів.

кореляції між дослідженнями					
	центр	низ	ліво	право	верх
Пацієнт №1	0,795	0,849	0,742	0,675	0,719
Пацієнт №2	-0,061	0,829	-0,46	-0,375	0,882
Пацієнт №3	-0,562	0,966	0,581	-0,746	-0,57

Проведемо аналіз отриманих значень кореляції Пірсона.

Пацієнт №1

Існує позитивна кореляція між деякими напрямками в рамках двох досліджень. Значення 0,795, 0,849 та 0,719 вказують на сильну позитивну кореляцію між факторами що відповідають за спільний напрямок.

Значення 0,742 також вказує на деяку позитивну кореляцію, але вона може бути меншою, ніж у попередніх випадках.

Значення 0,675 може вказувати на помірну позитивну кореляцію.

Пацієнт №2

Значення -0,061, -0,46 та -0,375 свідчать про негативну кореляцію між напрямками. Це означає, що при збільшенні одного значення, інше значення зменшується.

Значення 0,829 та 0,882 свідчить про позитивну кореляцію між відповідними напрямками. Це означає, що при збільшенні одного значення, інше значення також збільшується.

Пацієнт №3

Значення -0,562, -0,746 та -0,57 свідчать про негативну кореляцію між відповідними напрямками. Це означає, що при збільшенні одного значення, інше значення зменшується.

Значення 0,966 та 0,581 свідчать про позитивну кореляцію між відповідними напрямками. Це означає, що при збільшенні одного значення, інше значення також збільшується.

Для детального дослідження будемо діаграми залежності навантажень факторів від однакових напрямків погляду в рамках двох досліджень для одного пацієнта. Значення нормуємо по 0.85, для визначення головних компонент.

Пацієнт №1

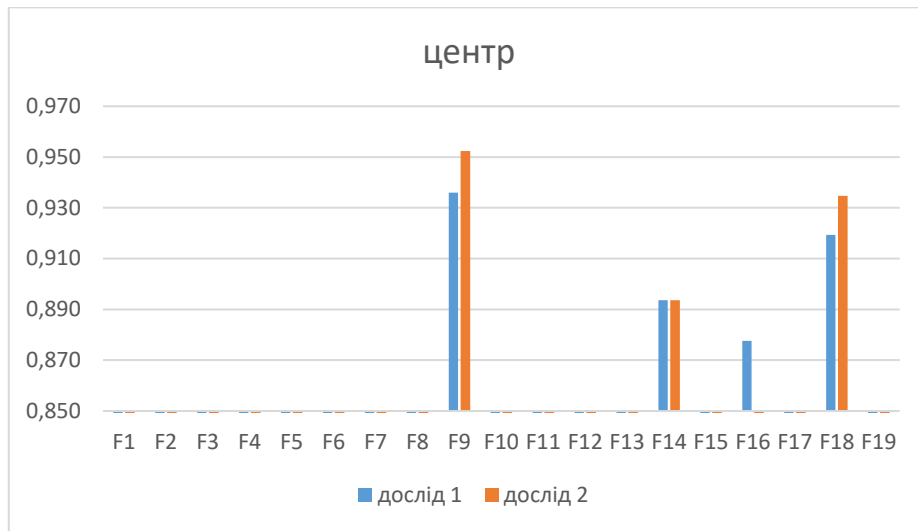


Рисунок 2.8 Діаграма навантажень для напрямку “центр”

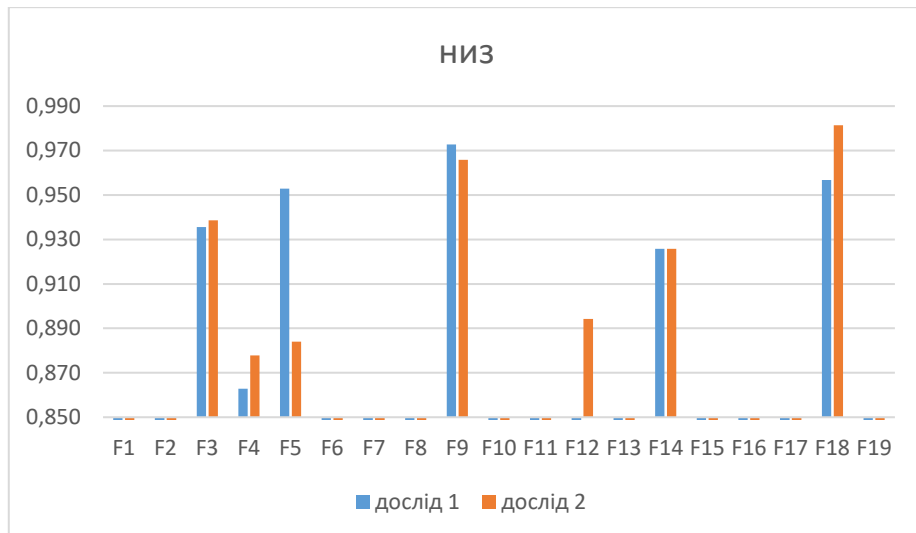


Рисунок 2.9 Діаграма навантажень для напрямку “низ”

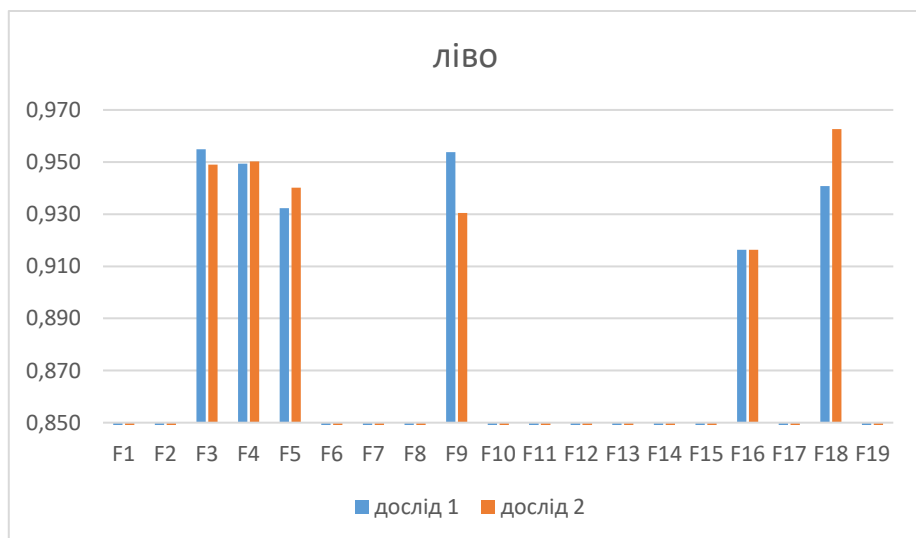


Рисунок 2.10 Діаграма навантажень для напрямку “ліво”

