

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ»**

ННК “Інститут прикладного системного аналізу”
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра Системного проектування
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ А.І.Петренко
(підпис) (ініціали, прізвище)

“ _____ ” _____ 20__ р.

Дипломна робота
освітньо-кваліфікаційного рівня « Бакалавр »
(назва ОКР)

з напрямку підготовки

6.050101 Комп’ютерні науки
(код та назва напрямку підготовки)

на тему: «Аналіз сигналів комплексних натільних біомедичних систем»

Виконав (-ла): студент (-ка) IV курсу, групи ДА-11
(шифр групи)

Ткаченко Катерина Петрівна
(прізвище, ім’я, по батькові)

_____ (підпис)

Керівник _____ ас. Сергєєв-Горчинський О. О.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Консультант _____ з охорони праці доц., к.б.н. Гусєв А. М.
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

_____ (підпис)

Рецензент _____ проф., д.т.н. Бідюк П. І.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Нормоконтроль _____ ст. викладач Бритов О.А.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

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

Студент _____
(підпис)

Київ – 2015 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Факультет (інститут) ННК «Інститут прикладного системного аналізу»
(повна назва)

Кафедра Системного проектування
(повна назва)

Рівень вищої освіти Перший(Бакалаврський)
(перший (бакалаврський))

Спеціальність 7.050102, 8.050102 Інформаційні технології проектування
7.050103, 8.050103 Системне проектування
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
А.І.Петренко
(підпис) (ініціали, прізвище)
«__» _____ 2015 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломний проект (роботу) студентці
Ткаченко Катерині Петрівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту Аналіз сигналів комплексних натільних біомедичних систем
керівник проекту Сергеев-Горчинський Олексій Олександрович, асистент,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «__» _____ 2015 р. № _____

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 08.06.2015

3. Вихідні дані до проекту (роботи) _____

Наявність багатомірних дискретних біомедичних сигналів.
Необхідність проведення аналізу сигналів у реальному часі.
Максимальна точність класифікації фізіологічних процесів.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розробити)

1. Вибрати прикладну задачу для аналізу багатомірних дискретних сигналів.
2. Розглянути можливі варіанти аналізу сигналів.
2. Виділити метрики якості аналізу.
3. Провести порівняння існуючих методів, виділити недоліки та оцінити можливість покращення результатів аналізу.
4. Розробити власний алгоритм аналізу багатомірних сигналів.
5. Реалізувати алгоритм, провести аналіз тестових сигналів.

6. Оцінити отриманні результати за метриками якості аналізу.
7. Підготувати рекомендації стосовно використання запропонованого алгоритму.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів тощо)

1. Типи медичних датчиків та їх призначення.
2. Типи моніторингу.
3. Класифікаційна схема предикторів.
4. Методи багатомірного аналізу дискретних сигналів.
5. Алгоритми розпізнавання та діагностування нападів.
6. Перелік баз даних.
7. Запропонований алгоритм.
8. Результати тестування.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)[□]

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Основна частина	доц., к.б.н. Гусев А. М.		
Тестування алгоритму			

7. Дата видачі завдання 01.02.2015

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Отримання завдання	01.02.2015	
2	Збір інформації	15.02.2015	
3	Вивчення варіантів аналізу багатомірних дискретних сигналів	28.02.2015	
4	Виділення метрик якості аналізу	10.03.2015	
5	Порівняння існуючих методів	15.03.2015	
6	Оцінка можливості покращення аналізу	25.03.2015	
7	Розробка алгоритму	15.04.2015	
8	Тестування алгоритму	30.04.2015	
9	Оцінка результатів аналізу	10.05.2015	
10	Оформлення дипломної роботи	20.05.2015	
11	Отримання допуску до захисту та подача роботи в ДЕК	08.06.2015	

Студент

_____ (підпис)

К.П.Ткаченко
(ініціали, прізвище)

Керівник проекту (роботи)

О.О.Сергеев-Горчинський

¹ ? Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту (роботи).

АНОТАЦІЯ

до дипломної роботи Ткаченко К.П. на тему:

«Аналіз сигналів комплексних натільних біомедичних систем»

Основною метою дипломної роботи є дослідження шляхів аналізу багатомірних біомедичних сигналів, які реєструються мобільними діагностичними пристроями (МДП). МДП призначені для реєстрації, аналізу та візуалізації параметрів здоров'я різних груп пацієнтів. Аналіз потрібен для діагностики лікарем здоров'я пацієнтів та вжиття необхідних лікувальних та профілактичних заходів при наявності відхилень від норми.

На даний час існує близько 12 ефективних алгоритмів виявлення епілептичних нападів. Найчутливішими з них є алгоритми Ку (100% коректних виявлень), Меєра (96% коректних виявлень) та Шеба (96% коректних виявлень). Останнім часом популярності набули алгоритми для одночасного аналізу сигналів ЕЕГ та ЕКГ, що суттєво підвищує точності виявлення епілептичних нападів у окремих вікових категорій пацієнтів.

У роботі запропоновано алгоритм класифікації епілептичних нападів на базі низькочастотної оптимальної фільтрації, який підвищує точність виявлення нападів та дозволяє класифікувати сигнали у реальному часі, що є доцільним, оскільки зумовлює пришвидшення виявлення епілептичного нападу, а отже і надання необхідної допомоги.

При залученні сигналів від різноманітних сенсорів якість аналізу фізіологічних параметрів може бути покращена за допомогою запропонованого алгоритму. У подальшому повинні бути реалізовані та порівняні інші існуючі методи класифікації, серед яких метод нейронних мереж, метод опорних векторів та ін.

Обсяг дипломної роботи: дипломна робота складається з вступу, 4 глав, висновків, переліку використаної літератури. Основна частина роботи містить 77 аркушів друкованого тексту, 21 ілюстрацію та 10 таблиць.

Ключові слова: аналіз даних, багатомірні сигнали, класифікація, ЕЕГ, ЕКГ, епілептичний напад, вектор ознак, метод опорних векторів (SVM), метод регресивного аналізу, метод сингулярного розкладу (SVD).

АННОТАЦИЯ

к дипломной работе Ткаченко Е.П. на тему:

«Исследование путей анализа сигналов комплексных нательных биомедицинских систем»

Основной целью дипломной работы является исследование путей анализа многомерных биомедицинских сигналов, которые регистрируются мобильными диагностическими устройствами (МДП). МДП предназначены для регистрации, анализа и визуализации параметров здоровья различных групп пациентов. Анализ нужен для диагностики врачом здоровья пациентов и принятия необходимых лечебных и профилактических мер при наличии отклонений от нормы.

В настоящее время существует около 12 эффективных алгоритмов обнаружения эпилептических припадков. Наиболее чувствительными из них являются алгоритмы Ку (100% корректных выражений), Меера (96% правильных обнаружений) и Шеба (96% правильных обнаружений). В последнее время популярность приобрели алгоритмы для одновременного анализа сигналов ЭЭГ и ЭКГ, что существенно повышает точность выявления эпилептических приступов у отдельных возрастных категорий пациентов.

В работе предложен алгоритм классификации эпилептических приступов на базе низкочастотной оптимальной фильтрации, который повышает точность обнаружения приступов и позволяет классифицировать сигналы в реальном времени, что является целесообразным, поскольку предопределяет ускорение выявления эпилептического приступа и оказания необходимой помощи.

При использовании сигналов от различных сенсоров качество анализа физиологических параметров может быть улучшено с помощью предложенного алгоритма. В дальнейшем должны быть реализованы и сравнены другие существующие методы классификации, среди которых метод нейронных сетей, метод опорных векторов и др.

Объем дипломной работы: дипломная работа состоит из введения, 4 глав, выводов, перечня использованной литературы. Основная часть работы содержит 77 листов печатного текста, 21 иллюстрацию и 10 таблиц.

Ключевые слова: анализ данных, многомерные сигналы, классификация, ЭЭГ, ЭКГ, эпилептический приступ, вектор признаков, метод опорных векторов (SVM), метод регрессионного анализа, метод сингулярного разложения (SVD).

ABSTRACT

to the K. P. Tkachenko's bachelor work on the subject:

"Research into ways of signal analysis of integrated wearable biomedical systems"

The main aim of the thesis is the study of analysis of multidimensional biomedical signals which are recorded by mobile diagnostic devices (MDD). MDD designed to record, analyze and visualize health parameters of various groups of patients. Analysis is needed to diagnose patients' health by physician and implementation of appropriate treatment and preventive measures when there are deviations from the norm.

Currently, there are about 12 of efficient algorithms to detect epileptic seizures. The most sensitive of them are Qu's (100% of correct detections), Meier's (96% of correct detections) and Shoeb's (96% of correct detections) algorithms. In recent years, algorithms for simultaneous analysis of EEG and ECG signals gained the popularity, which significantly improves the accuracy of detection of epileptic seizures in patients certain ages.

In this work, an algorithm of classification of epileptic seizures based on the optimal low-frequency filtration is proposed, which improves the accuracy of detecting attacks and allows to classify the signals in real time, which is appropriate because predetermines acceleration epileptic seizure detection and provide necessary assistance.

By using the signals from the various sensors, a quality of analysis of physiological parameters may be improved through the proposed algorithm. In the future work the other existing classification methods, including methods of neural networks, support vector machine should be implemented and compared with proposed algorithm.

The content of the work: consists of an introduction, four chapters, conclusions, list of references. The main part of the work contains 77 pages of printed text, 21 illustrations and 10 tables.

Keywords: data analysis, multi-dimensional signals, classification, EEG, ECG, epileptic seizure, a feature vector, a support vector machine (SVM), regression analysis, the method of singular value decomposition (SVD).

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ	11
ВСТУП	12
ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ	14
1. РОЗДІЛ 1. ЗАГАЛЬНІ ТЕОРЕТИЧНІ ДАНІ	15
1.1. Загальні положення	15
1.1.1. Загальні означення	15
1.2. Конкретизація задачі	16
1.2.1. Визначення необхідних типів вимірів та вимірювальних пристроїв (датчиків) та обґрунтування їх використання	16
1.2.2. Суть ЕЕГ	17
1.2.3. Суть ЕКГ	17
1.3. Висновки	19
РОЗДІЛ 2. ШЛЯХИ ТА МЕТОДИ БАГАТОМІРНОГО АНАЛІЗУ	19
2.1. Метод сингулярного розкладу матриці даних	20
2.1.1. Опис алгоритму	20
2.1.2. Приклад	20
2.2. Метод багатомірного кореляційного аналізу даних	25
2.2.1. Вимоги до даних багатомірного кореляційного аналізу	25
2.2.2. Задачі методу кореляційного аналізу	26
2.2.3. Зміст кореляційного аналізу	26
2.2.4. Реалізація методу	26
2.2.5. Розподіл Стюдента	28
2.2.6. Перетворення Фішера	29
2.3. Метод регресивного аналізу	30

2.3.1. Суть ітераційного регресивного аналізу	30
2.3.2. Призначення та зміст багатомірного регресивного аналізу	30
2.3.3. Дисперсійний аналіз. Оцінка ефективності моделі	31
2.3.4. Оцінка степеня впливу критеріїв на модельований параметр.....	32
2.3.5. Прогноз моделі та оцінка його точності	32
2.3.6. Особливості нелінійного регресивного аналізу.....	32
2.4. SVM Метод опорних векторів.	34
2.4.1. Суть SVM.	34
2.5. Метод QRS-детекції.	35
2.6. Метод k найближчих сусідів.....	36
2.6.1. Означення методу	36
2.6.2. Визначення класу	37
2.6.3. Визначення неперервної величини	37
2.6.4. Кроки алгоритму	37
2.7. Висновки.....	38
РОЗДІЛ 3. АЛГОРИТМИ РОЗПІЗНАВАННЯ ТА ДІАГНОСТУВАННЯ НАПАДІВ.	38
3.1. Вибір метрик оптимальності технічних рішень	38
3.1.1. Означення термінів. Метрики.....	38
3.1.2. Джерела біомедичних даних для аналізу.....	39
3.1.3. Обладнання (Типи пристроїв).....	41
3.2. Опис найефективніших алгоритмів.....	51
3.2.1. Алгоритм Ку	51
3.2.2. Алгоритм Меєра.....	56
3.2.3. Алгоритм Шеба.....	58

3.2.4. Порівняльна характеристика алгоритмів Ку, Меєра та Шеба.....	60
3.3. Розгляд алгоритмів аналізу багатомірних даних.....	61
3.3.1. Описова характеристика алгоритмів.....	61
3.3.2. Алгоритм Бенітеза.....	65
3.4. Висновки.....	68
РОЗДІЛ 4. ВДОСКОНАЛЕНИЙ МЕТОД АНАЛІЗУ БАГАТОМІРНИХ ДАНИХ	68
4.1. Детектування епілептичних нападів.....	68
4.2. Опис алгоритму.....	69
4.3. Тестові дані.....	69
4.4. Попередня обробка.....	71
4.4.1. Вибір порядку фільтра ПСС і розрахунок відфільтрованих значень для тимчасових точок дискретизації.....	71
4.4.2. Вибір інтервалу апроксимації n і розрахунок апроксимованих значень.....	71
4.4.3. Розрахунок функції, що мінімізується середньоквадратичною помилкою.....	72
4.5. Розрахунок ознак.....	74
4.6. Класифікація.....	75
4.7. Тестування.....	75
4.8. Висновки.....	76
РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКИ В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	76
5.1. Загальні положення.....	76
5.1.1. Теоретичні відомості охорони праці. Її цілі.....	76

5.1.2. Санітарно-гігієнічні вимоги	79
5.1.3. Вимоги до організації робочого місця	79
5.2. Розрахунки освітлення та електричних приладів приміщення.....	82
5.2.1. Вимоги до освітлення.....	82
5.2.2 Мікрокліматичні умови	86
5.2.3. Захист від виробничого шуму й вібрацій	88
5.3. Вимоги до безпеки	91
5.3.1. Вимоги електробезпеки	91
5.3.2. Пожежна безпека	91
5.4. Висновки.....	94
Висновки.....	95
Перелік посилань	97

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

- ЕЕГ – електроенцефалограма
ЕКГ – електрокардіограма
МДП – мобільний діагностичний пристрій
МР – мобільний реєстратор
SVD – метод сингулярного розкладу
SVM – метод опорних векторів
КБС – алгоритм k найближчих сусідів
СПН – справжній виявлений напад
ХВН – хибно виявлений напад
СН – справжній напад;
ХЗ – хибний здоровий стан
ХН – хибний напад
СЗ – справді здоровий стан
ПКС – просте ковзне середнє
СФНЧ – система фільтрації нижніх частот

ВСТУП

Основною метою даної роботи є аналіз багатомірних біомедичних сигналів, які реєструються мобільними діагностичними пристроями (МДП). МДП призначенні для реєстрації, аналізу та візуалізації параметрів здоров'я різних груп пацієнтів. Аналіз потрібен для діагностування лікарем здоров'я пацієнтів та призначення необхідних лікувальних та профілактичних заходів при наявності відхилень від норми.

Хоча сучасні пристрої спроможні робити припущення та давати рекомендації на підставі тих математичних моделей, які в них збережені [1], діагноз може ставити та підтверджувати тільки лікар. МДП можуть бути використанні у різних напрямках, серед яких рухливі клінічні лабораторії, догляд на відстані за хворими, діагностування фізичного стану спортсменів т. д.

Невід'ємною складової МДП є сенсори, кількість яких визначає можливості МДП по реєстрації та аналізу фізичного стану пацієнтів. Високі вимоги до точності діагностування здоров'я зумовлюють необхідність розробки нових та вдосконалення наявних методів обробки та аналізу багатомірних даних.

Існує велика кількість різноманітних алгоритмів багатомірного аналізу, втім далеко не всі з них мають досить високий рівень чутливості, що зумовлює необхідність їх вдосконалення, простішої реалізації, підвищення ефективності та швидкості аналізу багатомірних даних.

Прикладом багатомірних даних є біомедичні сигнали, які надходять з каналів сукупності біомедичних датчиків. У якості прикладної задачі буде розглянуто аналіз багатомірних даних електроенцефалограми (ЕЕГ) та електрокардіограми (ЕКГ) зареєстрованих у хворих на епілепсію пацієнтів. Дана хвороба була обрана за приклад не випадково, оскільки є достатньо тяжкою та суттєво ускладнює життя пацієнтів, а інколи призводить і до

летальних випадків.

На даний час існує близько 12 ефективних алгоритмів виявлення епілептичних нападів. Найчутливішими з них є алгоритми Ку (100% коректних виявлень), Меєра (96% коректних виявлень) та Шеба (96% коректних виявлень). Останнім часом популярності набули алгоритми для одночасного аналізу сигналів ЕЕГ та ЕКГ, що суттєво підвищує точності виявлення епілептичних нападів у окремих вікових категорій пацієнтів [3].

У роботі запропоновано алгоритм класифікації епілептичних нападів на базі низькочастотної оптимальної фільтрації, який підвищує точність виявлення нападів та дозволяє класифікувати сигнали у реальному часі, що є доцільним, оскільки зумовлює пришвидшення виявлення епілептичного нападу та надання необхідної допомоги.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Мета дослідження - узагальнити досвід застосування амбулаторного моніторингу ЕЕГ і ЕКГ в неврологічній практиці і показати його можливості для уточнення та діагностики пароксизмальних станів різної природи.

Для цього перш за все було необхідно визначити поняття сенсора, види сенсорів як таких, а також дослідити, як відбувається багатомірний аналіз та проаналізувати інформацію стосовно алгоритмів реалізації такого аналізу, обрати найефективніші з таких методів. Для цього необхідно оцінити дані методи за чутливістю, точністю виявлення, роздільною здатністю. Більшість з приведених параметрів мають бути достатньо високими, що забезпечить високу ефективність даних методів.

РОЗДІЛ 1. ЗАГАЛЬНІ ТЕОРЕТИЧНІ ДАНІ

1.1. Загальні положення

1.1.1. Загальні означення

У загальному вигляді сенсор складається з чутливого елемента, джерела живлення прийомопередавача, електронної пам'яті і мікроконтролера. На сьогоднішній момент створені і серійно випускаються мікросхеми контролера пам'яті, прийомопередавачі, які за своїми технічними параметрами, а також за рівнем енергоспоживання, габаритним розмірам і надійності цілком підходять для створення сучасних медичних неімплантовних сенсорів. При сучасному рівні енергоспоживання 100 мкДж. на передачу одного повідомлення в 8 біт батарейки CR2032 вистачить на 2 роки роботи.