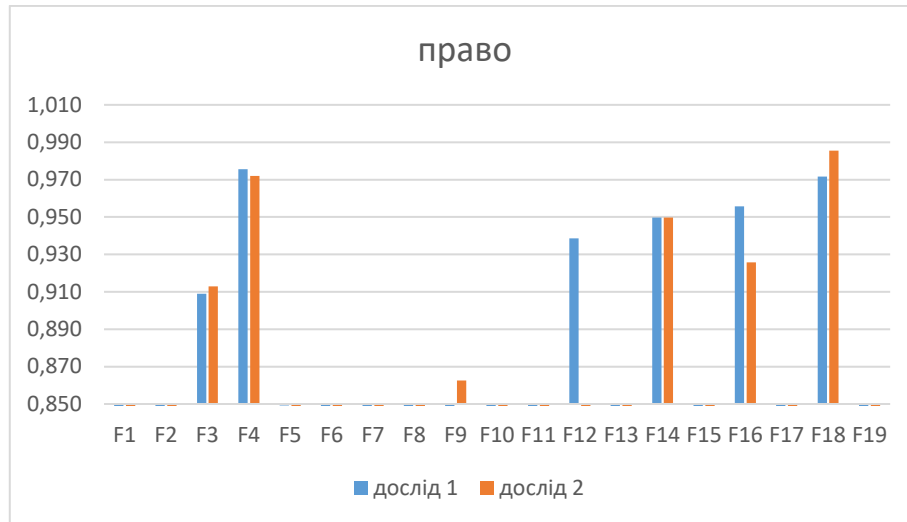


Рисунок 2.11 Діаграма навантажень для напрямку “право”

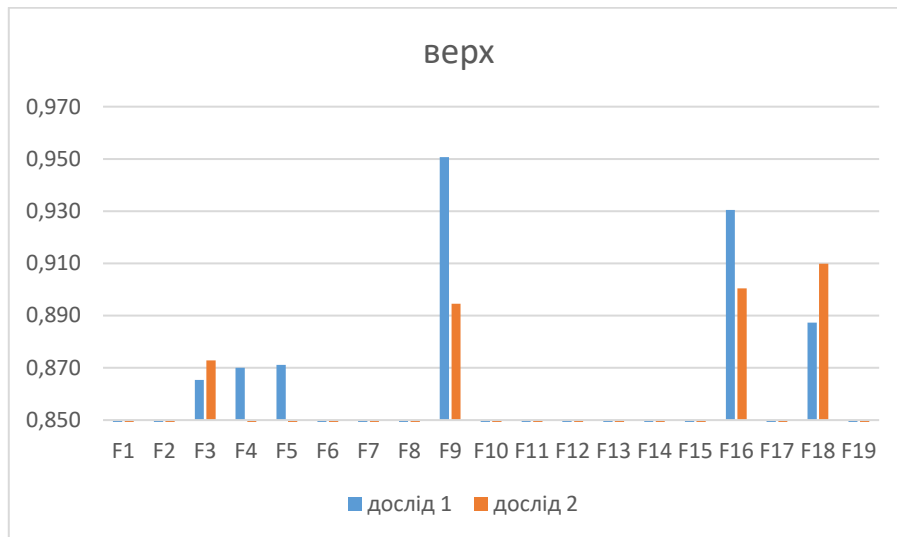


Рисунок 2.12 Діаграма навантажень для напрямку “верх”

Пацієнт №2

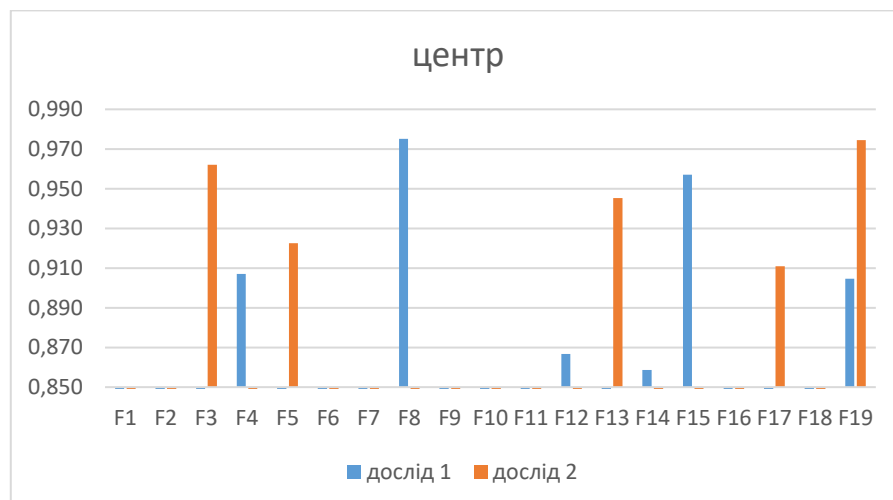


Рисунок 2.13 Діаграма навантажень для напрямку “центр”

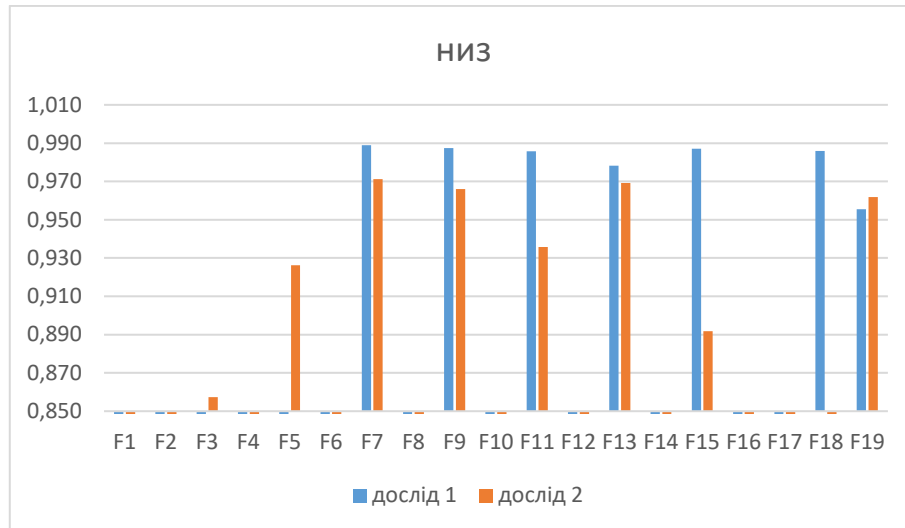


Рисунок 2.14 Діаграма навантажень для напрямку “низ”