Приведемо Таблицю 1.1 медичних датчиків, їх розташування на тілі, та величин, що вони вимірюють.

Таблиця 1.1 – Типи медичних датчиків та їх призначення. [2]

Тип датчика	Розташування	Реєстрована активність
Гоніометр (кутомір)	Лікоть	Ліктьовий кут
Гіроскоп	Талія, груди, спина	Кутове прискорення
Акселерометр	Талія, груди, ноги, щиколотки	Лінійне прискорення
Магніторезистивний датчик	Талія, груди, ноги	Зміни орієнтації тіла у просторі
Крокомір	Нога	Підрахунок кроків,

		стегнові рухи
ЕМГ датчик	Рука, нога	М'язова активність під час ходи / прогулянки
Електронна система стеження	Талія, ноги, груди	Розташування об'єкту
ЕЕГ датчик	Голова, позаду вуха	Сигнали мозкової активності
ЕКГ датчик	Груди, сторона грудної клітини	ЕКГ сигнали
PPG датчик	Палець, мочки вуха	Вимірювання об'єму крові
SpO2 датчик	Зап'ястя	Насичення киснем (SpO2)
Голковий біодатчик	Підшкірний	Рівень глюкози в крові
Датчик сили	Вбудований у взутті	Виміри відображуючої сили землі

1.2. Конкретизація задачі.

1.2.1. Визначення необхідних типів вимірів та вимірювальних пристроїв (датчиків) та обґрунтування їх використання.

У перших дослідженнях предикаторів (прогностичний параметр, засіб прогнозування), виконаних ще у 70-і роки ХХ століття, С. Вігліоне і Дж. Уолш оцінювали результати поверхневих електроенцефалограм хворих з абсансною

формою епілепсії. Паттерни лінійної складової даних електроенцефалографії (ЕЕГ) виявляли із застосуванням спектрального аналізу на основі теорії розпізнавання образів. Цей метод лежить у основі ЕЕГ досліджень.

1.2.2. Суть ЕЕГ

Електроенцефалографія (ЕЕГ) — метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічні зрілість і стан, наявність осередкових уражень, загальних мозкових розладів і їхній характер.

Суть ЕЕГ полягає у реєстрації й аналізі сумарної біоелектричної активності головного мозку — електроенцефалограми (ЕЕГ). ЕЕГ може зніматися як зі скальпу, так і з глибоких структур мозку.

Диференціальна діагностика при підозрі на епілепсію у дорослих пацієнтів потребує особливої уваги, і це не випадково. Адже кількість захворювань і станів, у тому числі соматичних (тілесних захворювань), що проявляються пароксизмальними розладами (група захворювань, об'єднаних клінічним синдромом раптових нападів м'язової слабкості) різного характеру і тим самим нагадують і маскують епілепсію, зростає пропорційно віку.

Широка розповсюдженість серед осіб старших вікових груп захворювань судин головного мозку і серця визначає частоту виникнення пароксизмальних розладів, пов'язаних з цією патологією та є вагомим аргументом на користь застосування ЕКГ для діагностики епілептичних нападів.

1.2.3. Суть ЕКГ

Електрокардіографія (ЕКГ) — це метод графічної реєстрації електричних явищ, які виникають у серцевому м'язі під час його діяльності, з поверхні тіла. Криву, яка відображає електричну активність серця, називають електрокардіограмою (ЕКГ). Таким чином, ЕКГ — це запис коливань різниці потенціалів, які виникають у серці під час його збудження.

У літніх осіб має місце висока частота станів, що супроводжуються зміною рівня свідомості. Це пояснює протилежну тенденцію до гіпердіагностики епілепсії. Якщо в загальній групі хворих, направлених до епілептологічного кабінету Московського обласного науково-дослідного клінічного інституту ім. М. Ф. Володимирського (дані взято з Московського обласного науково-дослідного клінічного інституту ім. М. Ф. Володимирського (МОНДКІ), Москва), пацієнти з не епілептичними нападами склали 16,5%, то серед осіб похилого віку - 27,5%.

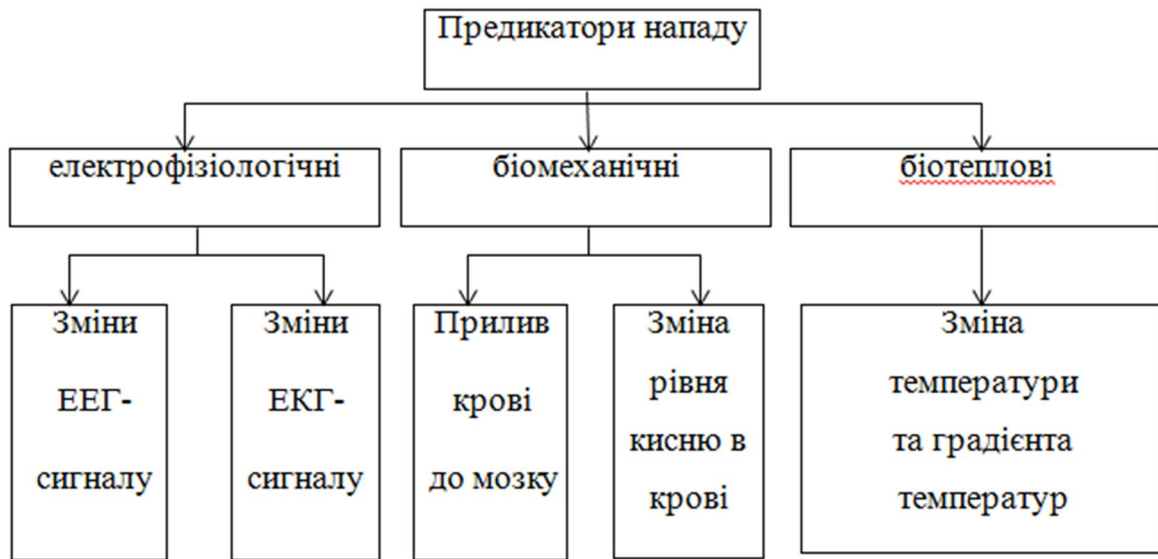
Найчастіше за епілептичні напади приймалися кардіогенні синкопе (кардіогенна непритомність), обумовлені порушенням серцевого ритму, - 7,8%. У таких пацієнтів був обтяжений кардіологічний анамнез (перенесений інфаркт міокарда, локалізований або дифузний кардіосклероз, серцева недостатність). Після проведення добового ЕКГ моніторингу були уточнені причини виникнення синкопальних станів: у більшості хворих такими причинами виявилися епізоди миготливої аритмії або пароксизмальної тахікардії, синдром слабкості синусного вузла з епізодами асистолії до 10-20 с. Такі пацієнти були направлені на встановлення кардіостимулятора, що призводило до повного припинення "нападів".

Для диференціальної діагностики кардіогенних синкопе пацієнтам з підозрою на епілепсію необхідно звернутися за консультацією до кардіолога, провести дослідження ЕКГ, ЕхоКГ холтерівський моніторинг. [3]

Саме тому для діагностики епілепсії необхідні ЕЕГ та ЕКГ датчики.

Як бачимо з таблиці, вони розміщуються відповідно на голові біля вуха та на грудній клітині.

Аналіз вітчизняних і зарубіжних дослідників показав, що весь масив існуючих предикаторів нападу з урахуванням їх проявів, можна представити у вигляді класифікаційної схеми, наведеної нижче в Таблиці 1.2 [7].



Таблиця 1.2 – Класифікаційна схема предикаторів.

1.3. Висновки

Було приведено загальні теоретичні відомості та означення про сенсори, їх призначення та шляхи отримання інформаційних даних. Після цього було проаналізовано та наведено ті типи сенсорів, що підходять для цілей даної роботи, обґрунтовано причини їх використання.

РОЗДІЛ 2. ШЛЯХИ ТА МЕТОДИ БАГАТОМІРНОГО АНАЛІЗУ

Існує багато методів аналізу ЕЕГ та ЕКГ сигналів, втім більшість з них стосуються одномірного аналізу. Приведемо кілька методів багатомірного аналізу даних. До них належать такі як: метод сингулярного розкладу матриці даних, метод багатомірного статистичного аналізу даних, метод багатомірного кореляційного аналізу даних, метод багатомірного регресивного аналізу даних, метод дисперсійного аналізу даних та ін.

Розгляньмо деякі з них, зокрема метод сингулярного розкладу матриці даних. [8]

2.1. Метод сингулярного розкладу матриці даних

Сингулярним розкладом (англ. singular value decomposition, SVD) матриці Z порядку $M \times N$ називається розклад матриці за формулою (1), на головній діагоналі такої матриці стоять сингулярні числа, всі інші елементи є нульовими, матриці U та V є матрицями лівих та правих сингулярних векторів відповідно.

2.1.1. Опис алгоритму

Даний метод полягає у переході від багатомірної матриці даних до нової з ортогональним інформаційним базисом. Для переходу використовуються тільки ті дані, проєкції яких є максимальними по відношенню до інших.

Отож, нехай існує матриця даних Z розмірністю $M \times N$. Тоді нова матриця визначатиметься за формулою:

$$Z = USV^T, \quad (1)$$

де $M \gg N$ – число відліків у одному каналі,

а N – число каналів.

В (1) U – ортонормована матриця сингулярних векторів, що є основою нового інформаційного базису, а $S = [\hat{s}_1, \dots, \hat{s}_N]$ – нормована матриця сингулярних чисел, що обчислюється за формулою:

$$\hat{s}_i = \frac{s_i}{\sum_i^N s_i} \times 100\%, i = 1 \dots N, \quad (2)$$

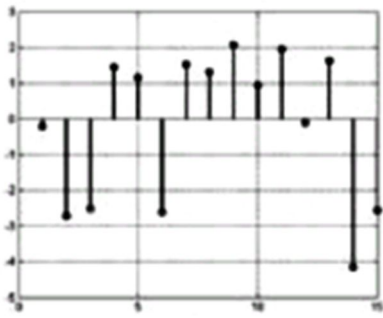
що характеризує відносну величину проєкцій (ранг) матриці даних Z .

Для кращого розуміння наведемо приклад. [8]

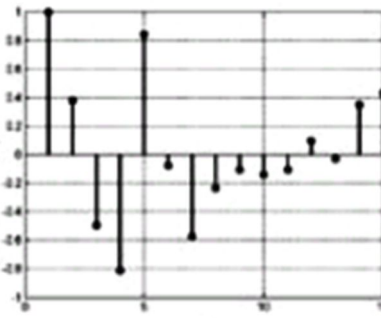
2.1.2. Приклад

2.1.2.1. I етап. Опис системи. Виявлення найінформативнішого вектора ознак

Нехай дано 15-канальний сенсор, що постачає дані, наведені на Рисунку 2.1, частини а і б якого відповідно позначають моментальний зріз у часі показників 15 каналів сенсора та залежність коефіцієнтів кореляції першого каналу від інших 14.



а



б

Рисунок 2.1 – Моментальний зріз даних та коефіцієнти кореляції першого каналу відносно інших.

Кореляція або кореляційна залежність — це статистичний взаємозв'язок двох або більше випадкових величин (або величин, які можна з деяким довільним ступенем точності вважати такими). При цьому зміни значень однієї або декількох з цих величин супроводжують систематичні зміни значень іншої або інших величин.

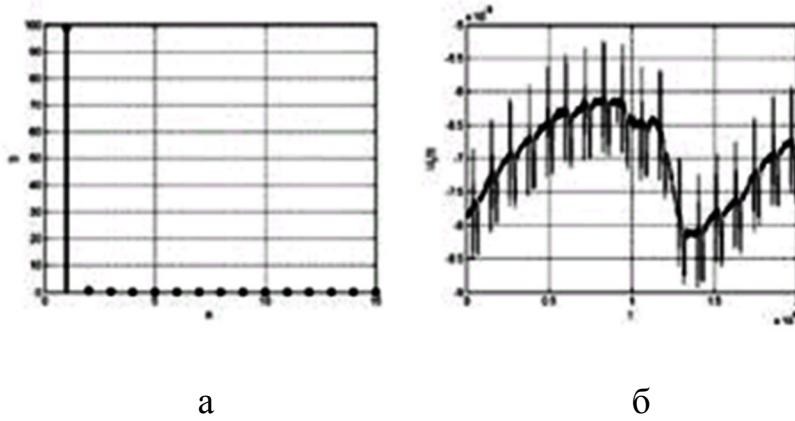
Математичної мірою кореляції двох випадкових величин служить кореляційне відношення або коефіцієнт кореляції R або r .

Дана величина необхідна для визначення основних параметрів, від яких залежить вихідна послідовність, це дозволяє зменшити кількість параметрів, які необхідно аналізувати.

2.1.2.2. II етап. Виконання сингулярного розкладу виявленого вектора

Далі приводяться графіки, що зображують поведінку сигналу, що має найбільшу (основну) інформативність та поведінку сигналу у новому базисі після перетворення на частинах а та б Рисунок 2.2 відповідно.

Вісь y позначає величину сигналу чи коефіцієнту кореляції відповідно, а вісь x — час.



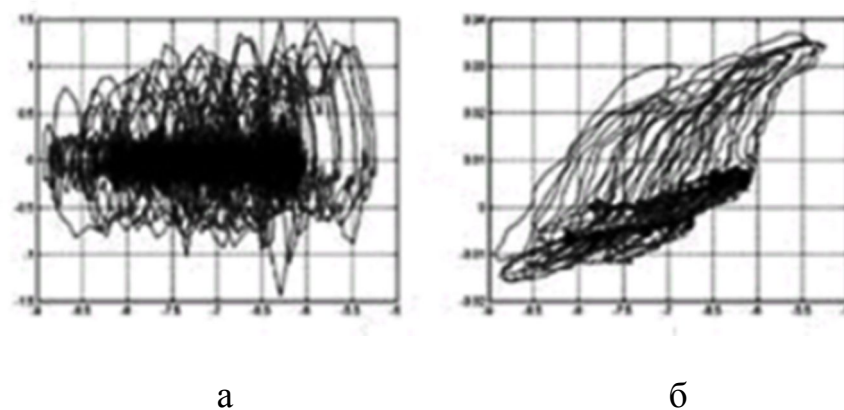
Вісь y позначає величину сингулярного значення та поведінку вектора, що відповідає найбільшому сингулярному числу відповідно, а вісь x – час.

Рисунок 2.2 – Спектр нормованих сингулярних значень та поведінка вектора, що відповідає найбільшому з сингулярних чисел.

З графіка добре видно, що перший сингулярний вектор містить у собі приблизно 99% усієї інформації, тобто інформації з цього каналу достатньо для подальших дослідження та діагностики.

2.1.2.3. III етап. Розгляд випадку побудови фазових портретів у багатомірній системі

Окремої уваги варті фазові портрети, що характеризують багатомірну систему. Розгляньмо їх побудову до та після перетворення відповідно, що показано на Рисунку 2.3 в частинах а та б відповідно. Вони побудовані у системах координат $U_1(t) \div \text{gradient}[U_1(t)]$ та $[U_1(t) \div U_2(t)]$ відповідно.



Вісь y позначає $\text{gradient}[U_1(t)]$ та $U_2(t)$ відповідно, а вісь x – $U_1(t)$.

Рисунок 2.3 – Фазовий портрет багатомірної ЕКГ у системах координат $U_1(t) \div \text{gradient}[U_1(t)]$ та $[U_1(t) \div U_2(t)]$ відповідно.

З Рисунка 6 видно, що знаходження першої похідної лише додає нові шумові фактори, натомість фазовий портрет в системі координат перших двох сингулярних векторів у значній мірі позбавлений шумів.

У випадках, коли необхідно ще більше зменшити вплив шумів, використовують сингулярний розклад вкладених векторів, що відповідають вектору $U_1(t)$, тобто необхідно виконати сингулярний розклад другого порядку.

При цьому на основі $U_1(t)$ формується нова матриця:

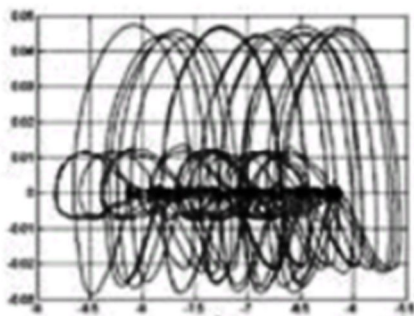
$$U_1 = \begin{bmatrix} u_1(t_1) & u_1(t_2) & \dots & u_1(t_L) \\ u_1(t_2) & u_1(t_3) & \dots & u_1(t_{L+1}) \\ \vdots & \ddots & \dots & \vdots \\ u_1(t_{M-L+1}) & u_1(t_{M-L+2}) & \dots & u_1(t_M) \end{bmatrix}, \quad (3)$$

де L – глибина вкладення (для даного прикладу вибиралась $L = 30$) з подальшим використанням повторного розкладу матриці U_1 на основі виразу:

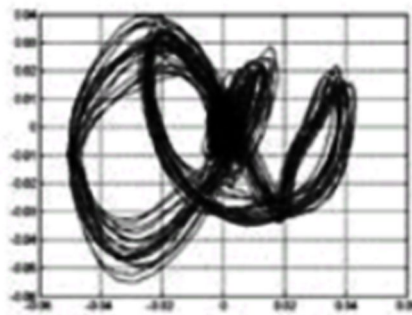
$$U_1 = QWP^T. \quad (4)$$

2.1.2.4. IV етап. Усунення залишкових шумів. Виконання сингулярного розкладу другого порядку

Рисунок 2.4 показує фазові портрети сигналів, побудовані у системах координат $Q_1 \div Q_2$ та $Q_3 \div Q_4$ відповідно.



а



б

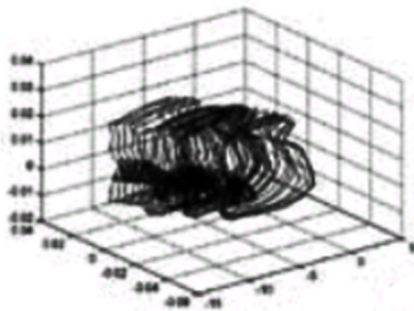
Вісь у позначає Q_2 та Q_4 , а вісь x – Q_1 та Q_3 відповідно.