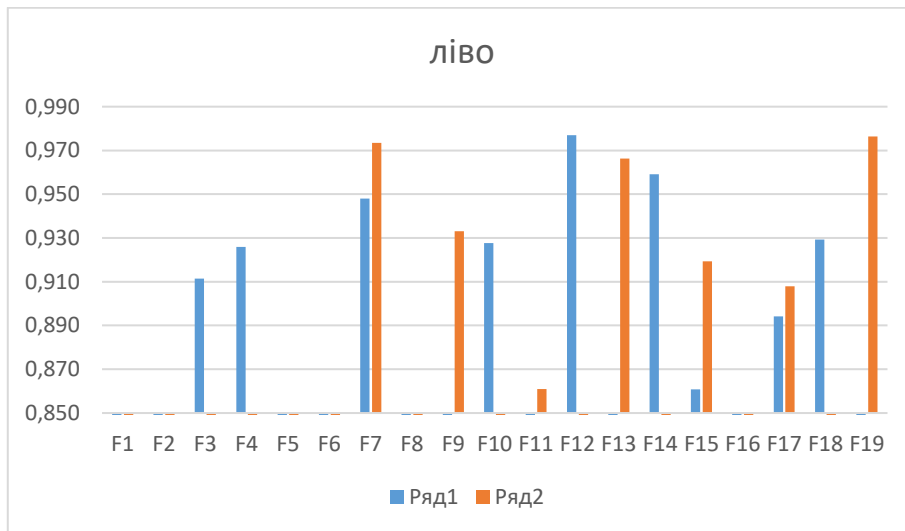


Рисунок 2.15 Діаграма навантажень для напрямку “ліво”

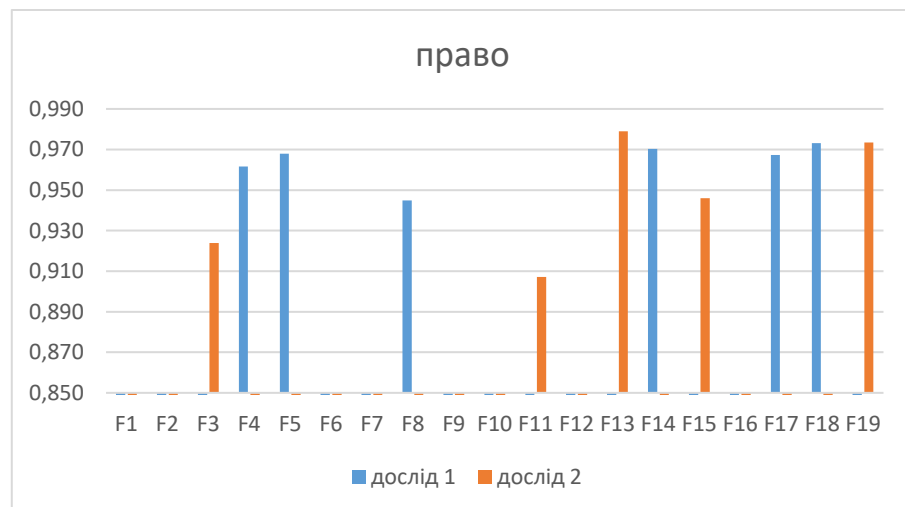


Рисунок 2.16 Діаграма навантажень для напрямку “право”

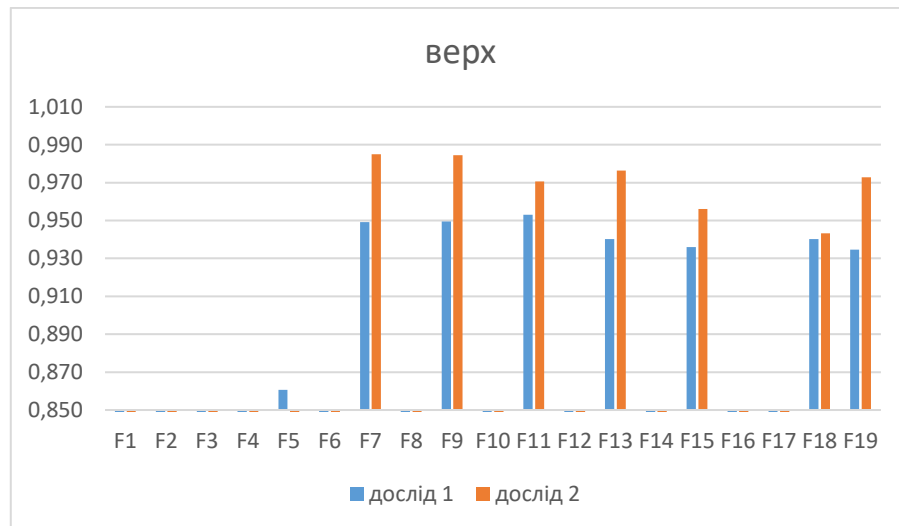


Рисунок 2.17 Діаграма навантажень для напрямку “верх”

Для пацієнта №1 фактори корелюють для:

- центр – F9, F14, F18;
- низ – F3, F4, F5, F9, F14, F18;
- ліво – F3, F4, F5, F9, F16, F18;
- право – F3, F4, F14, F16, F18;
- верх – F3, F9, F16, F18;

Для пацієнта №2 фактори корелюють для:

- центр – F19;
- низ – F7, F9, F11, F13, F15, F19;
- ліво – F7, F15, F17;
- право – ;
- верх – F7, F9, F11, F13, F15, F18, F19;

Таким чином підтверджується факт існування кореляції певних факторів, при погляді в різні сторони. Для зменшення кількості факторів на кожен напрямок треба для кожного пацієнта проводити індивідуальний аналіз з визначення факторів що відповідають за напрямок погляду.

3. ПЕРЕВІРКА МЕТОДУ ДЛЯ ПАЦІЄНТА №3

3.1. Виділення значень факторів що можуть відповідати за напрямок погляду

Для виділення значень факторів з основних діаграм що можуть відповідати за напрям погляду в різні сторони в залежності від значень треба провести нормування діаграм на 0.9, тобто виділити головні фактори, значення навантажень яких більші за 0.9.