Рисунок 2.4 – Фазові портрети отримані методом сингулярного розкладу другого порядку вектора з Рисунка 5б у системах координат $Q_1 \div Q_2$ та $Q_3 \div Q_4$ відповідно.

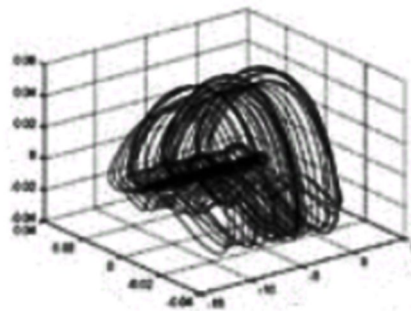
З порівняння Рисунок 2.3 та Рисунок 2.4 видно, що використання методу сингулярного розкладу другого порядку дозволяє нівелювати вплив шуму та чіткіше окреслити деякі особливості фазових портретів, пов'язані з «розшаруванням» фазових траєкторій.

2.1.2.5. V етап. Розгляд випадку, коли вхідні дані одразу подаються у багатомірній системі (по декільком каналам)

Звісно, не завжди ранг матриці Z рівний одиниці. У випадку, коли ранг матриці Z не рівний 1 метод сингулярного розкладу матриці виявляє таку ж ефективність, як і у випадку одиничного рангу. Проте для аналізу таких даних при виконанні сингулярного розкладу першого порядку варто використовувати, наприклад для випадку рангу рівного трьом, систему координат $[U_1 \div U_2 \div U_3]$. Рисунок 2.5 доводить ефективність застосування алгоритму і у такому випадку, частини а та б відображають поведінку сигналу відповідно до та після виконання розкладу.



а



б

Вісі x , y та z позначають U_1 , U_2 , U_3 та Q_1 , Q_2 , Q_3 відповідно для а та б.

Рисунок 2.5 – Тривимірні фазові портрети при рангу матриці Z рівному 3 для систем координат $U_1 \div U_2 \div U_3$ та $Q_1 \div Q_2 \div Q_3$ відповідно.

З усіх наведених для цього методу графіків для цього чітко спостерігається суттєве покращення та чіткіша побудова фазових портретів, що

дає змогу оцінити вихідну послідовність з більшою точністю та чутливістю до певних патогенних змін.

Даний метод включено до функціоналу багатьох обчислювальних програм, зокрема в пакеті ПЗ MATLAB він доступний та виконується за допомогою команди:

```
[U, S, V] = svd(M);
```

2.2. Метод багатомірного кореляційного аналізу даних

2.2.1. Вимоги до даних багатомірного кореляційного аналізу

Перш ніж почати опис даного методу, варто окреслити вимоги до бази даних багатомірного кореляційного аналізу.

Отож, матриця даних з N строчками сигналів з вибірки об'єктів, за якими спостерігали, та $M+L$ стовпчиками за кількістю вхідних M сигналів, що спостерігались та L вхідних параметрів повинна містити лише кількісні дані в натуральних одиницях виміру чи балах.

За відсутності даних по якомусь із критеріїв його замінюють середнім значенням критерію для усієї вибірки, хоч це й призводить до спотворення вхідних даних. Надійний розрахунок можна отримати у випадку, коли у вхідній матриці кількість строчок в 3-5 разів перевищує кількість стовпців, тобто коли кількість об'єктів значно менша за кількість сигналів критеріїв та параметрів, за якими об'єкти спостерігаються.

Усі дані повинні бути ретельно перевірені, а саме треба переконатись, що: усунуті грубі помилки, виключено явно аномальні результати. Вибірка повинна бути безумовно репрезентативною стосовно досліджуваної генеральної сукупності.

Відповідно до цілей та задач дослідження в матрицю необхідно ввести додаткові стовпчики з групуючі ми ознаками, наприклад, групуюча ознака G_1 – контрольна група з кодом 1, піддослідна група з кодом 2, G_m – групуюча ознака чоловіків, G_w групуюча ознака жінок і т.п.

2.2.2. Задачі методу кореляційного аналізу

Багатомірний кореляційний аналіз [9] проводиться для кількісної оцінки напряму, сили та значимості лінійної залежності між усіма змінними бази даних (в нашому випадку база даних містить набір сигналів багатоканальних ЕЕГ та ЕКГ) попарно. Такий зв'язок характеризується коефіцієнтом кореляції Пірсона.

2.2.3. Зміст кореляційного аналізу

Даний алгоритм включено до пакету ПЗ Statistica.

У результаті вирішення за опціями Descriptive statistics та Correlation отримуються наступні результати:

- таблиця числових характеристик змінних;
- кореляційна матриця, що містить кореляційні коефіцієнти та їх рівень значимості для усіх пар змінних.

Відповідність закону нормального розподілу для кожної змінної аналізують за таблицею числових характеристик змінних.

За кореляційною матрицею визначають напрям, силу та значимість кореляційного зв'язку змінних попарно, особливо це стосується зв'язку вхідних та вихідних факторів.

Кількість пар канонічних змінних залежить від розмірності матриці, проте на практиці 2-3 пар канонічних змінних зазвичай достатньо для надійного представлення усієї послідовності змінних.

2.2.4. Реалізація методу

Для усунення недоліку коваріації (міри лінійної залежності двох випадкових величин) був введений лінійний коефіцієнт кореляції (або коефіцієнт кореляції Пірсона), який розробили Карл Пірсон, Френсіс Еджуорт і Рафаель Уелдон в 90-х роках XIX століття. Коефіцієнт кореляції розраховується за формулою:

$$r_{XY} = \frac{cov_{XY}}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{\sum(X - \bar{X})(Y - \bar{Y})}{\sqrt{\sum(X - \bar{X})^2 \sum(Y - \bar{Y})^2}}, \quad (5)$$

де середнє значення вибірок – це:

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n X_t \bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n Y_t.$$

Коефіцієнт кореляції змінюється у межах від -1 до +1.

У багатовимірній моделі кореляційного аналізу (з чотирма і більше змінними) обчислення часткових і множинних коефіцієнтів кореляції ґрунтується на використанні матриці коефіцієнтів парної кореляції.

Порядок часткового коефіцієнта кореляції визначається кількістю фіксованих змінних. Вибірковий приватний коефіцієнт кореляції будь-якого порядку можна визначити за формулою:

$$r_{yx_1/x_2..x_n} = \frac{r_{yx_2/x_1..x_n} - r_{yx_n/x_2..x_n} * r_{x_1x_n/x_2..x_n}}{\sqrt{(1 - r_{yx_n/x_2..x_{n-1}}^2)(1 - r_{x_1x_n/x_2..x_{n-1}}^2)}} \quad (6).$$

Даний вираз розрахований на обчислення великої кількості вибірових часткових коефіцієнтів кореляції від 0 до n-3 порядку, що потребує достатньо громіздких обчислень.

Більш зручним рішенням є обчислення коефіцієнтів кореляції на основі матриці вибірових коефіцієнтів парної кореляції.

$$Q = \begin{bmatrix} 1 & r_{yx_1} & r_{yx_2} & \dots & r_{yx_n} \\ r_{x_1y} & 1 & r_{x_1x_2} & \dots & r_{x_1x_n} \\ \dots & \dots & 1 & \dots & \dots \\ r_{x_n} & r_{x_nx_1} & r_{x_nx_2} & \dots & 1 \end{bmatrix}, \quad (7)$$

де Q – симетрична додатно визначена матриця.

Звідси:

$$r_{yx_1/x_2..x_n} = -\frac{D_{12}}{\sqrt{D_{11}D_{ij}}} \quad (8).$$

$$r_{yx_n/x_2..x_n} = -\frac{D_{ij}}{\sqrt{D_{11}D_{ij}}} \quad (9).$$

Для даних формул – визначник матриці (7) сформований виключенням i -ї строки та j -го стовпчика для кожного визначника відповідно.

Для перевірки значимості часткового коефіцієнта кореляції використовується величина, що має t -розподіл з числом степенів свободи $n-l-2$.

$$t_n = \frac{r_{\text{част.}}}{\sqrt{1 - r_{\text{част.}}^2}} \sqrt{n - l - 2}, \quad (10)$$

де n – число замірів даних;

l – число фіксованих змінних;

$r_{\text{част.}}$ – відповідний вибіркового часткового коефіцієнта кореляції.

Означимо поняття розподілу Стюдента.

2.2.5. Розподіл Стюдента

Якщо випадкова величина Z має стандартний нормальний розподіл ($Z \sim N(0;1)$), а випадкова величина X має розподіл хі-квадрат з n степенями свободи і Z та X незалежні (їх кореляція дорівнює нулю), то випадкова величина $T = \frac{Z}{\sqrt{\frac{X}{n}}}$ має розподіл Стюдента з n степенями свободи (t_n) і t -розподіл

Стюдента визначається формулою:

$$T = \frac{N(0; 1)}{\sqrt{\frac{\chi_n^2}{n}}} \sim t_n. \quad (11)$$

За величиною канонічних коефіцієнтів кореляції судять про силу зв'язку між вхідними та вихідними параметрами. Значимість канонічних коефіцієнтів кореляції та детермінації оцінюють по χ^2 – критерію Пірсона. Коефіцієнти вважають значимими при вірогідності рівній більш ніж 0,95 чи при рівні значимості $p \leq 0,05$.

Довірчий інтервал (інтервал, що покриває невідомий параметр із заданою надійністю) для приватних коефіцієнтів кореляції будується за допомогою z -перетворення Фішера:

$$z - t_y \sqrt{\frac{1}{n - l - 3}} \leq z \leq z + t_y \sqrt{\frac{1}{n - l - 3}};$$

Дамо означення перетворенню Фішера.

2.2.6. Перетворення Фішера

Якщо випадкова величина X_1 має розподіл хі-квадрат з n степенями свободи, а випадкова величина X_2 має розподіл хі-квадрат з m степенями свободи, то випадкова величина $F = \frac{X_1/n}{X_2/m}$ має розподіл Фішера-Снедекора з n і m степенями свободи (t_n):

$$F = \frac{\chi_n^2/n}{\chi_m^2/m} \sim F_{n;m} \quad (12).$$

Для визначення тісноти зв'язку між залежною змінною і сукупністю пояснюючих змінних використовується вибірковий коефіцієнт множинної кореляції, який визначається за формулою:

$$R_{yx_1/x_2..x_n} = \sqrt{1 - \frac{D}{D_{ii}}}, \quad (13)$$

де D – визначник матриці вибіркових коефіцієнтів кореляції;

D_{ii} – алгебраїчне доповнення до елемента r_{ii} .

Для перевірки значущості коефіцієнта множинної кореляції використовується величина

$$F_H = \frac{R^2/l}{(1 - R^2)/(n - l - 2)}, \quad (14)$$

що має F-розподіл з $n-l-2$ степенями свободи.

Такий аналіз дозволяє оцінити зв'язок між вхідними та вихідними параметрами з метою побудови моделей з мінімальним рівнем спотворення сигналу шумами, а також виділити значимі критерії та основні інформативні параметри.

2.3. Метод регресивного аналізу

2.3.1. Суть ітераційного регресивного аналізу

Алгоритм багатомірного регресивного аналізу (Multiple Regression) [9] застосовується для знаходження коефіцієнтів моделі (в нашому випадку модель відповідає набору сигналів багатоканальних ЕЕГ та ЕКГ) для усіх незалежних змінних $X_1 - X_n$ (канали по яким надходять сигнали). Виходячи з рівнів значимості, визначають, які коефіцієнти варто включити у модель, а які – ні. Багатомірний регресивний аналіз забезпечує побудову рівняння регресії для вихідного параметра Y в залежності від $X_1 - X_n$.

Реалізацію методу включено до ПЗ Statistica, у даному ПЗ існує два варіанти регресивного багатомірного аналізу:

- Forward – по чергове включення у модель найбільш значимих критеріїв;
- Backward – по чергове виключення з повної моделі найменш значимих критеріїв;

Відбір значимих змінних реалізовано по критерію $F - \Phi$ шера.

У високоточнісних дослідженнях для отримання коефіцієнтів з рівнем значимості $p \leq 0,05$ задається значення критерію $F = 3-4$. У пошукових дослідженнях моделей з великою кількістю вхідних параметрів значення $F=1-2$ забезпечує включення до моделі коефіцієнтів з рівнем значимості $p \leq 0,3$.

2.3.2. Призначення та зміст багатомірного регресивного аналізу

Стандартний алгоритм регресивного аналізу передбачає розрахунок:

- числових характеристик змінних;
- кореляційної матриці;
- коефіцієнтів моделі з оцінками їх значимості;
- результату дисперсійного аналізу моделі та оцінки коефіцієнтів множинних кореляції та детермінації, середньої квадратичної похибки прогнозу параметра Y по моделі;

- графіка лінії регресії з указуванням 95%-го довірчого інтервалу для прогнозу значень Y ;

Також варто враховувати, що модель може бути як лінійною, так і нелінійною.

Найбільш простою моделлю з лише лінійних параметрів є:

$$\hat{y} = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_nx_n, \quad (15)$$

де \hat{y} – прогнозоване значення вихідного параметра;

b_0 – вільний член;

$b_1 \dots b_n$ – коефіцієнти регресії;

$x_1 \dots x_n$ – можливі значення параметрів X_1 - X_n ;

$b_1x_1 \dots b_nx_n$ – лінійні ефекти факторів;

Коефіцієнти моделі отримують методом найменших квадратів (математичний метод, застосовуваний для вирішення різних завдань, заснований на мінімізації суми квадратів відхилень деяких функцій від шуканих змінних) з вхідної матриці $M \times (N+1)$, де M – число строчок матриці (рівне кількості об'єктів під спостереженням), а $N+1$ – число стовпчиків матриці (рівне кількості незалежних параметрів (n факторів X_1 - X_n) та одної залежної змінної (вихідний параметр Y)).

Значимість цих коефіцієнтів оцінюють за t -критерієм Стьюдента. При побудові моделі високої точності в модель включають лише значимі коефіцієнти з довірчою імовірністю більше або рівною 0,95 чи з рівнем значимості $p \leq 0,05$. У дослідженнях, що мають на меті вивчення характеру змін параметра Y , при зміні факторів та ступеня впливу їх на параметр, допускають включення у модель параметрів з коефіцієнтами, що сягають за рівнем значення $p \leq 0,3$ (тобто довірчою ймовірністю більше чи рівною 0,7).

2.3.3. Дисперсійний аналіз. Оцінка ефективності моделі

Дисперсійний аналіз моделі виконується для оцінки її ефективності. Під ефективністю побудови слід розуміти оцінку інформативності моделі та її

значимість. Модель вважається інформативною, якщо її коефіцієнт детермінації $R^2 > 0,5$. Значимою та достовірною модель вважається за оцінки по рівню значення по F-критерію $p \leq 0,05$ (достовірність $\geq 0,95$).

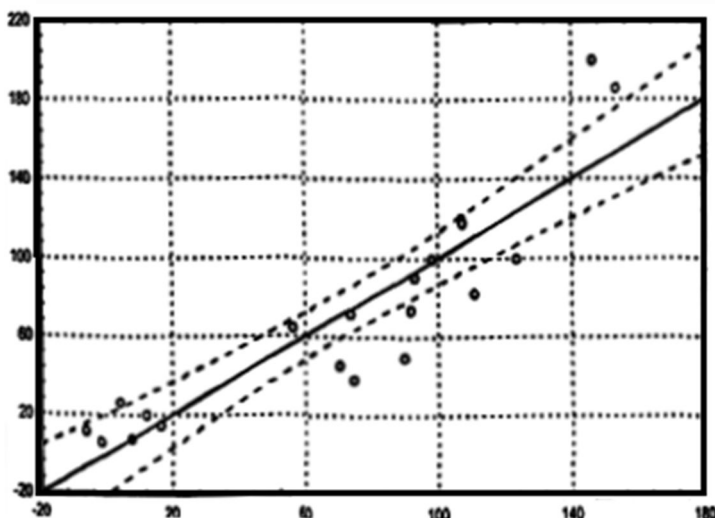
2.3.4. Оцінка степеня впливу критеріїв на модельований параметр

Ступінь впливу векторів на параметр Y розраховується за допомогою величини стандартизованих коефіцієнтів регресії β за формулою:

$$K_j = \frac{100 \times \beta_j}{\sum_{(j)} |\beta_j|} \times R^2, \text{ в } \% \quad (16).$$

2.3.5. Прогноз моделі та оцінка його точності

Прогноз середньо очікуваних значень моделі може бути даний за допомогою моделі (15) чи графіка лінії регресії (Рисунок 9).



Вісь y позначає значення вихідного параметра, вісь x — значення вибірки вхідних параметрів. Пунктиром позначена область, у якій знаходяться параметри, що з високою імовірністю впливають на вихідний параметр.

Рисунок 2.6 – Графік регресії прогнозованих значень параметра Y

Точність та надійність прогнозованого значення параметра оцінюється 95%-м довірчим інтервалом, що розраховується за формулою:

$$Y = \hat{y} \pm t_{95} m_y \quad (17).$$

2.3.6. Особливості нелінійного регресивного аналізу

При нелінійній залежності модельованого параметра від вхідних лінійне рівняння регресії (15) може бути неінформативним. У таких випадках варто

будувати нелінійне рівняння регресії за допомогою операцій ПЗ Statistica: Fixed non-linear модуля Multiple Regression чи Nonlinear Estimation.

Вид нелінійного рівняння легко передбачити, якщо дослідити залежність параметра Y від вхідних X_1 - X_n за допомогою побудови відповідних графіків. Найбільш зручними є степенева та експоненціальна моделі представлення.

Степенева модель:

$$Z = b_0 \times u_1^{b_1} \times u_2^{b_2} \times \dots \times u_n^{b_n}, \quad (18)$$

де Z – залежна змінна;

$u_1 \dots u_n$ – незалежні змінні;

$b_0 \dots b_n$ – коефіцієнти моделі.

Наступним кроком таку модель приведено до лінійних за допомогою логарифмування виразу (18):

$$\ln Z = \ln b_0 + b_1 \ln u_1 + b_2 \ln u_2 + \dots + b_n \ln u_n.$$

Виконаймо заміну $\ln Z = y$, $\ln b_0 = a$, $\ln u_1 = x_1$, $\ln u_2 = x_2$, \dots , $\ln u_n = x_n$ і отримаймо звичайне лінійне рівняння:

$$y = a + b_1 x_1 + b_2 x_2 + \dots + b_n x_n, \quad (19)$$

яке можна побудувати та оцінити стандартним методом регресивного аналізу.

Після визначення коефіцієнтів моделі (19) та оцінки їх значимості, дисперсійного аналізу та оцінки інформативності та значимості моделі виконують її потенціювання, з чого отримують необхідну модель (18), в якій константа $b_0 = e^a$, а коефіцієнти $b_1 \dots b_n$ отримані з моделі (19).

Для простоти обчислень у випадку розрахунку для кількох вихідних параметрів існує матричне представлення такої моделі.

$$Y = X\beta + \varepsilon \quad (20).$$

$$Y = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \dots \\ y_n \end{bmatrix}, X = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1n} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2n} \\ \dots & \dots & \ddots & \dots \\ x_{i1} & x_{i2} & \dots & x_{in} \end{bmatrix}, \beta = \begin{bmatrix} \beta_0 \\ \beta_1 \\ \dots \\ \beta_n \end{bmatrix}, \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \dots \\ \varepsilon_n \end{bmatrix},$$

де Y – вектор-стовпчик фактичних значень залежної змінної розмірністю n ,

X – матриця значень пояснювальних змінних розмірності $i \times (n+1)$,
 β – вектор-стовпчик невідомих параметрів, що оцінюються, розмірності $n+1$,
 ε – вектор-стовпчик випадкових похибок розмірності n з математичним очікуванням $ME = 0$ та коваріаційною матрицею $V(\varepsilon) = M(\varepsilon\varepsilon^T) = \sigma^2 E_i$, враховуючи, що одинична матриця розмірності $i \times i$ це:

$$E_i = \begin{bmatrix} 1 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & 1 \end{bmatrix}.$$

2.4. SVM Метод опорних векторів

SVM (Support Vector Machine) [12] – машина опорних векторів — є однією з найбільш популярних методологій навчання за прецедентами.

Метод, що використовує SVM (метод опорних векторів) полягає у підборі набору алгоритмів навчання схожих з алгоритмом навчання з учителем, використовуються для задач класифікації та регресивного аналізу.

2.4.1. Суть SVM

Суть методу — переведення вхідних векторів в простір більш високої розмірності та пошук роздільної гіперплощини з максимальним зазором у цьому просторі. Дві паралельних гіперплощини будуються по обидва боки гіперплощини, що розділяє задані класи. Роздільною гіперплощиною буде гіперплощина, що максимізує відстань між двома паралельними гіперплощинами. Алгоритм працює за припущенням: чим більше різниця або відстань між цими паралельними гіперплощинами, тим менша середня помилка класифікатора.

Часто в алгоритмах машинного навчання виникає необхідність класифікувати дані. Кожний об'єкт даних представлений як вектор (точка) в r -вимірному просторі (послідовність r чисел). Кожна з цих точок належить лише одному з двох класів. Чи можливо розділити точки гіперплощиною розмірністю $(r-1)$? Це типовий випадок лінійної роздільності. Таких гіперплощин може бути багато. Тому цілком природно вважати, що максимізація зазору між класами сприяє більш впевненій класифікації. Тобто можливо знайти таку

гіперплощину, щоб відстань від неї до найближчої точки була максимальною. Це означає, що відстань між двома найближчими точками, що лежать по різні сторони гіперплощини, максимальна. Якщо така гіперплощина існує, то вона і є відповіддю на поставлене питання; вона називається оптимальною роздільною гіперплощиною, а відповідний їй лінійний класифікатор називається оптимальним роздільним класифікатором.

2.5. Метод QRS-детекції.

Комплекс QRS [16] - це назва комбінації з трьох графічних прогинів, які можна побачити на звичайній електрокардіограмі (ЕКГ). Зазвичай це центральна і найбільш візуально очевидна частиною трасування. Це відповідає деполяризації правого і лівого шлуночків людського серця. Зазвичай ЕКГ має п'ять прогинів, довільно названих "P" і "T" хвилями. Тригери Q, R і S-хвиль спрацьовують в швидкій послідовності, але не всі вони з'являються у відповідно відведених їм місцях, і не завжди відображають одну подію, і тому зазвичай розглядаються разом. Q-хвиля - це будь-яке відхилення вниз після піку P. R-хвиля – це будь-яке відхилення вгору, а S-хвилі - це будь-яке відхилення вниз після R-піку. T-хвиля слідує за S-хвилею, і в деяких випадках містить додаткову U-хвилю, що слідує за піком T.

Рисунок 2.7. показує схематичне зображення нормальної ЕКГ з різними хвилями, позначеними на ньому.

Рисунок 2.8. показує різні види та комбінації QRS-комплексів та їх номенклатуру.

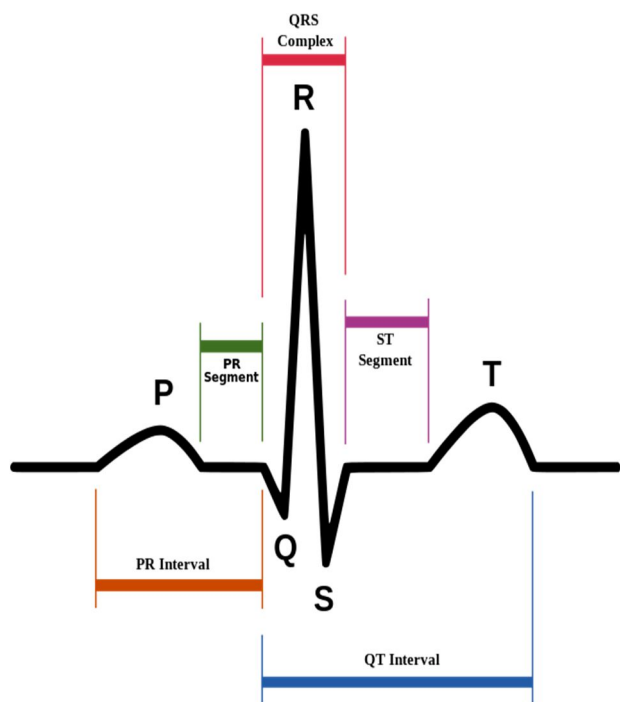


Рисунок 2.7 – Схематичне зображення нормальної ЕКГ

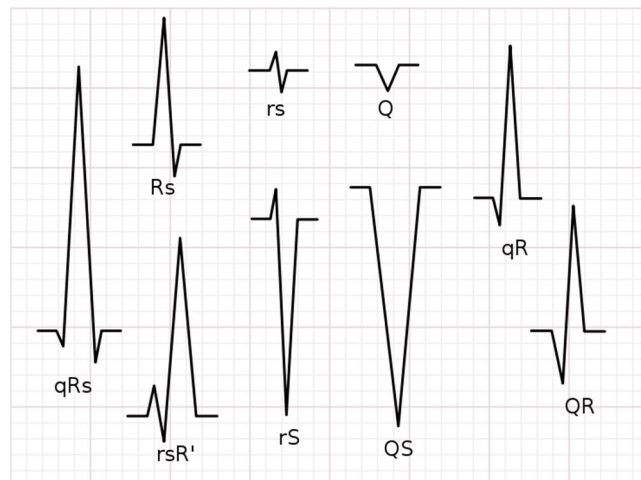


Рисунок 2.8 – Різні QRS-комплекси та їх номенклатура.

2.6. Метод k найближчих сусідів

2.6.1. Означення методу

Метод k-найближчих сусідів [18] — метричний алгоритм автоматичної класифікації об'єктів. Основним принципом методу найближчих сусідів є те, що об'єкт присвоюється того класу, який є найбільш поширеним серед сусідів даного елемента.

Сусіди беруться виходячи з безлічі об'єктів, класи яких вже відомі, і, виходячи з ключового для даного методу значення k вираховується, який клас найбільш численний серед них. Кожен об'єкт має кінцеве кількість атрибутів (вимірів).

Передбачається, що існує певний набір об'єктів з уже наявною класифікацією.

2.6.2. Визначення класу

Алгоритм може бути застосований до вибірок з великою кількістю атрибутів (багатовимірним). Для цього перед застосуванням потрібно визначити функцію дистанції. Класичний варіант визначення дистанції — дистанція в евклідовому просторі.

До уваги береться не тільки кількість потрапили в область певних класів, але і їх віддаленість від нового значення.

Для кожного класу j визначається оцінка близькості:

$$Q_j = \sum_{i=1}^n \frac{1}{d(x, a_i)^2},$$

де $d(x, a)$ — дистанція від нового значення x до об'єкта a .

У якого класу вище значення близькості, той клас і привласнюється новому об'єкту.

2.6.3. Визначення неперервної величини

За допомогою цього методу можна обчислювати значення одного з атрибутів класифікованого об'єкта на підставі дистанцій від потрапили в область об'єктів і відповідних значень цього ж атрибуту у об'єктів.

$$x_k = \frac{\sum_{i=1}^n k_i d(x, a_i)^2}{\sum_{i=1}^n d(x, a_i)^2},$$

де a_i — i -й об'єкт, що потрапив у область;

k_i — це значення атрибуту k для заданого об'єкту a_i ;

x — новий об'єкт;

x_k — k -тий об'єкт нового атрибуту.

2.6.4. Кроки алгоритму

Кроки алгоритму:

1. Знайти метрики.
2. Відсортувати навчальну вибірку за спаданням метрики.
3. Вибрати перші k об'єктів відсортованої вибірки.

4. Підсумувати вагову функцію по всіх об'єктах у відповідні класу об'єкти асоціативного масиву.
5. Вибрати з отриманого асоціативного масиву ключ, якому відповідає максимальне значення — клас об'єкта x .

2.7. Висновки

Було досліджено шляхи багатомірного аналізу комплексних натільних біомедичних систем. А саме: методи багатомірного аналізу, зокрема такі як: метод сингулярного розкладу матриці векторів ознак, метод кореляційного аналізу, метод покрокового регресивного аналізу. Також в подальшому було наведено деякі інші методи багатомірного аналізу, як, наприклад, за допомогою SVM-класифікаторів, метод дисперсійного аналізу, методи спектрального та когерентного аналізу, метод QRS-аналізу та ін.

Після ознайомлення з методами статистичного аналізу багатомірних даних, можна перейти до опису алгоритмів розпізнавання та діагностування епілептичних нападів, що засновані на методах багатомірного аналізу даних.

РОЗДІЛ 3. АЛГОРИТМИ РОЗПІЗНАВАННЯ ТА ДІАГНОСТУВАННЯ НАПАДІВ.

Опис кожного з алгоритмів був би доволі громіздкою задачею, тому варто зосередити увагу на декількох найефективніших з них. Доцільно привести таблицю алгоритмів реалізації багатомірного аналізу та визначити, які з алгоритмів є найбільш ефективними.

3.1. Вибір метрик оптимальності технічних рішень

Дамо означення деяким термінам [10] з Таблиці 3.1.

3.1.1. Означення термінів. Метрики

Чутливість – коефіцієнт виявлених за годину справжніх нападів.

$$\text{Чутливість} = \frac{СН}{СН + ХЗ'}$$

де СН – справжній напад;

ХЗ – хибний здоровий стан;

Ефективність – коефіцієнт, що позначає відсоток вірно виявлених нападів.

$$\text{Ефективність} = \frac{СН}{СН + ХН'}$$

де ХН – хибний напад.

Розрізнявальна здатність – коефіцієнт, що характеризує кількість виявлених за годину випадків нападів (справжніх чи хибних).

$$\text{Розрізнявальна здатність} = \frac{СН + СЗ}{СН + ХЗ + СЗ + ХН'}$$

де СЗ – справді здоровий стан.

СВН – справжній випадок нападу; коефіцієнт, що позначає відношення кількості справді виявлених нападів до загальної кількості усіх виявлених нападів.

ХВН – хибний випадок нападу; коефіцієнт, що позначає відношення кількості хибно виявлених нападів до загальної кількості усіх виявлених нападів.

Латентність – час затримки між електрографічним та клінічним початком нападу. Деколи електрографічному початку може слідувати клінічний початок нападу, але деколи – ні, даний факт не є закономірним.

Також приведемо джерела статистичних даних для методів Таблиці 3.1 та деякі [10] характеристики обладнання, з яким ці бази даних було заповнено.

3.1.2. Джерела біомедичних даних для аналізу

SMC БД (SMC Dataset - Stellate, Montreal, Canada) – база даних епілептичного телеметричного блоку Монреальського Неврологічного інституту при госпіталі. Частота дискретизації 200 Гц. Тип сенсора: 24-32-канальний, біполярні електроди. Частота фільтра – 0,5-70 Гц. Матеріал: 28 пацієнтів/126 нападів/652 години реєстрації.

ФБД (Freiburg Dataset) – Фрейбурзька база даних (Німеччина). Частота дискретизації 256 Гц. Тип сенсора: 6-канальний, біполярні електроди. Матеріал: 57 пацієнтів/91 напад/1400 годин реєстрації.

СНВ БД (СНВ Dataset - Children's Hospital (Boston, USA) Dataset) – База даних Дитячого Госпіталю Бостона (Бостон, США). Частота дискретизації 256 Гц. Тип сенсора: 8-канальний, біполярні електроди. Матеріал: 23 пацієнти/163 напади/844 години реєстрації.

КСН БД (КСН Dataset) – база даних Госпіталю при Королівському коледжі (Лондон, Велика Британія). Частота дискретизації 200 Гц. Тип сенсора: 7-12-канальний. Матеріал: 10 новонароджених/633 напади/154,1 години реєстрації.

Таблиця 3.1 – Порівняння продуктивності найкращих алгоритмів виявлення нападу.

№	Назва алгоритму	Чутливість (%)	Розрізняє напад	СВН (%)	ХВН (%)	Латентність	База даних*
1	Гогма	69	2,3	-	-	-	54/281
2	Ліу	84	-	-	98	-	54/281
3	Вілсон	76	0,11	-	-	-	672/426
4	Хасан	92	-	3,7	-	-	64/8
5	Сааб	78	0,86	-	-	9,8	SMC БД
6	Ку	100	0,03	-	-	9,35	47/12/ 29
7	Меєр	96	0,45	-	-	1,6	Ф БД
8	Селка	93	-	4	-	-	53/4
9	Шеб	96	0,07	-	-	4,6	СНВ БД
10	Керем	86	-	-	-	-	95/8
11	Барі	74	-	13,18	97,52	-	КСН БД
12	Нацехі	79	-	12,47	98,25	4,7	КСН БД

*Примітка. Цифри у колонці «База даних» позначають у відповідному порядку Кількість нападів/Кількість пацієнтів/Кількість годин монтажу.

3.1.3. Обладнання (Типи пристроїв)

Розглянемо на прикладі сучасного обладнання Easy ECG та Neurotravel деякі різновиди, можливості, опції та призначення апаратури з даними сенсорами.

3.1.3.1. Можливості пристроїв ЕКГ моніторингу на прикладі сучасної біомедичної системи Easy ECG Pocket

Easy ECG Pocket [4] реєструє ЕКГ і передає її в оцифрованому вигляді на блок управління по бездротовому зв'язку.



Блок управління - це комунікатор (КПК з мобільним телефоном), оснащений програмою Mobile ECG. Пристрої сполучені бездротовим каналом Bluetooth. Блок управління приймає сигнали, що реєструється за допомогою Easy ECG Pocket, візуалізує і запам'ятовує їх. Після цього запис можна натисненням однієї кнопки передати на центральну станцію. Запис передається за кілька секунд по мережі Інтернет, і практично миттєво – по бездротовій локальній мережі.

Рисунок 3.1 – Мобільний пристрій реєстрації ЕКГ сигналів.

Даний пристрій може використовуватися як для передачі ЕКГ по Інтернету, так і в стаціонарному нагляді. ЕКГ передається по бездротовій локальній мережі. Якщо мережа не працює в місці знаходження пацієнта, всі записані ЕКГ можна пізніше передати на центральну (перебуваючи, наприклад, поблизу центральної станції).

Число мобільних реєстраторів (МР), що працюють з однією центральною станцією, залежить від її призначення. У системі "Швидкої допомоги" це число може становити кілька десятків, для невеликого стаціонару може бути достатньо і одного МР.

3.1.3.2. Можливості системи Easy ECG Pocket.

Програма Mobile ECG виконує:

- прийом Bluetooth реєстрованої ЕКГ, її візуалізацію і збереження разом з даними пацієнта (якщо вони введені, що не обов'язково);
- припинення запису вручну або автоматично при досягненні її максимальної довжини (автоматичне забезпечення мінімальної довжини запису (10 сек.) максимальна довжина запису – до 5 хвилин, стандартне значення - 16 с). Число збережених записів становить не менше 50 (залежить від характеристик комунікатора і тривалості записів ЕКГ);
- управління візуалізацією сигналу (відображення 12 або 6 відведень за вибором), зміна розгортки по вертикалі і горизонталі, цифрова фільтрація сигналу;
- збільшення зображення обраного відведення;
- зберігання записів в енергонезалежній пам'яті комунікатора з автоматичним знищенням самої старої запису при появі нового;
- вибір зі списку та перегляд раніше збережених записів, видалення непотрібних записів;
- вибір кольорової схеми зображення сигналу;
- передача тільки що зроблених або збережених раніше записів на центральну станцію по мережі Інтернет або локальній мережі;

Програма працює під ОС Windows Mobile і може бути встановлена на більшість сучасних КПК.

Центральна станція (ЦС) прийому і аналізу ЕКГ дозволяє приймати вхідні записи ЕКГ з МР, зберігати їх в базі даних «пацієнти-дослідження» і розробляти подальшу обробку записів з усіма можливостями 12-канального кардіореєстратора Easy ECG.