Пацієнт №1

Дослідження №1

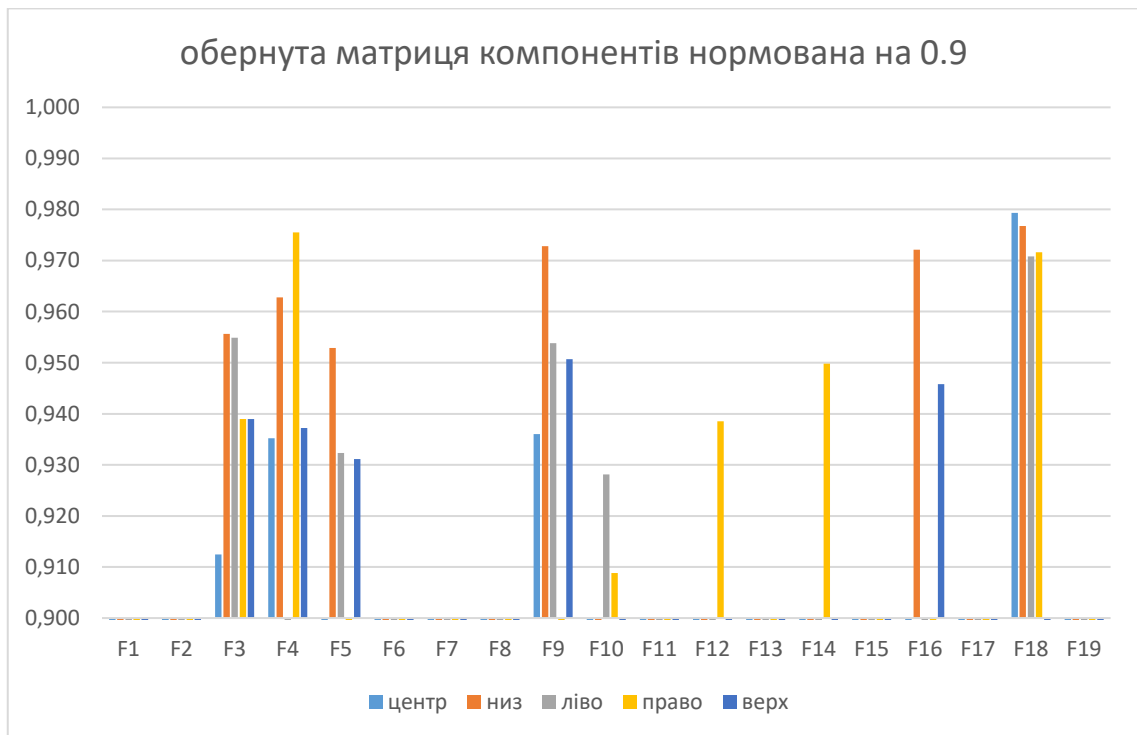


Рисунок 3.1 Діаграма навантажень після обертання нормована на 0.9

Дослідження №2

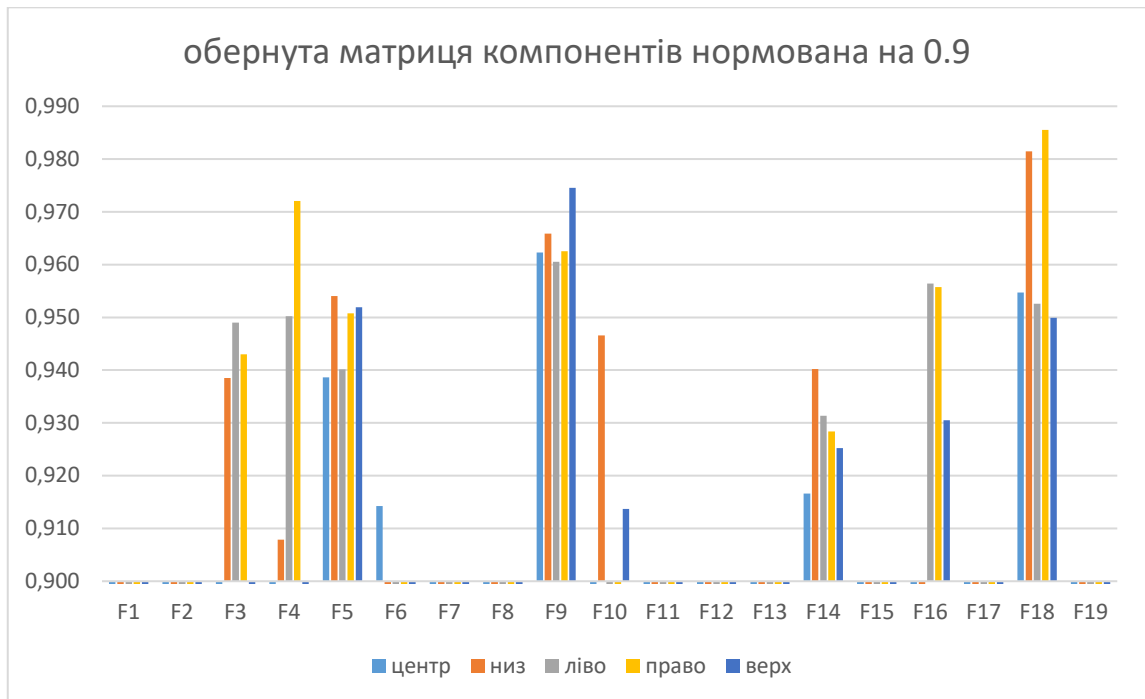


Рисунок 3.2 Діаграма навантажень після обертання нормована на 0.9

Пацієнт №2

Дослідження №1

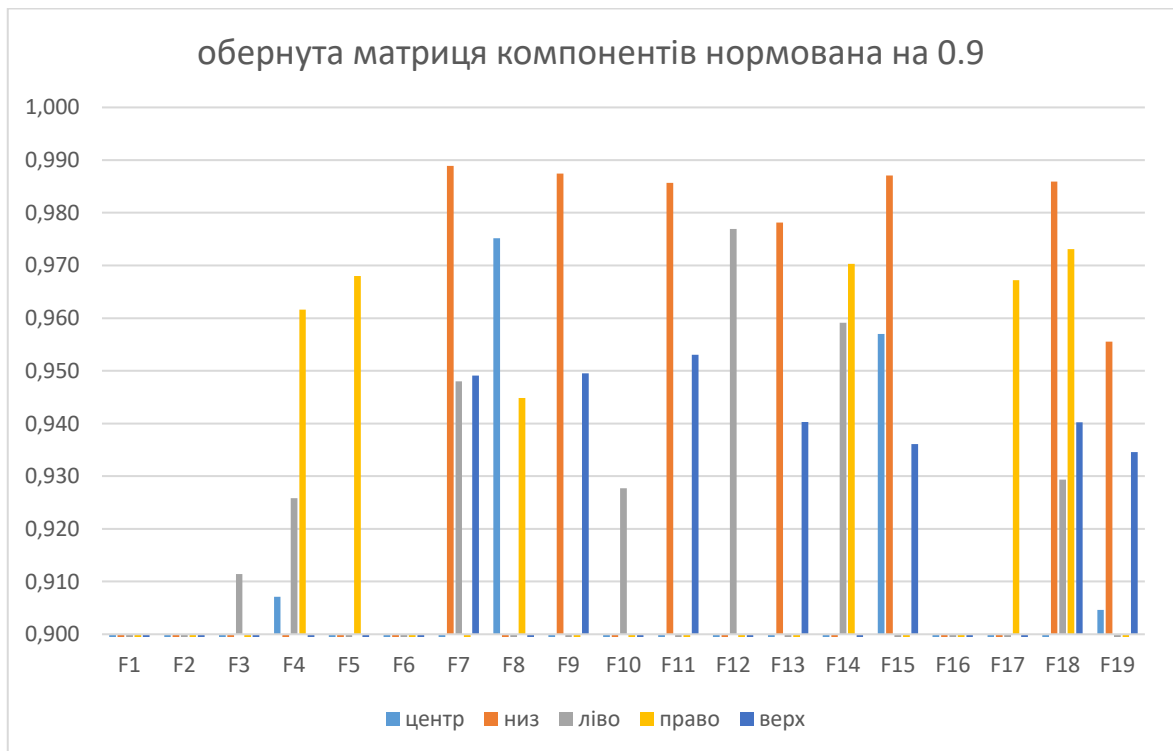


Рисунок 3.3 Діаграма навантажень після обертання нормована на 0.9

Дослідження №2

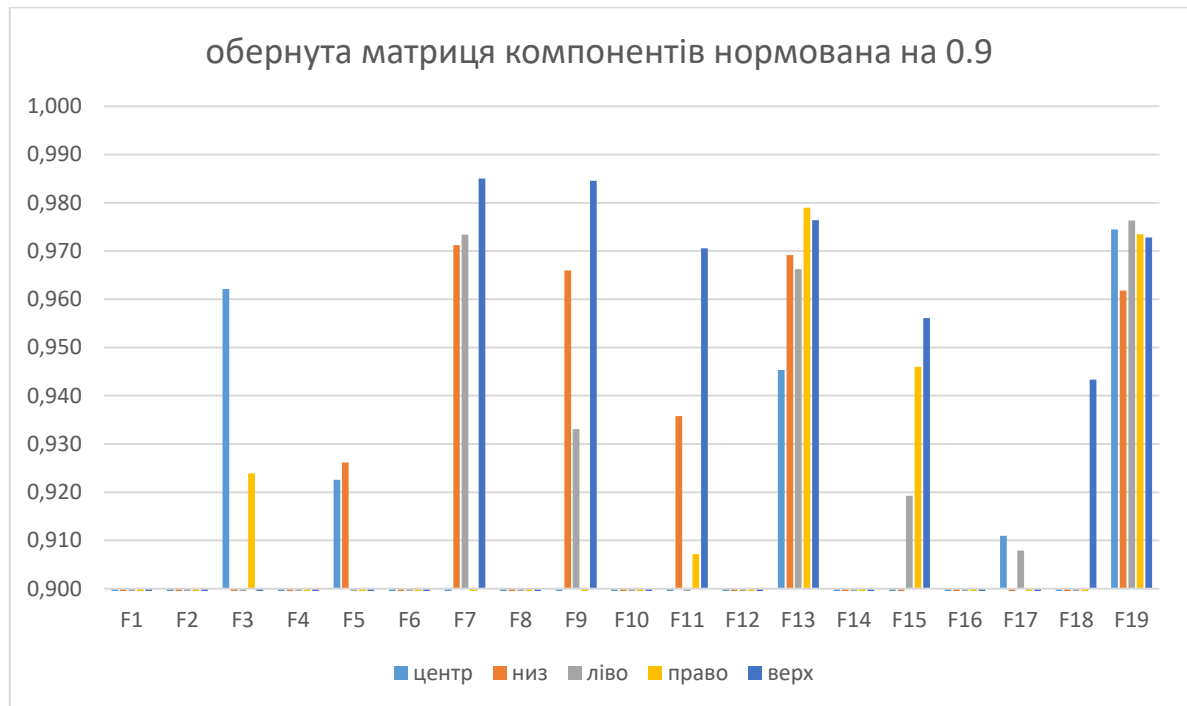


Рисунок 3.4 Діаграма навантажень після обертання нормована на 0.9

З нормованих матриць для двох досліджень пацієнта №1 можна зробити висновок, що:

- Фактор F3 при значенні 0,948 - 0,955 відповідає погляду вниз, при 0,938–0,943 вправо.
- Фактор F4 при значенні 0,970 – 0,975 відповідає погляду вправо.
- Фактор F5 при значенні 0,950 – 0,955 відповідає погляду вниз, при 0,933 – 940 відповідає погляду вліво.
- Фактор F9 при значенні 0,955 – 0,960 відповідає погляду вліво, при 0,965 – 0,973 – відповідає погляду вниз.
- Фактор F16 при значенні 0,930 – 0,945 відповідає погляду вверх.
- Фактор F18 при значенні 0,975 – 0,981 відповідає погляду вниз.

З нормованих матриць для двох досліджень пацієнта №2 можна зробити висновок, що:

- Фактор F4 при значенні 0,960 відповідає погляду вправо.
- Фактор F13 при значенні 0,968 – 0,977 відповідає погляду вниз.
- Фактор F18 при значенні 0,940 – 0,945 відповідає погляду вгору.
- Фактор F19 при значенні 0,955 – 0,960 відповідає погляду вниз.