3.1.3.3. Переваги системи Easy ECG Pocket

Переваги такої системи це:

- "Постійний" візуальний контроль ЕКГ на екрані дисплея. Ефективне управління висновками ЕКГ: вибір щільності, чутливості цифрових фільтрів. Адаптивний фільтр дрейфу базової лінії

Основне завдання адаптивної фільтрації полягає в усуненні нестационарних шумів з нестационарного сигналу, тобто фільтр постійно адаптується до мінливих характеристик перешкод і сигналів. Адаптивні алгоритми регулюють коефіцієнти цифрового фільтра таким чином, щоб сигнал помилки був мінімізований по деякому критерію. На практиці часто використовують різні варіанти градієнтного алгоритму найменшої середньоквадратичної помилки (LMS), рекурсивного алгоритму найменших квадратів (RLS), ітераційний регресивний аналіз [5].

- Збільшення будь-якого фрагмента записаного сигналу з автоматизованими вимірами інтервалів і амплітуд;
- Зберігання записів ЕКГ та інформації про пацієнтів у базі даних "пацієнти - дослідження". Вибір, візуалізація та аналіз будь запису ЕКГ. Можливість порівняння нового запису з раніше записаними ЕКГ цього ж пацієнта;
- Автоматична розмітка та інтерпретація ЕКГ. Висновок по усередненому кардіоциклу з маркерами інтервалів і таблицями параметрів. Можливість ручного коректування маркерів з автоматичним перерахунком параметрів. Написання, збереження і друк лікарського висновку з опцією включення і редагування тексту;

- Кольоровий лазерний друк сигналу, результатів його обробки і лікарського висновку;
- Вибір друкарських форм з набору, відповідного стандартам для 12-канальних електрокардіографів. Можливість друку стандартизованої форми для вітчизняних ЛПУ.
- Імпорт/експорт записів ЕКГ у форматі DICOM, EDF і оригінальному форматі.

3.1.3.4. Опціональний функціонал системи Easy ECG Pocket

Опції обладнання, доступні користувачу:

- Мережеве підключення до комп'ютера електрокардіографа комп'ютерної станції для "розшифрування" ЕКГ;
- Прийом кардіограм від мобільного реєстратора;
- Інтеграція Easy ECG в госпітальну комп'ютерну систему;
- Блок підключення сертифікованого за міжнародними стандартами модуля для розмітки та інтерпретації НЕС-ЕКГ (Biosigna, Німеччина) в якості альтернативи оригінальному модулю розмітки та інтерпретації.

3.1.3.5. Можливості пристроїв ЕЕГ моніторингу на прикладі сучасної біомедичної системи Neurotravel

Електроенцефалографи Neurotravel [4] випускаються з 1995 р. і успішно працюють в країнах Західної Європи, США, Росії, Україні та інших країнах. Постійне вдосконалення дозволяє підтримувати їх рівень у відповідності з найвищими вимогами часу. Програмне забезпечення Neurotravel просте у використанні і має великий набір сучасних методів обробки ЕЕГ, тому область застосування цих систем досить широка.



Рисунок 3.2 Мобільний пристрій реєстрації ЕЕГ сигналів.

3.1.3.6. Области застосування системи Neurotravel

Области застосування:

- Щоденний запис ЕЕГ в клінічних умовах;
- Тривалий моніторинг ЕЕГ (з відеозаписом і без);
- Реєстрація викликаних потенціалів (зорові і слухові);
- Наукові дослідження, реєстрація когнітивних викликаних потенціалів;

3.1.3.7. Комплектація систем Neurotravel

Комплектація систем Neurotravel:

- LIGHT - енцефалограф з друком ЕЕГ на звичайному папері (24, 32 або 40 каналів);

Електроенцефалограф Neurotravel LIGHT - це високопродуктивний прилад, побудований повністю на цифрові технології. Прилад комплектується підсилювачем, який має 24, 32 або 40 вхідних каналів. Можлива реєстрація поліграфічних каналів.

- MINI - мініатюрний енцефалограф (8 каналів);



8-канальний компактний варіант електроенцефалографа Neurotravel з можливістю бездротового запису для щоденних клінічних досліджень, інтраопераційного моніторингу EEG, аналізу EEG новонароджених.

Рисунок 3.3 – Переносний 8-канальний пристрій EEG.

Neurotravel LIGHT працює з комп'ютерною системою. EEG відображається на екрані і записується на жорсткий диск. Після реєстрації EEG можна переглянути зроблений запис, проаналізувати його і роздрукувати потрібні фрагменти на принтері комп'ютера.

- SMART - переносний рекордер для тривалого EEG моніторингу (16-32 канали);

Автономні переносні реєстратори для тривалого EEG моніторингу мають від 16 до 32-х каналів, частина яких може бути поліграфічними. Прилади легкі і компактні, працюють від акумулятора, що заряджається при підключенні до комп'ютера. Можуть працювати і як звичайні електроенцефалографи, в тому числі і в бездротовому режимі. Записи EEG зберігаються в базі даних і аналізуються за допомогою програми Neurotravel.

- GEM-100 - переносний рекордер для тривалого моніторингу EEG (16-32 канали) з унікальними EEG шоломами Geodesic Sensor Net;

Ті ж властивості що й для моделі SMART.

GEM-100 поставляється в комплекті з унікальними EEG шоломами Geodesic Sensor Net (США).

Пояснимо деякі терміни з таблиці.

МЕЕГ – мозкова електроенцефалограма.

ФЕП – фокальна епілепсія.

ГЕП – генералізована епілепсія.

НЕП – пароксизмальні стани не епілептичної природи.

Апалічний синдром (АС) — комплекс психоневрологічних розладів, що виявляється як повна втрата пізнавальних функцій при збереженні основних вегетативних функцій головного мозку.

Панічна атака (ПА) або вегетативний криз являє собою раптовий, болісний для хворого, напад важкої тривоги, що супроводжується страхом, в поєднанні з різними вегетативними (соматичними) симптомами.

Пароксизм — посилення нападу болю (лихоманки, болю, задишки) до найвищого ступеня; іноді цим словом позначають також напади хвороби, що періодично повторюються.

Синкопальний стан - раптова короткочасна (кілька секунд) повністю оборотна втрата свідомості.

Міоклонія - короткочасні мимовільні скорочення частини або всього м'яза чи декількох м'язів, викликають (або не викликають) руховий ефект.

Апноє — це зупинка дихальних рухів.

Безсоння (інсомнія) — це розлад сну, що характеризується недостатньою тривалістю або незадовільним якістю сну або поєднанням цих явищ на протязі значного періоду часу.

Парасомнія – це деструктивне порушення сну, яке може відбуватися під час пробудження після фази сну із швидким рухом очей або часткових пробуджень під час фази сну з повільним рухом очей.

Синдром «замкненої людини» (англ. locked-in syndrome) — синдром, який характеризується відсутністю адекватної реакції хворого на зовнішні, у тому числі й словесні стимули через параліч мимічної та жувальної мускулатури.

Епілептичний статус (епістатус) — це стан, за якого епілептичні напади слідуєть один за іншим (звичайно більше 30 хвилин), і в проміжках між нападами хворий не приходить до тями.

Можемо бачити який з типів моніторингу дає найкращі результати виходячи з таблиці, приведеної нижче.

Таблиця 3.2 – Типи моніторингу [6]

Вид моніторингу ЕЕГ	Кількість випадків (%)	Можлива причина проведення МЕЕГ	Число виявлених випадків (%)
Амбулаторний моніторинг	231 (66%)	Епілепсія	149 (64%)
		- ФЕН	87
		- ГЕН	36
		- ремісія	24
		- невизначене	2
		НЕН	82 (36%)
		- ПА, вегетативні парок.	14
		- синкопальні стани	12
		- міоклонії, тіки	2
		- апноз	12
- інсомнії, парасомнії	42		
- демонстративні напади	2		
Палатний моніторинг	58 (16%)	Епілепсія	26 (45%)
		- ФЕП	17
		- ГЕП	6
		- ремісія	3
		НЕП	32 (55%)
- ПА, вегетативні парок.	8		

		- синкопальні стани	6
		- міоклонії, тіки	2
		- апное	2
		- інсомнії, парасомнії	15
		- демонстративні напади	2
Реанімаційний моніторинг	65 (18%)	Кома (стан та прогноз)	16 (25%)
		Смерть мозку	12 (18%)
		Формування АС	17 (26%)
		Формування синдрому	6 (10%)
		Locked-in	
		Дихальна недостатність	4 (6%)
		Епістатус	10 (15%)

З Таблиці 3.1 добре видно, що найкращі результати серед усіх алгоритмів дають кілька алгоритмів, а саме: алгоритм Ку, алгоритм Меєра та алгоритм Шеба. Ці три алгоритми відзначаються своєю високою чутливістю до виявлення збоїв у сигналах роботи головних систем органів пацієнта, що реєструються різноманітними біомедичними датчиками, а також мають достатню мобільність для зручності діагностування хвороби у пацієнтів, що не знаходяться під медичним наглядом у лікарні. Така мобільність та чутливість є дуже важливими властивостями даних алгоритмів, оскільки це дає змогу моментально діагностувати загострення хвороби (напад) та швидко надати необхідну медичну допомогу, незалежно від місцезнаходження пацієнта.

Пояснимо деякі терміни з Таблиці 5 та Таблиці 6.

R-R інтервал - час (сек) між максимумами сусідніх R-хвиль.

Енергії хвиль довготривалих носіїв – енергії, що протягом довгого часу зберігає носій і що дуже повільно розсіюються з часом.

Коефіцієнти вейвлет-перетворень – коефіцієнти, що знаходяться за допомогою вейвлет-функції.

Вейвлети (wavelets) [11] - це математичні функції, що дозволяють аналізувати різні частотні компоненти даних. Вейвлети мають істотні переваги в порівнянні з перетворенням Фур'є, тому що з їх допомогою можна легко аналізувати нестационарні сигнали, або сигнали з гострими сплесками. Крім того, вейвлети дозволяють аналізувати дані згідно з масштабом, на одному із заданих рівнів (малому або великому).

Ефективна реалізація вейвлет-перетворення (пірамідальний алгоритм) дозволяє виконувати аналіз даних за час порядку $O(N)$. Унікальні властивості вейвлетів дозволяють спроектувати базис, в якому представлення даних буде виражатися кількома ненульовими коефіцієнтами. Ця властивість робить вейвлети дуже зручними для розміщення даних, у тому числі відео- та аудіо-інформації. Дрібні коефіцієнти розкладання можуть бути відкинуті у відповідності з обраним алгоритмом без значного впливу на якість упакованих даних.

Вейвлети знайшли широке застосування в цифровій обробці зображення, обробці сигналів і аналізі даних.

Таблиця 5 [10] показує деякі величини та параметри, що використовуються тими чи іншими вибраними нами алгоритмами, а Таблиця 6 [10] для ЕЕГ.

Таблиця 3.3 Ознаки для ЕКГ.

Тип ознак	Назва характеристики, метрика	№ алг-му
Частотні	Дуже низькі частоти (Very low frequency - VLF): < 0,04 Гц	6
	Низькі частоти (Low frequency - LF): 0,04-0,15 Гц	
Часові	Варіативність R-R інтервалів (мсек)	11
	Максимум R-R інтервалів (мсек)	
	Мінімум R-R інтервалів (мсек)	
	Частота пульсу (xv^{-1})	

Таблиця 3.4 Ознаки для ЕЕГ.

Тип ознак	Назва характеристики, метрика	№ алг-му
Частотні	Відносна потужність спектрального діапазону delta (0,1-4 Гц)	9
	Відносна потужність спектрального діапазону theta (4-8 Гц)	
	Відносна потужність спектрального діапазону alpha (8-15 Гц)	
	Відносна потужність спектрального діапазону beta (15-30 Гц)	
	Гранична спектральна частота	11
Часові	Енергії хвиль довготривалих носіїв	13
Частотні та часові	Енергетичні рівні коефіцієнтів вейвлет-перетворень	9, 14

Тепер, коли було описано та охарактеризовано способи та прилади, за допомогою яких здобуваються багатомірні біомедичні дані, та типи необхідних даних, перейдімо до розгляду алгоритмів, що оперують цими даними.

3.2. Опис найефективніших алгоритмів

3.2.1. Алгоритм Ку

Ку та колеги [10] розробили перший орієнтований на пацієнта алгоритм виявлення нападу. Цей алгоритм реалізовано на принципі найближчих сусідніх класифікаторів, що дає змогу визначити список характеристик стану пацієнта при нападі чи в його нормальному стані. Класифікатор створює та вдосконалює класифікаційні моделі і навчається розрізняти стани виходячи з даних векторів параметрів ознак (вектор ознаки), що надходять з доступних ЕЕГ каналів, та реєструє напад у тому випадку, коли половина з сигналів, що надходять по каналах, співпадає з ознаками нападу, що були обрані експертом.

Для аналізу та дослідження моделей матриць векторів ознак було використано величини узяті з 29 годин монтажу 47 нападів 12 пацієнтів та подані у Таблиці 5 за № алгоритму - 6.

Розгляньмо алгоритм Ку детальніше, як найбільш чутливий, а отже найефективніший (Таблиця 3.1).

У методі Ку [12] виявлення нападу відбувалось за результатами аналізу по 7 критеріям: номер каналу, тип виявленої аномалії, коефіцієнт амплітуди в поточному такті у порівнянні з фоновою амплітудою, середня частота ЕЕГ в поточному такті, середня частота амплітуди фонових хвиль ЕЕГ, коефіцієнт варіювання довжини хвилі та коефіцієнт амплітуди хвилі в поточному такті у порівнянні зі коефіцієнтом амплітуди хвилі протягом наступних 8 сек.

Таким чином виявлення нападу може бути представлено як точка у семивимірному просторі. Назвемо цей простір простором виявлення нападу. До нього входять усі виявлені випадки аномалій, як помилкові, так і справжні. Для кожного пацієнта, що проходить тестовий моніторинг з подальшим виявленням безлічі ХВН, ХВН критерії з даної сесії також можуть бути розміщені у просторі виявлення нападу. Коли у поточній сесії визначається новий критерій, постає необхідність визначення критерію, як критерію ХВН, та його подальшого ігнорування у випадку співпадіння, або як критерію СВН, який відповідно буде враховано та збережено. Було запроваджено міру виявлення, яку назвали "схожістю".

3.2.1.1. Суть міри схожості

Подібність між двома точками в просторі виявлення, одна з яких належить до контрольного СВН, визначається не лише обрахуванням Евклідової відстані між двома точками, але й можливим розподілом контрольних СВН ознак.

Точки показані нижче визначені у просторі виявлення. Точка F представляє собою ЕЕГ критерій з контрольної групи СВН ознак та представлена значеннями вектора V_F в просторі виявлення. Її імовірний розподіл для даної контрольної групи СПН ознак задано векторами P_F . P_{iF} вектор - це представлення розподілу i , що належить площині простору виявлення для точки F. Точка N представляє собою новий ЕЕГ критерій та

представлена вектором V_N в просторі виявлення. Вона має статистично вимірну відстань до F :

$$(V_F - V_N)^T W^{-1} (V_F - V_N). \quad (21)$$

$SIMIL_{FN}$ - це значення схожості між F та N . $G(V_F, V_N, P_F)$ - головна функція міри схожості між F та N та $COR(\sum P_{iF})$ - модифікована та нормалізована функція, що обговорюється далі. Подібність між F та N визначається формулами:

$$SIMIL_{FN} = G(V_F, V_N, P_F) \times COR\left(\sum_{i=1}^7 P_{iF}\right), \quad (22)$$

$$G(V_F, V_N, P_F) = \frac{100}{(V_F - V_N)^T W^{-1} (V_F - V_N) + 1} = \frac{100}{\sum_{i=1}^7 EDIS_{iFN} \times P_{iF}^2 + 1},$$

$$COR\left(\sum_{i=1}^7 P_{iF}\right) = C \times (e - e^{(1/T \times \sum_{i=1}^7 P_{iF} + 1)}),$$

де i - позначає площину;

$EDIS_{iFN}$ - це Евклідова відстань між F та N в площині i .

$V_F = [V_{1F}, V_{2F}, V_{3F}, V_{4F}, V_{5F}, V_{6F}, V_{7F}]$, $V_N = [V_{1N}, V_{2N}, V_{3N}, V_{4N}, V_{5N}, V_{6N}, V_{7N}]$.

$$W^{-1} = \begin{pmatrix} P_{1F}^2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & P_{2F}^2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & P_{3F}^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & P_{4F}^2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & P_{5F}^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & P_{6F}^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & P_{7F}^2 \end{pmatrix},$$

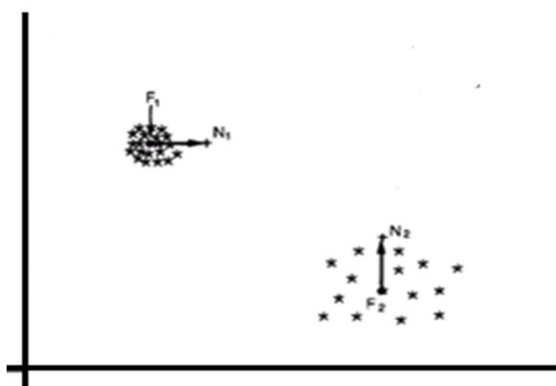
де T - параметр модифікації;

а C - константа нормування.

Значення $SIMIL$ коливається від 0 до 100, де 0 означає повну невідповідність, а 100 - повну подібність.

Функція $G(V_F, V_N, P_F)$ обернено пропорційна до константної вимірної відстані $(V_F - V_N)^T W^{-1} (V_F - V_N)$ між точками F та N . Це має 2 наслідки: по-перше, подібність стає більшою при меншій Евклідовій відстані, по-друге, подібність обернено пропорційна площі можливого розподілу P_F , що складає матрицю ваги W^{-1} . Звідси маємо: якщо дві нові точки виявлення $N1$ та $N2$

мають однакову Евклідову відстань до двох точок хибних виявлень F_1 та F_2 , але F_1 знаходиться на місці щільного розподілу (висока імовірність розподілу P_{F_1}), а F_2 на розрідженому розподілі (низька імовірність P_{F_1}) тоді N_1 більш подібний до F_1 , аніж N_2 до F_2 . (Рисунок 3.4 [12]). Інакше кажучи, якщо F знаходиться на площі щільного розподілу, висока подібність між F та N можлива лише якщо N близький до F і навпаки, якщо F на площі розрідженого розподілу, висока подібність між F та N можлива лише якщо N не надто близький до F .

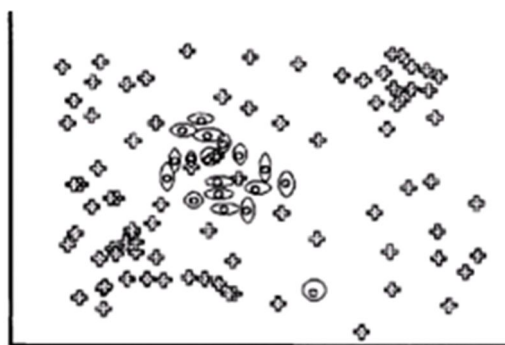


Осі позначають два виміри (2 площини). Точки F_1 та F_2 – точки ХВН тестової ЕКГ, точки N_1 та N_2 – точки нових ЕЕГ моніторингів.

Рисунок 3.4 – Використання щільності ймовірностей для визначення ступеня подібності.

Вища логіка, тим не менш, породжує деякі негаразди, коли показники P_F низькі в усіх 7 площинах. Це причина, з якої точка F ізолювана на просторі виявлення. В такому випадку коефіцієнт функції подібності може бути дуже високим навіть у випадках, коли Евклідова відстань між F та N досить велика. Тому виникає необхідність у впровадженні корегуючої функції COR, що належить сумі усіх 7 ймовірностей (щільностей) для точки F . Зі зростанням суми усіх 7 ймовірностей, функція прямує до 1. Так ми можемо визначити функцію G , без визначення значення коефіцієнта подібності. Коли ж сума усіх 7 ймовірностей зменшується, функція COR швидко спадає. Таким чином ми не використовуємо функцію подібності для випадків коли F майже ізолювана. Параметр T може бути використаний для задання поняття "малої" чи "великої" суми ймовірностей. Функція COR нормалізована і приймає значення від 0 до 1, в той час як коефіцієнт подібності - від 0 до 100.

Функція вищої подібності дозволяє визначити частину простору виявлення, в якій вірогідніше усього опиняться СВН конкретного пацієнта: оскільки функція подібності усіх визначених точок СВН критерієм буде більша за встановлений поріг ХВН для даного пацієнта. (Рисунок 3.5 [13]).



Вісі представляють виміри. + на графіку означає, що було виявлено справжній напад, ° - що хибний.

Рисунок 3.5 – Опис випадків ХВН

Звісно, не виключено, що у деяких пацієнтів показники справжнього нападу опиняться також у зоні "хибних випадків виявлення". В подібному випадку існує ймовірність прогледіти справжній напад. Нажаль, один тестовий моніторинг не може дати абсолютно усіх можливих критеріїв нападу конкретного пацієнта. Втім, для багатьох пацієнтів все одно можливо показати різні варіації критеріїв справжніх нападів. Тоді все ще можливо визначити, як багато було випадків хибного виявлення, що дає змогу визначити ймовірність втрати сигналу СВН для конкретного пацієнта. Деколи визначення вірогідності втрати СВН дає навіть кращі результати і може значно скоротити кількість підпросторів хибного виявлення (завдяки збільшенню порогу для функції подібності), що відповідно зменшить вірогідність впустити СВН. Якщо навіть у такому випадку станеться декілька випадків втрати СВН, маємо змогу збільшити підпростір ХВН для збільшення вірогідності усунення хибних виявлень. Необхідно використовувати коефіцієнт різниці між відсотком хибних виявлень та відсотком втрати СВН. Варіюючи поріг функції подібності, шукають найвище значення цієї величини.

3.2.2. Алгоритм Меєра

Меєр та команда співробітників [10] сформували бази даних нападів у шести різних категоріях, градація по яким реалізується за допомогою параметра частоти домінуючого ритму (вектор ознак, що несе у собі основну кількість інформації), що з'являється при нападі. Потім група SVM була запрограмована на розрізнення кожною одного з параметрів, поставлених у відповідність стану нападу, для визначення періоду вихідної послідовності сигналу ЕЕГ, в якому містяться певні параметри ознак нападу.

Замість того, щоб добувати вектори ознак, а тоді вже класифікувати їх по відповідним класам, алгоритм Меєра здобуває та одразу класифікує дані з кожного каналу, що містять у собі середні (по кожному каналу) значення векторів ознак, такі як кількість переходів через нульовий рівень (по амплітуді), значення коефіцієнтів кореляції чи значення коефіцієнтів потужності вейвлет-перетворень сигналів.

Для аналізу та дослідження моделей матриць векторів ознак було використано величини узяті з ФБД.

Алгоритм Меєра використовує методи спектрального [14] (сукупність методів якісного і кількісного визначення складу об'єкта, заснована на вивченні спектрів взаємодії матерії з випромінюванням, включаючи спектри електромагнітного випромінювання, акустичних хвиль, розподілу мас і енергій елементарних частинок і т. ін.) та когерентного аналізу [14] (вважається індикатором функціональних взаємозв'язків між різними корковими областями, когерентний аналіз ЕЕГ може бути використаний для об'єктивної оцінки синхронності функціональної активності областей головного мозку з метою побудови диференційованих клініко-діагностичних та терапевтичних програм).

Спектральний аналіз реалізовано у мові MATLAB командою:

```
x = abs(fft(x));
```

Результатом побудови моделі методу Меєра стали графіки, зображені на Рисунок 3.6 та Рисунок 3.7 [14].

Для обох графіків остання частина показує коефіцієнт інформативності сигналу, інші – зміну когерентності (вона ж кореляція) параметрів у часі залежно від зміни частоти відповідно від 4 до 400 Гц. Вісь у позначає рівень сигналу, а вісь x – час.

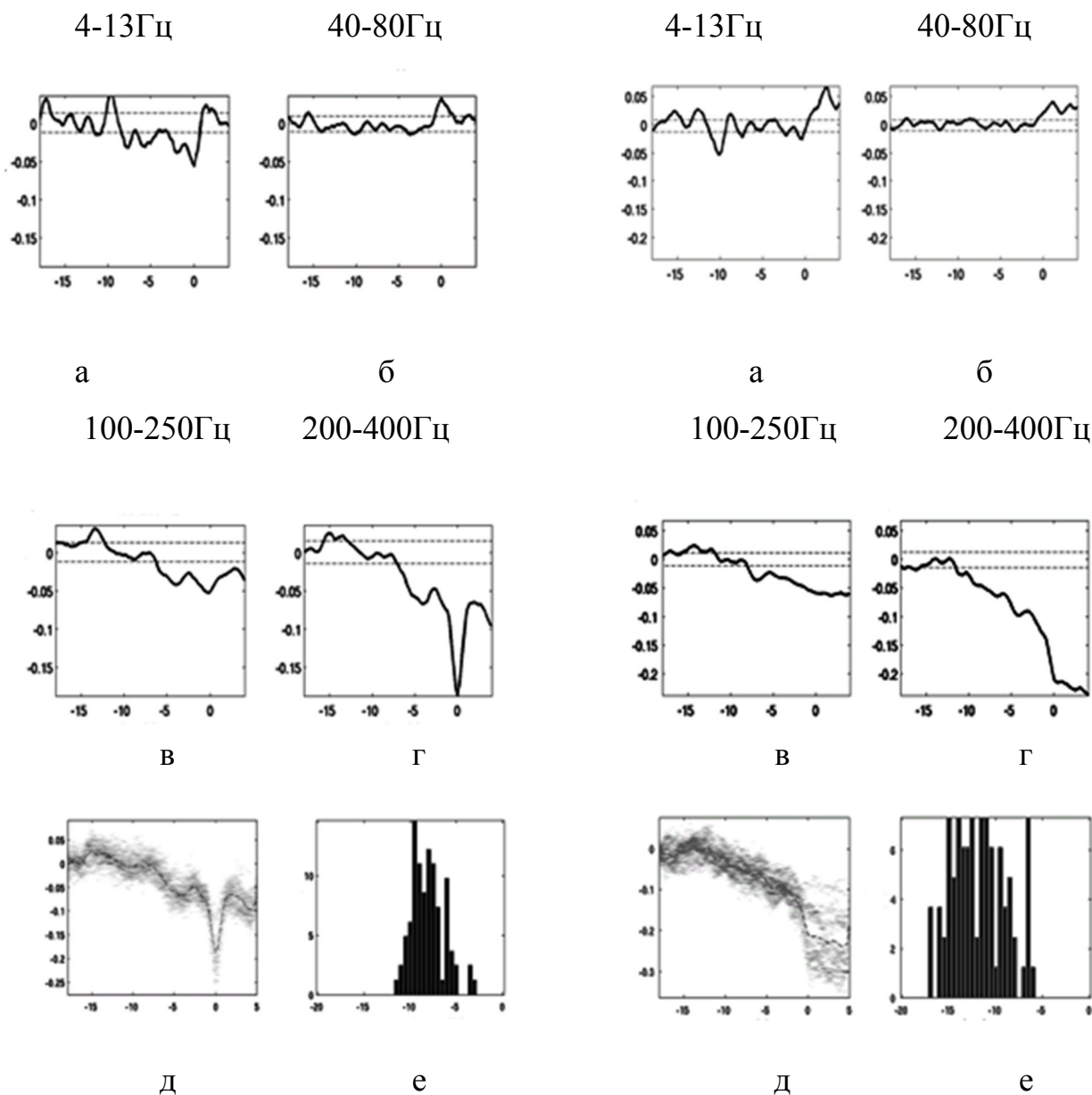


Рисунок 3.6 – Кореляційний миттєвий зріз до аналізу. Рисунок 3.7 – Кореляційний миттєвий зріз після аналізу.

Рисунок 3.6, Рисунок 3.7 – Зміна когерентності у часі при зміні частоти сигналу.

3.2.3. Алгоритм Шеба

Алгоритм Шеба [10] представляє собою один з орієнтованих на пацієнта алгоритмів виявлення нападу. Він збирає дані по восьми каналам для 8 векторів ознак з хвиль частотою 0-25 Гц за допомогою 3 Гц полосового фільтра та використовує SVM-класифікатори для класифікації вхідних даних з векторів. Кожен з них проходить проміжок в L секунд по кожному з N ЕЕГ каналів, пропущених через базу фільтра.

3.2.3.1. Визначення бази фільтра

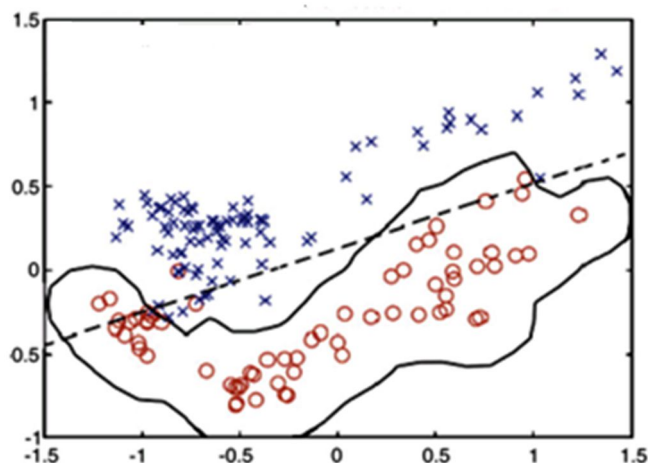
Нехай \mathcal{F} – фільтр на множині X . Сім'я підмножин $\mathcal{B} \subset \mathcal{F}$ називається базою (базисом) фільтра \mathcal{F} , якщо кожний елемент фільтра \mathcal{F} містить деякий елемент бази \mathcal{B} , тобто для кожного \mathcal{B} існує \mathcal{B} таке, що $\mathcal{B} \subset Y$. При цьому фільтр \mathcal{F} співпадає з сімейством усіх можливих надмножин множин з \mathcal{B} .

В свою чергу, після проходження послідовності вхідних векторів ознак через базу фільтра, обчислюється M ознак для кожного каналу, що відповідає за енергетичним рівнем заданому частотному спектру. M отриманих характеристик з кожного з N (для алгоритму Шеба - 8) каналів групуються у матрицю параметрів $M \times N$, що автоматично фіксує просторові та спектральні співвідношення між каналами. Нарешті, векторам ознак матриці призначається клас двокласового SVM-класифікатора.

SVM навчається відрізнити та класифікувати стани здоров'я та нападу для кожного пацієнта шляхом складення та постійного вдосконалення існуючої моделі матриці векторів ознак. Вилучення векторів ознак здорового стану пацієнта відбувається з N годин запису мозкової активності на ЕЕГ. Вектори ознак нападу беруться з перших S секунд тестового нападу.

Для аналізу та дослідження моделей матриць векторів ознак було використано величини узяті з СНВ БД та подані у Таблиці 3.1 за № алгоритму – 9.

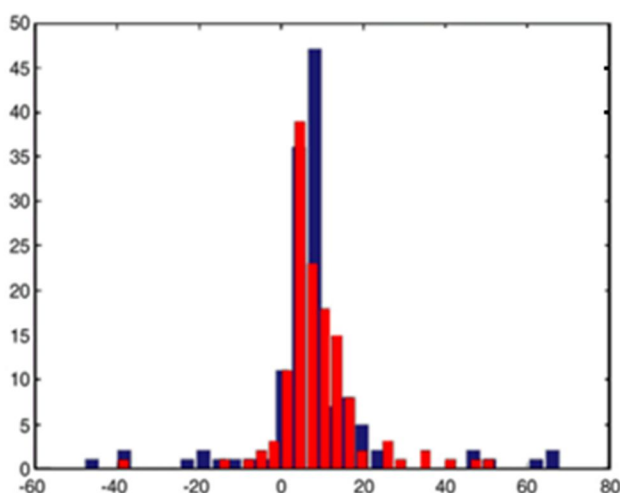
Реалізовується алгоритм Шеба за схемою алгоритму Ку. Так само з тестового моніторингу обираються СПН та ХВН точки-випадки, та сортуються у відповідні їм площини. Підбирається площина, що оптимально розділяє площини СПН та ХВН. Дану схему підтверджує Рисунок 3.8 [15].



Вісі представляють виміри. + на графіку означає, що було виявлено справжній напад, ° - що хибний. Пряма, позначена пунктиром, - площина, що оптимально розділяє площини СВН та ХВН.

Рисунок 3.8 – Опис випадків ХВН та СПН

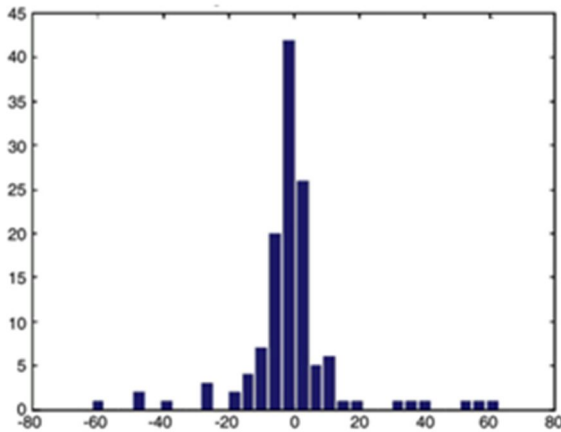
Рисунок 3.9 [15] показує гістограму типових та нетипових помилок детермінації часу закінчення нападу притаманну даному алгоритму.



Вісь y позначає кількість виявлених нападів з помилкою детермінації, а вісь x – час затримки виявлення часу закінчення нападу. Синім кольором позначені нетипові випадки (притаманні лише конкретному пацієнту), червоним – типові.

Рисунок 3.9 – Гістограма типових та нетипових помилок виявлення часу закінчення нападу

Рисунок 3.10 [15] показує гістограму оцінки похибки обчислення тривалості нападу для алгоритму Шеба на прикладі даних конкретного пацієнта.



Вісь y позначає кількість виявлених нападів, а вісь x – похибку тривалості нападу, тобто – час.

Рисунок 3.10 – Гістограма оцінки похибки обчислення тривалості нападу

Тепер, коли було описано усі алгоритми, можна зробити висновки стосовно схожості та відмінності алгоритмів.

3.2.4. Порівняльна характеристика алгоритмів Ку, Меєра та Шеба

Як бачимо, алгоритми Ку і Шеба схожі за способом сортування матриці векторів ознак (на два класи (площини) – СПН та ХВН) – сортуються одразу усі дані, одна площина розбивається на дві, що відповідають класам СПН та ХВН – та суттєво відрізняються від алгоритму Меєра котрий, навпаки, передбачає сортування векторів ознак одразу ж при отриманні їх з сигналів вхідної послідовності. Також алгоритм Шеба відрізняється від двох інших тим, що інформація з датчиків перед тим як потрапити до векторів ознак, проходить стадію фільтрації за допомогою полосового фільтра, а також інформація дискретизується не тільки за кількістю каналів та векторів ознак, але й за кількістю розбивань на часові проміжки (відліки). Крім того, алгоритм Шеба є високочастотним та має більш широкий діапазон аналізу сигналів порівняно з алгоритмом Ку: здатен працювати з частотами від 0,1 до 30 Гц, на відміну від

алгоритму Ку, що працює з частотами меншими за 0,04 Гц (Таблиця 3.2 та Таблиця 3.3).

Алгоритм Ку, є найчутливішим, а тому й найефективнішим з усіх (100%), за ним слідує алгоритми Меєра та Шеба з однаковим рівнем чутливості – 96% (Таблиця 3.1).

Також варто розглянути алгоритми, що використовують для аналізу декілька типів даних, наприклад, дані з ЕЕГ та ЕКГ одночасно.

3.3. Розгляд алгоритмів аналізу багатомірних даних

До таких алгоритмів належать алгоритми приведені у Таблиці 3.4 [10]. Вони розсортовані за параметром чутливості у порядку спадання.

Отож опишемо основну суть деяких з цих алгоритмів.

3.3.1. Описова характеристика алгоритмів

Куїнт та ін. [10] дослідили зміни в ЕКГ, які відбувалися протягом епілептичного нападу у дорослих пацієнтів, і заключили, що часто характеристики змінюються на середньому проміжку значень серцевого ритму (частота серцевих скорочень на сек.)

Даний алгоритм використовує такі метрики, як енергетичні рівні (амплітудні значення гармонік) коефіцієнтів вейвлет-перетворень (Таблиця 3.4).