Дослідження діаграм пацієнта №3

Пацієнт №3

Дослідження №1

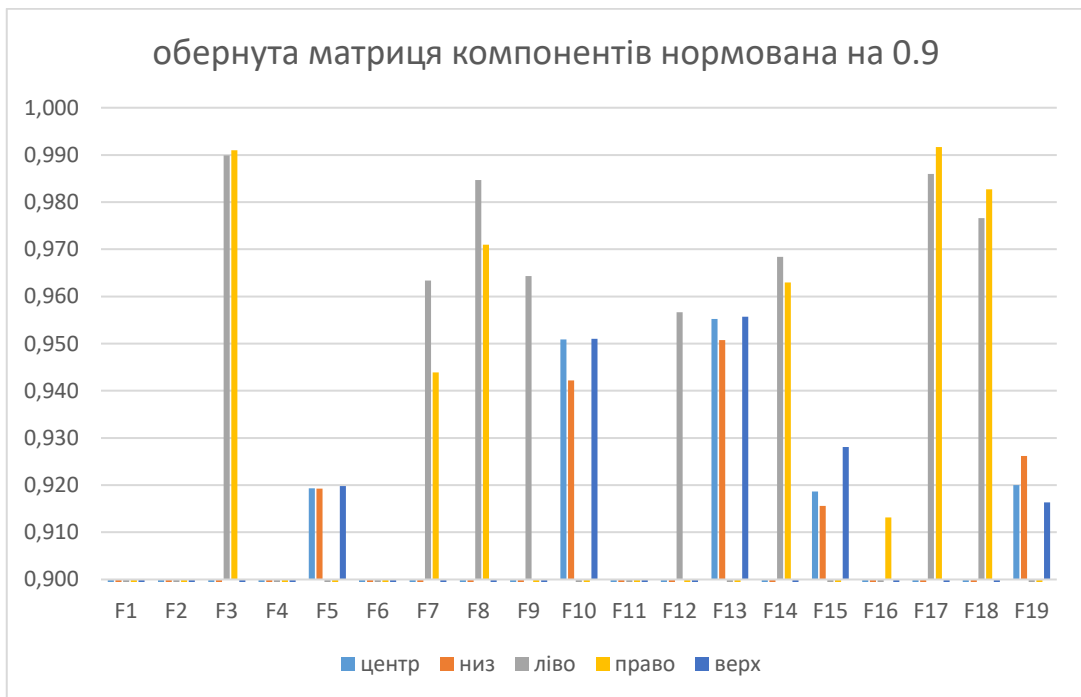


Рисунок 3.4 Діаграма навантажень після обертання

Дослідження №2

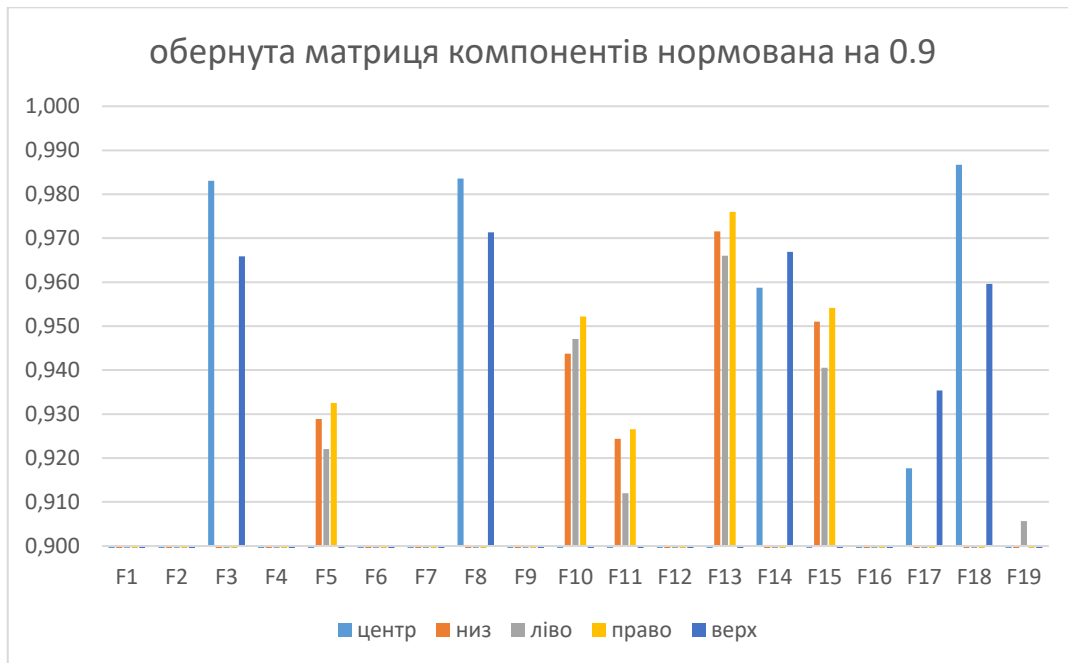


Рисунок 3.5 Діаграма навантажень після обертання

Використовуючи визначені фактори для перших двох пацієнтів, для пацієнта №3:

- За фактором F9 можна визначити напрямок погляду вліво.
- За фактором F13 можна визначити напрямок погляду вниз.

В результаті перевірки вдалося визначити два напрямки за допомогою виділених факторів та їх коефіцієнтів навантажень для перших двох пацієнтів.

На точність визначення впливає дуже багато факторів, а саме: самопочуття, рівень стресу, відчуття голоду, фіксація тіла або її відсутність, міотичні збудження, нервові імпульси, рухи кінцівками, тощо.

Для того щоб зрозуміти, чому в результаті визначено лише дві сторони варто подивитися на графіки кореляцій між дослідженнями для пацієнта №3:

Пацієнт №3

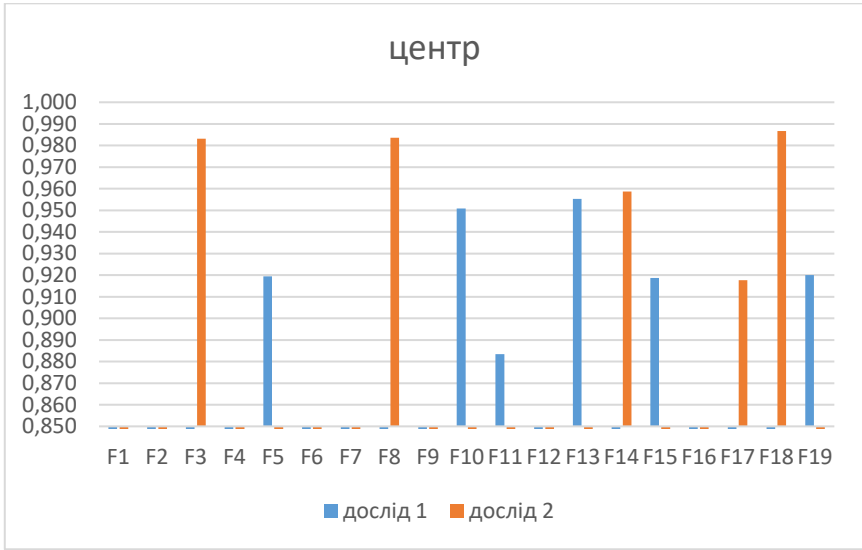


Рисунок 3.6 Діаграма навантажень для напрямку “центр”

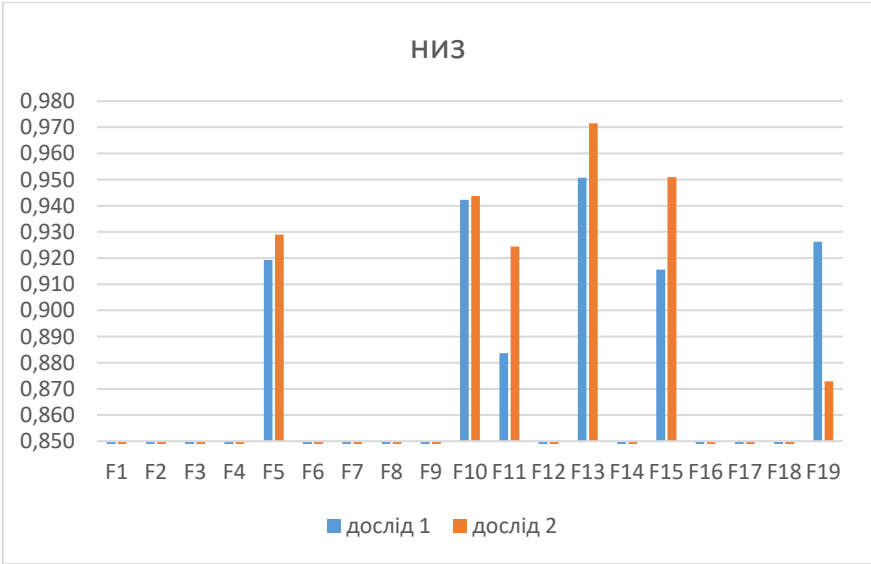


Рисунок 3.7 Діаграма навантажень для напрямку “низ”