Зіджльман та ін. [10] спробували чітко задокументувати поведінку серцевої системи під час епілептичного нападу у дорослого пацієнта. Вони виявили, що серцевий ритм (СР) суттєво зростає протягом проміжку часу в 10^{-1} сек. у 73% усіх випадків (для 93% пацієнтів), деколи починаючи від точки клінічного початку нападу, а деколи за 30 секунд до будь-якої реєстрації аномальної електричної активності мозку на ЕЕГ.

Таблиця 3.5 – Перелік алгоритмів багатокритеріального аналізу даних.

№	Назва алгоритму	Чутливість	Розрізнявальна здатність	Автори	Посилання на статтю
10	Керем	86	-	H. Kerem and A. B. Geva,	“Forecasting epilepsy from the heart rate signal,” Med. Biol. Eng. Comput., 43, 230-239 (2005).
12	Нацехі	79	-	S. Nasehi and H. Pourghassem,	“A novel epileptic seizure detection algorithm based on analysis of EEG and ECG signals using probabilistic neural network,” Aust. J. Basic Appl. Sci., 5, No. 12, 308-315 (2011).
11	Баррі	74	-	R. Barry, G. Boylan, R. Reilly, et al.,	“Neonatal seizure detection using a combination of EEG and ECG analysis,” Clin. Neurophysiol., 117, Suppl. 1, 200 (2006).
13	Зіджльм анс	73	-	M. Zijlmans, D. Flanagan, and J. Gotman,	“Heart rate changes and ECG abnormalities during epileptic seizures: prevalence and definition of an objective clinical sign,” Epilepsia, 43, 847-854 (2002).
14	Куїнт	-	-	S. Quint, H. Nagle, J. Messenheimer, and M. Tennison	“Assessing autonomic activity from the EKG related to seizure onset detection and localization,” in: 2nd Ann. IEEE Symp. on Computer-Based Med. Syst., Minneapolis, pp. 2-9 (1989).
15	Бенітес	-	-	Benitez, P. Gaydecki, Zaidi, and A. A.	“The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis,” Comput. Biol. Med., 31, No. 5, 399-406 (2001).

Даний алгоритм використовує такі метрики, як часова область для виміру енергій хвиль довготривалих носіїв (Таблиця 3.4).

Керем та кол. [10] використали серії проміжків часу між максимумами R-R інтервалу для того, щоб спрогнозувати виникнення нападу у дорослої людини, використовуючи наступні проміжки реєстрування СР в алгоритмі нечіткої кластеризації – сортування на класи (являє собою випадок нелінійної задачі регресивного аналізу).

Чіткі алгоритми кожному об'єкту вибірки ставлять у відповідність номер кластера, тобто кожен об'єкт належить тільки одному кластеру. Нечіткі алгоритми кожному об'єкту ставлять у відповідність набір речовинних значень, що показують ступінь відносини об'єкта до кластерів. Таким чином, кожний об'єкт відноситься до кожного кластеру з деякою ймовірністю.

Баррі та ін. [10] розробили алгоритм виявлення нападу з індивідуальним підходом, котрий використовує для аналізу як ЕЕГ, так і ЕКГ сигнали. Такий алгоритм працює орієнтуючись на 6 властивостей (домінантний спектральний пік (т. максимуму сигналу основної інформативності), коефіцієнт потужності та ширина смуги доміантного спектрального піка (амплітудне значення та ширина смуги гармоніки сигналу основної інформативності), нелінійні вектори ознак енергія (сигнал, чия енергія смуги гармоніки, надходить до класифікаторів у багатомірному вигляді), ентропія спектра та довжина смуги) ЕЕГ сигналів та на 6 властивостей (середній R-R інтервал, стандартне відхилення інтервалів, спектральна ентропія середнього R-R інтервалу, середня зміна амплітуди сигналу на R-R інтервалі та інтервал потужності спектральної щільності розподілу) ЕКГ сигналів. R-R інтервал визначено як час (сек.) між сусідніми точками максимуму для R-хвиль Бенітезом [47].

Рисунок 17 показує загальну структуру алгоритму Баррі [10].

Даний алгоритм використовує такі метрики та величини, як часова область виміру варіативності гармонік R-R інтервалу (мсек) – проміжок часу, на якому розташовано R-R інтервал, максимум R-R інтервалу (мсек), мінімум

R-R проміжку (мсек), середня частота CP (хв^{-1}) (Таблиця 3.3) та граничну спектральну частоту (Таблиця 3.4).

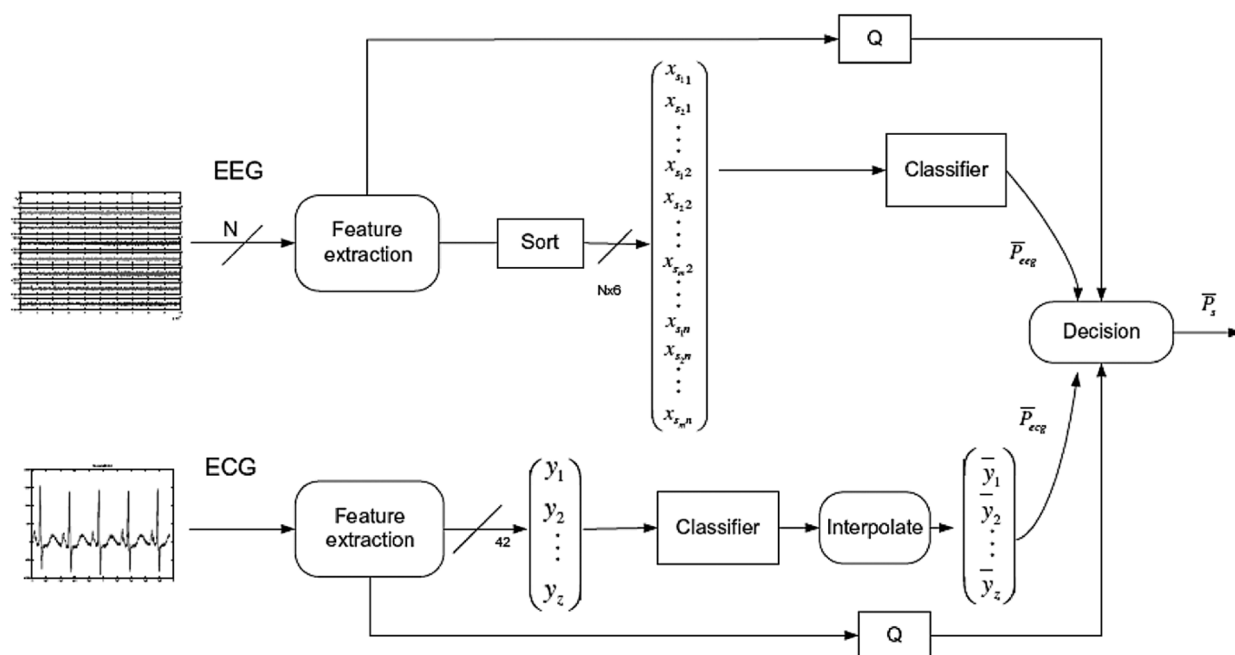


Рисунок 3.11 – Покрокова структурна схема алгоритму Баррі

Нацехі та ін. [10] розробили алгоритм виявлення нападу базований на аналізі EEG так EKG сигналів для виявлення тих випадків нападів, що не відображаються на EEG. У цьому алгоритмі беруться проміжки довжиною в L сек. з даних реєстрації здорового стану пацієнта та стану нападу. Виконується декомпозиція функцій цих даних за функціями Габора, після чого вони розсортовуються на просторові, спектральні та часові. Після цього 5 властивостей, таких як кількість нульових коефіцієнтів кореляції, найбільший та найменший коефіцієнти кореляції та середнє і стандартне відхилення коефіцієнтів кореляції беруться з кожного класифікованого вхідного вектора ознак. Синхронно із цим 4 властивості, такі як середнє значення CP, миттєве значення CP, коефіцієнт потужності та спектральна ентропія беруться з проміжків довжиною в L сек. Нарешті вірогіднісний класифікатор нейронної мережі вчиться добувати характеристики величин, зміна яких властива при нападі. та характеристики здорового стану з EEG та EKG сигналів, щоб

визначити індивідуальне значення величини оптимальних границь нелінійних рішень.

Штучна нейронна мережа (ШНМ, нейронна мережа) - це набір нейронів, з'єднаних між собою. Як правило, передаточні функції всіх нейронів у нейронній мережі фіксовані, а ваги є параметрами нейронної мережі й можуть бути змінені. Деякі входи нейронів помічені як зовнішні входи нейронної мережі, а деякі виходи - як зовнішні виходи нейронної мережі. Подаючи будь-які числа на входи нейронної мережі, ми отримуємо якийсь набір чисел на виходах нейронної мережі. Таким чином, робота нейронної мережі полягає в перетворенні вхідного вектора у вихідний вектор, причому це перетворення задається вагами нейронної мережі.

Якщо завдання буде вирішуватися за допомогою нейронної мережі, то необхідно зібрати дані для навчання. Навчальний набір даних являє собою набір спостережень, для яких вказано значення вхідних і вихідних змінних. Перше питання, яке потрібно вирішити, - які змінні використовувати і скільки (і яких) спостережень зібрати.

Під кластеризацією розуміється розбиття множини вхідних сигналів на класи, при тому, що ні кількість, ні ознаки класів заздалегідь не відомі. Після навчання така мережа здатна визначати, до якого класу належить вхідний сигнал. Мережа також може сигналізувати про те, що вхідний сигнал не відноситься ні до одного з виділених класів — це є ознакою нових, відсутніх в навчальній вибірці даних. Таким чином, подібна мережа може виявляти нові, невідомі раніше класи сигналів. Відповідність між класами, виділеними мережею, і класами, що існують у предметній області, встановлюється людиною. Кластеризацію здійснюють, наприклад, нейронні мережі Кохонена.

Розгляньмо детальніше принцип роботи алгоритму, описаного Бенітезом.

3.3.2. Алгоритм Бенітеза.

Було винайдено багато різних підходів для збільшення точності QRS-детекції, включаючи й метод трансформації за функцією Гілберта.

Використання Гілбертового трансформування уперше було описано Болтоном та Уестпалом. Загалом, цей метод аналізу показань ЕКГ використовує показники векторного та полярного кардіографів та вивчає концепти про реальні характеристики хвиль до та після перетворення Гілберта. Було розроблено прототип двоступеневого QRS-детектора, що орієнтується на визначення числа перетинів нульового рівня при Гілбертовому перетворенні відповідно до величини магнітуди при цьому перетворенні.

Новий підхід до QRS-детекції [17] використовує та висвітлює дещо інші властивості Гілбертового перетворення. Новий алгоритм використовує диференціювання першого порядку ЕКГ-сигналу та його Гілбертове перетворення для виявлення ділянок ЕКГ з високою вірогідністю розташування R-піків. Подібно до методу описаного Болтоном та Уестпалом другий етап цього алгоритму використовує початкові оцінки для локалізації R-піків на ЕКГ. Такий підхід має ряд переваг порівняно з методом описаним вище, оскільки мінімізуються небажані ефекти піків T та P хвиль а новий алгоритм чудово працює навіть з високим рівнем шумів. Більше того, на відміну від методу Болтона та Уестпала, він не потребує визначення станів хвилі до та після перетворення.

3.3.2.1. Гілбертове перетворення

Задана функція у реальному часі $x(t)$, а Гілбертове перетворення до неї описано формулою нижче:

$$\hat{x}(t) = H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) \frac{1}{1 - \tau} d\tau \quad (23).$$

З (23) бачимо, що незалежна змінна не впливає на результат цього перетворення, тож вихідна функція $\hat{x}(t)$ також є функцією залежною від часу. Крім того $\hat{x}(t)$ це лінійна функція від $x(t)$. Вона отримана з $x(t)$ за допомогою згортки $(\pi\tau)^{-1}$, як показано у наступному співвідношенні:

$$\hat{x}(t) = \frac{1}{\pi} \times x(t), \quad (24)$$

переписавши (24) та виконавши над нею перетворення Фур'є матимемо:

$$F\{\hat{x}(t)\} = \frac{1}{\pi} F\left\{\frac{1}{t}\right\} F\{x(t)\} \quad (25).$$

Оскільки

$$F\left\{\frac{1}{t}\right\} = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{x} e^{-j2\pi f x} dx = -j\pi \operatorname{sgn} f, \quad (26)$$

де $\operatorname{sgn} f$ приймає значення $+1$ для $f > 0$, 0 для $f = 0$ та -1 для $f < 0$, перетворення Фур'є Гілбертового перетворення функції $x(t)$ здійснюється за допомогою (25) в:

$$F\{\hat{x}\} = -j \operatorname{sgn} f F\{x(t)\} \quad (27).$$

У частотному діапазоні результуюча функція отримується множенням $x(t)$ на $j(+90^\circ)$ для від'ємних частот та на $-j(-90^\circ)$ для додатних частот.

Результуючий часовий діапазон може бути знайдено за допомогою виконання оберненого перетворення Фур'є. В той час як Гілбертове перетворення початкової функції $x(t)$ дає спряжену гармоніку.

Прораховування концептів аналітичного сигналу та початкового сигналу $x(t)$ у реальному часі до Гілбертового перетворення може бути описане таким виразом:

$$y(t) = x(t) + j\hat{x}(t) \quad (28).$$

Перетворення $B(t)$ від $y(t)$ може бути задане як:

$$B(t) = \sqrt{x^2(t) + \hat{x}^2(t)}, \quad (29)$$

а його миттєвий фазовий кут у комплексному представленні заданий як:

$$\phi(t) = \arctan\left(\frac{\hat{x}(t)}{x(t)}\right) \quad (30).$$

Як показано на Рисунку 3.12 $B(t)$ та $x(t)$ мають спільний тангенс та однакові значення точок y і т.д., перетворення визначене у (29) буде мати однакові вигин (опуклість, випуклість) та магнітуду для початкового сигналу $x(t)$ біля чи в точках локальних максимумів. Схожим чином з (29) бачимо, що $B(t)$ функція завжди додатна.

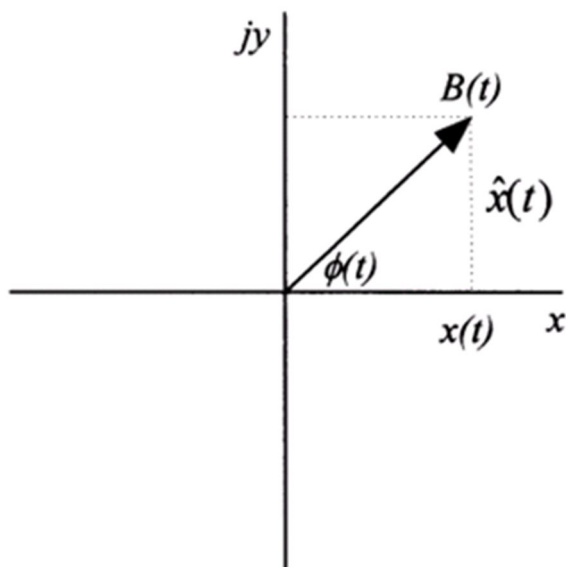


Рисунок 3.12

Отже, максимально велика інформативність $B(t)$ досягається функцією у точках $x(t) = 0$ при Гілбертовому перетворенні.

Також варто описати правила техніки безпеки, яких слід дотримуватися, щоб життю пацієнта ніщо не погрожувало.

3.4. Висновки

Було розглянуто медичні методи аналізу сигналів комплексних натільних біомедичних систем, приведено та пояснено їх характеристичні властивості, обрано декілька найефективніших алгоритмів, приведено їх загальний та порівняльний опис, результати роботи, та джерела статистичних даних для досліджень. Також було розглянуто алгоритми багатомірного аналізу даних, які виконують аналіз за даними ЕЕГ та ЕКГ одночасно.

РОЗДІЛ 4. ВДОСКОНАЛЕНИЙ МЕТОД АНАЛІЗУ БАГАТОМІРНИХ ДАНИХ

4.1. Детектування епілептичних нападів.

У розділі дипломної роботи подано алгоритм, що забезпечує детектування нападів при одночасному аналізі сигналів електроенцефалограми (ЕЕГ) та електрокардіограми (ЕКГ). Робота алгоритму заснована на автоматизованому розрахунку набору оптимальних систем фільтрації для зашумлених біомедичних сигналів, розрахунку значень ознак і подальшої класифікації значень ознак. Побудована на виході алгоритму модель

класифікації може бути використана в режимі реального часу для своєчасного виявлення епілептичних нападів.

4.2. Опис алгоритму.

Серед існуючих алгоритмів аналізу сигналів комплексних натільних біомедичних систем високу чутливість при детектуванні епілептичних нападів показали алгоритми Ку [13], Меєра [14] і Шеба [15]. Структура запропонованого алгоритму зображена на Рисунку 1.

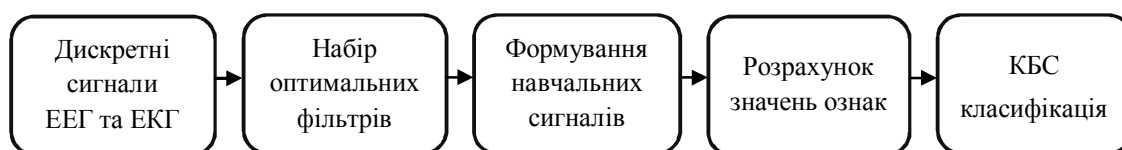


Рисунок 4.1 – Структура алгоритму

На відміну від алгоритму Шеба в запропонованому алгоритмі автоматизовано розраховується набір оптимальних систем фільтрації просте ковзне середнє (ПКС) [21] для каналів ЕЕГ і ЕКГ. Далі виробляється фільтрація зашумлених сигналів та формування навчальних сигналів. Для навчальних сигналів розраховуються відповідні значення ознак (вектор ознак): математичне середнє (μ) та середньоквадратичне відхилення (σ). На основі значень ознак будується модель класифікації за методом k-найближчих сусідів (КБС).

4.3. Тестові дані

Далі будуть показані основні кроки аналізу епілептичного нападу для сигналів ЕЕГ і ЕКГ з сесії chb04_08 бази сигналів CHB-MIT [4].

На Рисунку 4.2 та Рисунку 4.3 зображені приклади сигналів ЕЕГ і ЕКГ, зареєстровані через 6443 с після початку сесії, які містять початок епілептичного нападу.