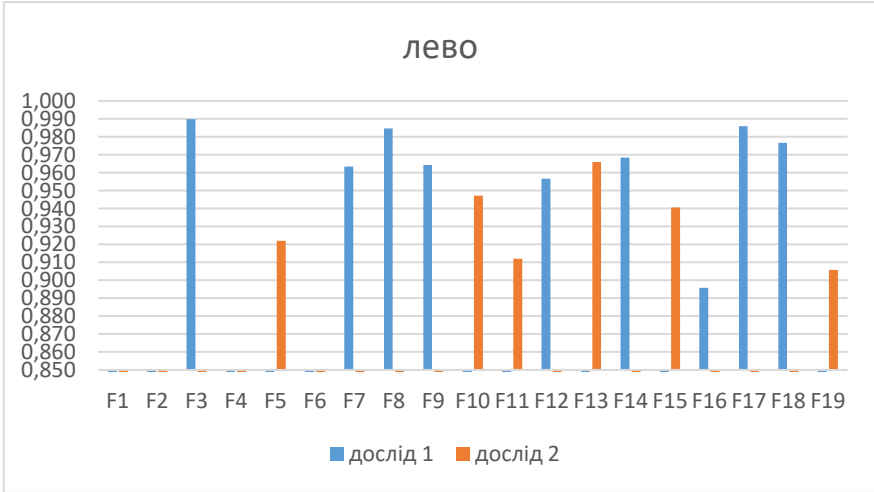


Рисунок 3.8 Діаграма навантажень для напрямку “ліво”

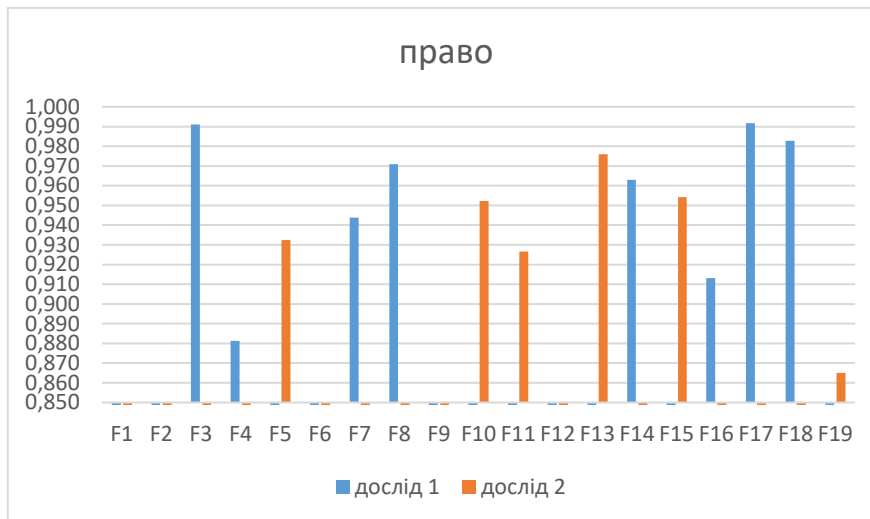


Рисунок 3.9 Діаграма навантажень для напрямку "право"

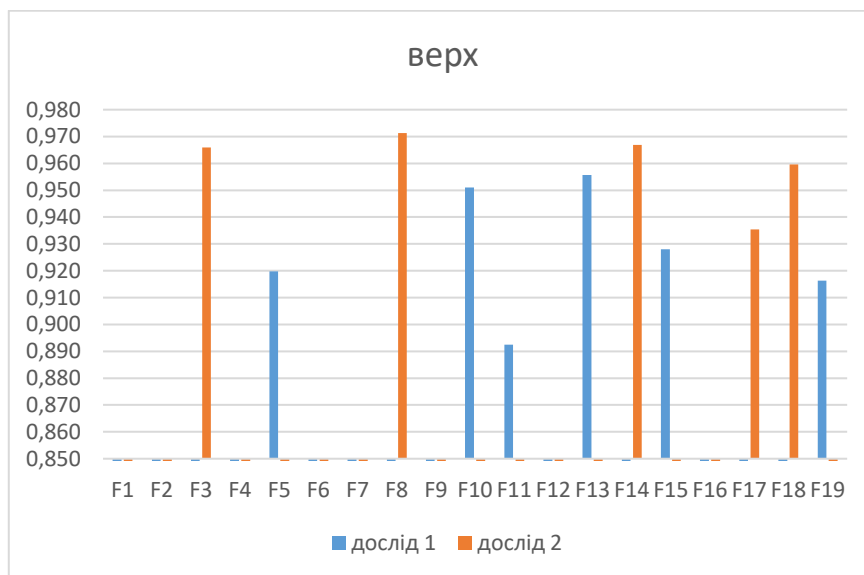


Рисунок 2.6 Діаграма навантажень для напрямку "верх"

З діаграм кореляцій факторів для напрямків погляду цілком зрозуміло передумови отриманих результатів, а саме – серед всіх напрямків, в пацієнта №3 тільки "низ" має кореляції між дослідом що мають значення більше за 0.85. Саме тому вдалося визначити лише 2 напрямки для пацієнта №3. Тому цілком очевидно що виділяти фактори для кожного пацієнта окремо більш доцільно аніж шукати загальні фактори для всіх, оскільки на це впливає індивідуальність мозку кожної людини окремо. Цей факт підтверджується диференціацією патернів розподілу факторних навантажень в залежності від людини.

ВИСНОВКИ

У даній роботі досліджувалися особливості формування ЕЕГ сигналів під час певних дій пацієнта.

За результатами сформульовані наступні висновки:

Показана повторюваність результатів для двох досліджень в рамках одного пацієнта.

Коефіцієнт кореляції між сигналами ЕЕГ в залежності від напрямку становив від 0.68 до 0.85.

Для кожного пацієнта має місце індивідуальність патернів розподілу факторних навантажень, але, звичайно, зі збереженням кореляції для досліджень в рамках одного пацієнта.

Спираючись на це, був запропонований метод визначення напрямку погляду. Він полягає в виділенні основних факторів що корелюють для двох вимірів в рамках одного напрямку, та наступному використанні цих факторів для визначення напрямку погляду пацієнта в наступних дослідженнях.

Для виділення спільних факторів між пацієнтами варто дослідити більш широку виборку людей, оскільки в залежності від людини патерни розподілу факторів мають деяку диференціацію.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Чернінський А.О., Крижановський С.А., Зима І.Г., (2011) Електрофізіологія головного мозку людини 49с.
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 : Cooley, V.W. and Lohnes, P.R. (1971) Multivariate Data Analysis. John Wiley & Sons, N.Y.
5. IBM Documentation v.29.0.0: <https://www.ibm.com/docs/en/spss-statistics/29.0.0>
6. Програмне забезпечення NeuroCom standard : <https://xai-medica.com/ua/download.php>
7. Програмне забезпечення EEGLab v.2023.0: <https://sccn.ucsd.edu/eeglab/download.php>
8. Software IBM SPSS Statistics v.22 (30-day trial version): <https://www.ibm.com/ru-ru/products/spss-statistics>

ДОДАТКИ

Додаток 1: результати експерименту пацієнт №1

Таблиця 1: результат експерименту №1

ОБЕРНУТА МАТРИЦЯ					
	центр	низ	ліво	право	верх
F1	0,118	0,089	0,383	0,168	0,059
F2	0,139	0,152	0,465	0,229	0,120
F3	0,750	0,936	0,955	0,909	0,865
F4	0,635	0,863	0,949	0,976	0,870
F5	0,788	0,953	0,932	0,849	0,871
F6	0,241	0,354	0,267	0,375	0,207
F7	0,145	0,162	0,212	0,130	0,156
F8	0,451	0,358	0,380	0,527	0,336
F9	0,936	0,973	0,954	0,815	0,951
F10	0,526	0,077	0,328	0,409	0,047
F11	0,097	0,108	0,155	0,082	0,105
F12	0,798	0,805	0,728	0,939	0,693
F13	0,175	0,224	0,113	0,147	0,229
F14	0,894	0,926	0,824	0,950	0,644
F15	0,087	0,086	0,051	0,047	0,084
F16	0,878	0,843	0,916	0,956	0,930
F17	0,500	0,332	0,405	0,489	0,314
F18	0,919	0,957	0,941	0,972	0,887
F19	0,093	0,129	0,089	0,063	0,119

Таблиця 2: результат експерименту №2

ОБЕРНУТА МАТРИЦЯ КОМПОНЕНТІВ					
	центр	низ	ліво	право	верх
F1	0,144	0,151	0,106	0,122	0,176
F2	0,119	0,161	0,122	0,160	0,138
F3	0,739	0,939	0,949	0,913	0,873
F4	0,684	0,878	0,950	0,972	0,750
F5	0,839	0,884	0,940	0,751	0,792
F6	0,341	0,254	0,467	0,341	0,227
F7	0,284	0,310	0,183	0,136	0,277
F8	0,231	0,356	0,346	0,281	0,264
F9	0,952	0,966	0,931	0,863	0,895
F10	0,449	0,547	0,170	0,321	0,314
F11	0,093	0,102	0,108	0,097	0,094
F12	0,721	0,894	0,690	0,620	0,746
F13	0,168	0,171	0,212	0,234	0,174
F14	0,894	0,926	0,794	0,950	0,644
F15	0,080	0,080	0,084	0,070	0,075
F16	0,848	0,813	0,916	0,926	0,900
F17	0,350	0,421	0,279	0,424	0,361
F18	0,935	0,981	0,963	0,986	0,910
F19	0,139	0,163	0,140	0,125	0,136

Додаток 2: результати експерименту пацієнт №2

Таблиця 3: результат експерименту №1

ОБЕРНУТА МАТРИЦЯ					
	центр	низ	ліво	право	верх
F1	0,029	0,036	0,010	0,086	0,325
F2	0,037	0,059	0,046	0,083	0,341
F3	0,211	0,252	0,911	0,204	0,382
F4	0,907	0,056	0,926	0,962	0,006
F5	0,214	0,848	0,469	0,968	0,861
F6	0,572	0,138	0,256	0,747	0,063
F7	0,751	0,989	0,948	0,016	0,949
F8	0,975	0,168	0,501	0,945	0,135
F9	0,220	0,987	0,643	0,214	0,950
F10	0,593	0,022	0,928	0,070	0,065
F11	0,061	0,986	0,143	0,137	0,953
F12	0,867	0,165	0,977	0,780	0,156
F13	0,085	0,978	0,155	0,194	0,940
F14	0,859	0,121	0,959	0,970	0,095
F15	0,957	0,987	0,861	0,004	0,936
F16	0,159	0,069	0,658	0,554	0,099
F17	0,703	0,583	0,894	0,967	0,554
F18	0,148	0,986	0,929	0,973	0,940
F19	0,905	0,956	0,132	0,457	0,935

Таблиця 4: результат експерименту №2

ОБЕРНУТА МАТРИЦЯ					
	центр	низ	ліво	право	верх
F1	0,122	0,095	0,085	0,125	0,063
F2	0,117	0,088	0,091	0,123	0,059
F3	0,962	0,857	0,782	0,924	0,699
F4	0,024	0,008	0,005	0,003	0,080
F5	0,923	0,926	0,721	0,784	0,848
F6	0,112	0,160	0,137	0,042	0,050
F7	0,616	0,971	0,973	0,721	0,985
F8	0,241	0,352	0,009	0,316	0,221
F9	0,285	0,966	0,933	0,722	0,985
F10	0,291	0,258	0,110	0,142	0,065
F11	0,804	0,936	0,861	0,907	0,971
F12	0,028	0,180	0,128	0,012	0,114
F13	0,945	0,969	0,966	0,979	0,976
F14	0,175	0,133	0,186	0,022	0,107
F15	0,830	0,892	0,919	0,946	0,956
F16	0,289	0,020	0,059	0,241	0,668
F17	0,911	0,276	0,908	0,727	0,207
F18	0,093	0,283	0,271	0,274	0,943
F19	0,974	0,962	0,976	0,973	0,973

Додаток 3: результати експерименту пацієнт №3

Таблиця 5: результат експерименту №1

ОБЕРНУТА МАТРИЦЯ					
	центр	низ	ліво	право	верх
F1	0,391	0,373	0,189	0,189	0,380
F2	0,429	0,408	0,197	0,004	0,412
F3	0,123	0,145	0,990	0,991	0,123
F4	0,161	0,176	0,666	0,881	0,163
F5	0,919	0,919	0,154	0,137	0,920
F6	0,346	0,348	0,325	0,320	0,369
F7	0,717	0,798	0,963	0,944	0,745
F8	0,074	0,075	0,985	0,971	0,056
F9	0,707	0,798	0,964	0,500	0,697
F10	0,951	0,942	0,237	0,166	0,951
F11	0,883	0,884	0,067	0,024	0,892
F12	0,833	0,844	0,957	0,491	0,840
F13	0,955	0,951	0,136	0,160	0,956
F14	0,217	0,538	0,968	0,963	0,325
F15	0,919	0,916	0,063	0,078	0,928
F16	0,010	0,040	0,896	0,913	0,048
F17	0,067	0,091	0,986	0,992	0,090
F18	0,086	0,085	0,977	0,983	0,093
F19	0,920	0,926	0,591	0,417	0,916

Таблиця 6: результат експерименту №2

ОБЕРНУТА МАТРИЦЯ					
	центр	низ	ліво	право	верх
F1	0,123	0,378	0,384	0,399	0,113
F2	0,049	0,415	0,421	0,431	0,057
F3	0,983	0,119	0,143	0,148	0,966
F4	0,739	0,169	0,169	0,168	0,807
F5	0,109	0,929	0,922	0,933	0,139
F6	0,303	0,456	0,415	0,434	0,355
F7	0,642	0,714	0,822	0,779	0,751
F8	0,984	0,089	0,096	0,130	0,971
F9	0,569	0,696	0,789	0,825	0,786
F10	0,168	0,944	0,947	0,952	0,214
F11	0,033	0,924	0,912	0,927	0,028
F12	0,710	0,753	0,731	0,661	0,705
F13	0,156	0,972	0,966	0,976	0,166
F14	0,959	0,185	0,183	0,166	0,967
F15	0,061	0,951	0,941	0,954	0,065
F16	0,051	0,092	0,125	0,048	0,290
F17	0,918	0,052	0,078	0,109	0,935
F18	0,987	0,076	0,090	0,088	0,960
F19	0,397	0,873	0,906	0,865	0,441