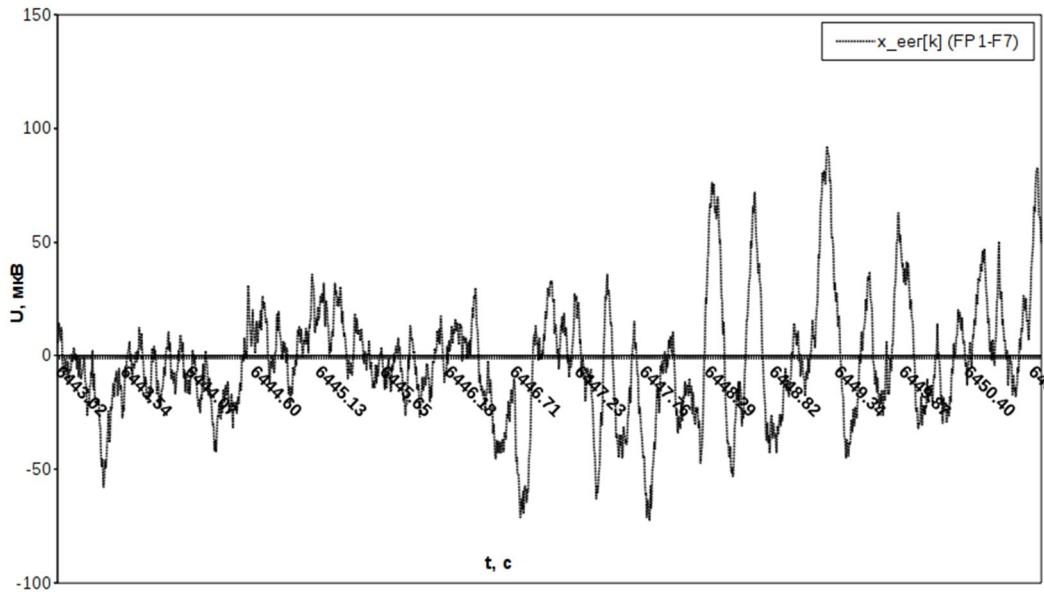


Рис. 4.2 – Сигнал ЕЕГ (канал FP1-F7)

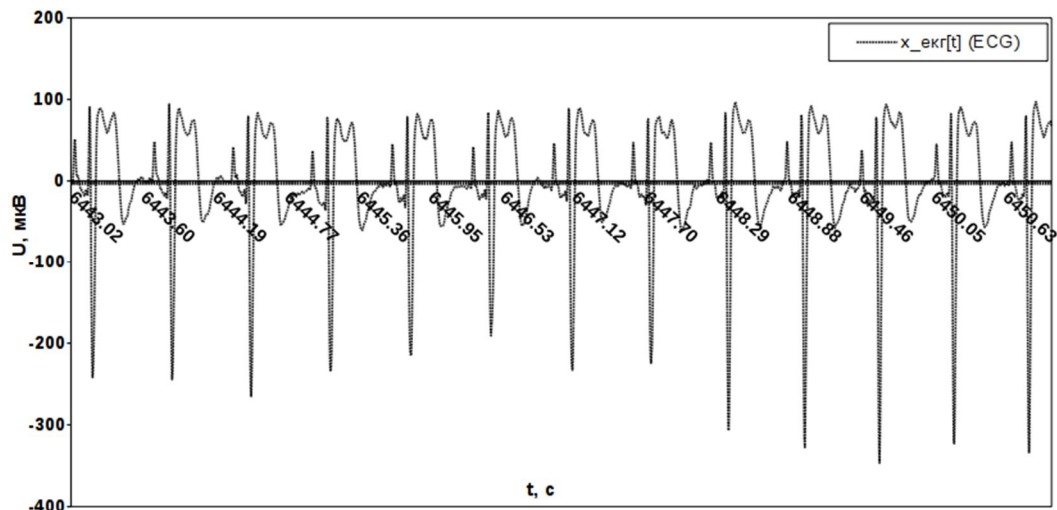


Рис. 4.3 – Сигнал ЕКГ (канал ECG)

У довідковій інформації до сесії сказано, що епілептичний напад тривав з моменту 6446 с до моменту 6557 с.

Візуальний аналіз рис. 1 та рис. 2 показав, що епілептичний напад супроводжується збільшенням статистичного розмаху значень високочастотних складових сигналів ЕЕГ і ЕКГ.

Для детектування нападів потрібне попереднє виділення високочастотних складових сигналів ЕЕГ і ЕКГ і розрахунок відповідних значень ознак: математичне середнє (μ) та середньоквадратичне відхилення (σ).

Високочастотна фільтрація може бути виконана шляхом вирахування значень вхідного сигналу відфільтрованих значень сформованих за допомогою системи фільтрації нижніх частот (СФНЧ).

Для максимального скорочення часу обробки нестационарних сигналів було вибрано СФНЧ «просте ковзне середнє» (ПКС), для якої потрібно всього один блок множення.

4.4. Попередня обробка

Розрахунок оптимального на базі апроксимації порядку фільтра ПКС передбачає виконання таких кроків [16]:

4.4.1. Вибір порядку фільтра ПКС і розрахунок відфільтрованих значень для тимчасових точок дискретизації

Вибір порядку m ($m \in Z$) для фільтра ПКС і розрахунок відфільтрованих значень для тимчасових точок дискретизації $\{m, m+1, m+2, \dots\}$ відбувається у відповідності з наступним співвідношенням:

$$y_{\phi m}[k] = \frac{1}{2 \cdot m + 1} \cdot \sum_{i=-m}^m y[k+i], \quad (31)$$

де k — номер поточної тимчасової точки дискретизації ($k = \{m, m+1, m+2, \dots, N-m\}$);

$y[k+i]$ — значення перешкоди сигналу в точці дискретизації $k+i$;

m — порядок фільтра ПСС ($m \in Z$);

$y_{\phi m}[k]$ — значення відфільтрованого сигналу в точці дискретизації k .

4.4.2. Вибір інтервалу апроксимації n і розрахунок апроксимованих значень

Вибір інтервалу апроксимації n і розрахунок апроксимованих значень для інтервалів тимчасових точок $\{0, 1, 2, \dots, n-1\}, \{n, n+1, n+2, \dots, 2 \cdot n-1\}, \dots$ відбувається за методом найменших квадратів (МНК, Least squares method). Розрахунок апроксимованого значення (умовного математичного очікування) за допомогою МНК можна виразити таким співвідношенням:

$$y_{a n}[i] = b_0 + b_1 \cdot i, \quad (32)$$

$$b_1 = \frac{n \cdot \sum_{i=0}^{n-1} i \cdot y[i] - \sum_{i=0}^{n-1} i \cdot \sum_{i=0}^{n-1} y[i]}{n \cdot \sum_{i=0}^{n-1} i^2 - \left(\sum_{i=0}^{n-1} i \right)^2}, \quad (33)$$

$$b_0 = \frac{1}{n} \cdot \left(\sum_{i=0}^{n-1} y[i] - b_1 \cdot \sum_{i=0}^{n-1} i \right), \quad (34)$$

де $i = \{0, 1, 2, 3, \dots, n-1\}$;

n — інтервал апроксимації (кількість точок для яких визначено емпіричне рівняння регресії, $n = \{2, 3, 4, \dots, N\}$);

$y[i]$ — значення перешкоди сигналу в точці дискретизації i ;

$y_{a n}[i]$ — оцінка умовного математичного очікування (апроксимувати значення перешкоди сигналу) в точці дискретизації i .

4.4.3. Розрахунок функції, що мінімізується середньоквадратичною помилкою

Розрахунок функції, що мінімізується середньоквадратичною помилкою (СКП) для значень апроксимованого $y_{a n}$ і відфільтрованого $y_{\phi m}$ сигналів визначається таким співвідношенням:

$$M_{CKO}(Y_{a n}, Y_{\phi m}) = \frac{1}{N - 2 \cdot m} \cdot \sum_{k=m}^{N-m} (y_{a n}[k] - y_{\phi m}[k])^2, \quad (35)$$

де k — тимчасова точка дискретизації;

$y_{a n}[k]$ — значення апроксимованого сигналу в точці дискретизації k ;

$y_{\phi m}[k]$ — значення відфільтрованого сигналу в точці дискретизації k ;

$Y_{a n}$ — апроксимований сигнал;

$Y_{\phi m}$ — відфільтрований сигнал;

N — загальна кількість тимчасових точок дискретизації вихідного сигналу.

На Рисунку 3.4 та Рисунку 3.5 зображені результати низькочастотної фільтрації сигналів ЕЕГ ($m_{\text{еег}} = 60$) та ЕКГ ($m_{\text{екг}} = 38$) за допомогою розрахованих оптимальних СФНЧ ПСС.

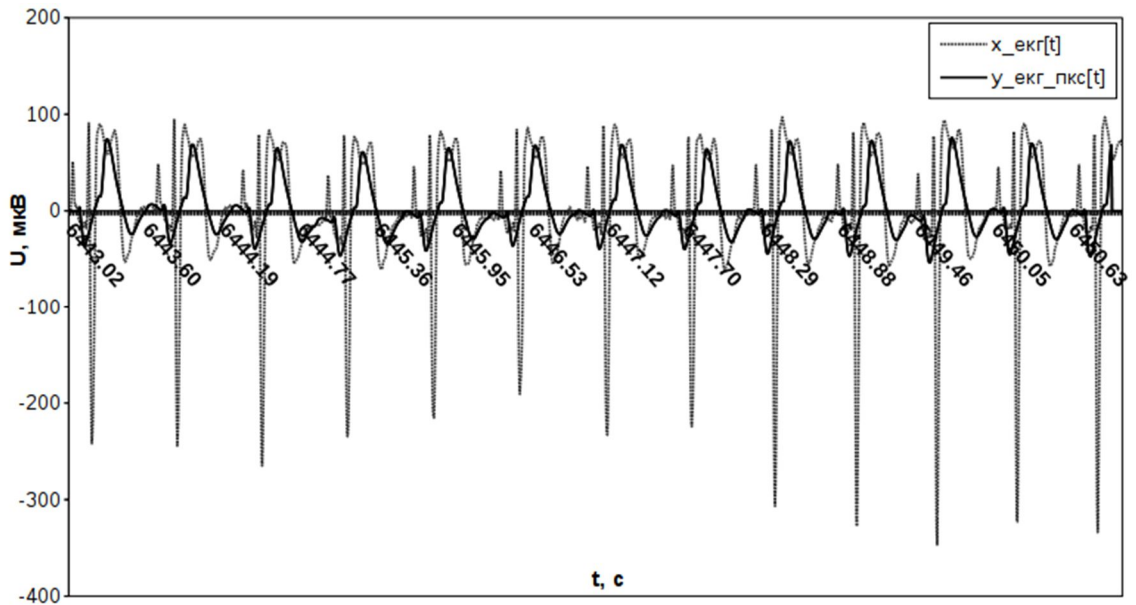


Рисунок 3.4 – Результат низькочастотної фільтрації ЕЕГ при $m=60$

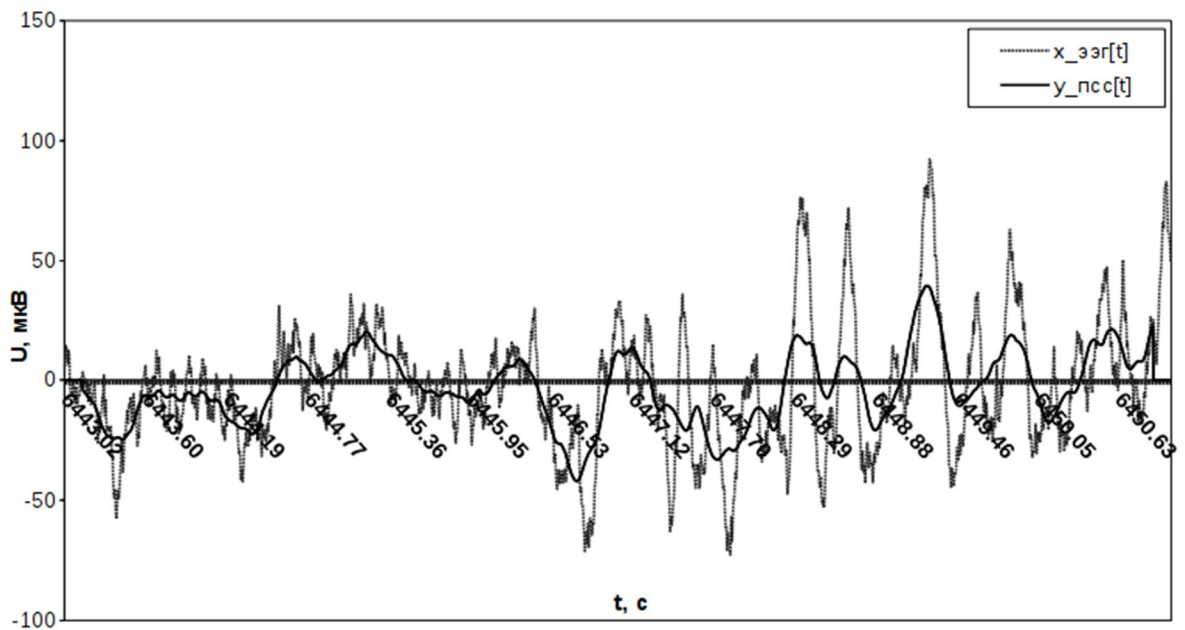


Рис. 3.5 – Результат низькочастотної фільтрації ЕКГ при $m=38$

Далі були розраховані високочастотні складові сигналів ЕЕГ і ЕКГ, рівні різниці значень вхідних і відфільтрованих сигналів (див. рис. 3.6 та рис. 3.7).

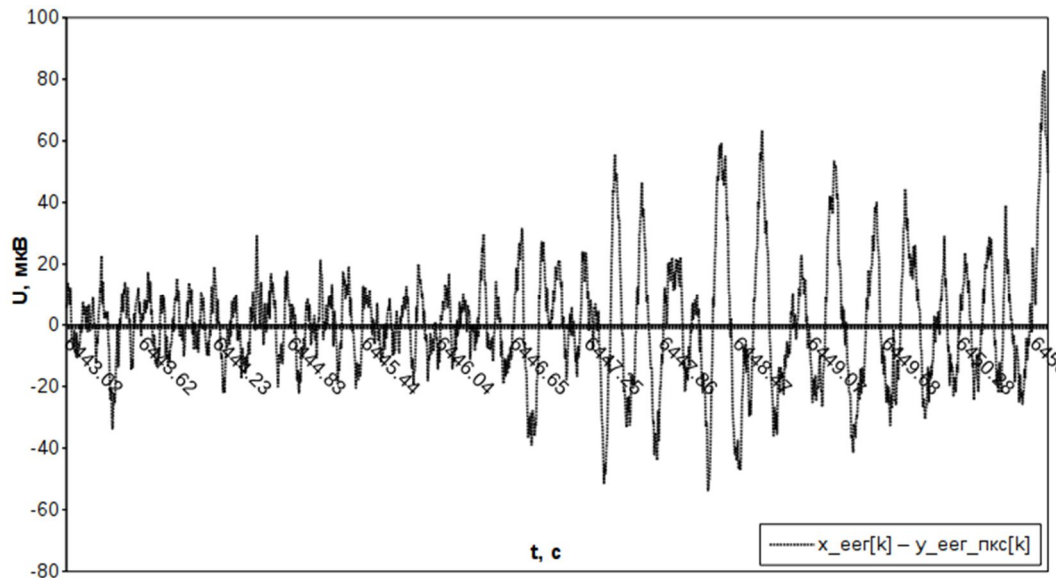


Рис. 3.6 – Високочастотна складова сигналу ЕЕГ.

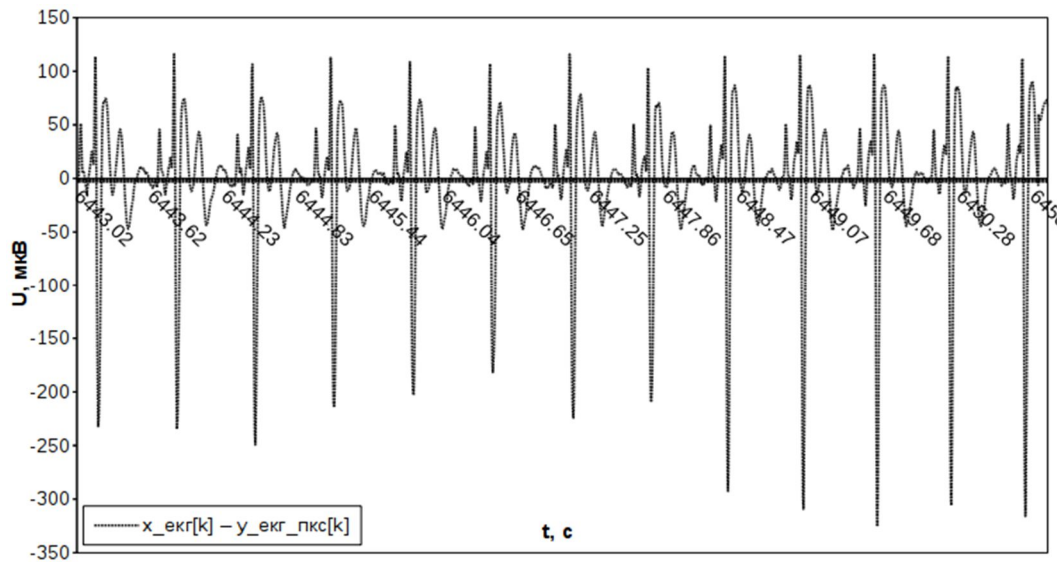


Рис. 3.7 – Високочастотна складова сигналу ЕКГ.

4.5. Розрахунок ознак

Наступним кроком після попередньої обробки сигналів ЕЕГ і ЕКГ є формування моделі класифікації.

Для класифікації необхідна наявність заздалегідь класифікованих зразків нападів. З бази даних було вилучено 8 сесій містять по 2-5 нападів різної тривалості. Значення сигналів ЕЕГ і ЕКГ з обраних сесій були розділені на інтервали по 0.5 с. Далі інтервали значень були класифіковані на базі тимчасових міток перерахованих в описах сесій.

Приклад опису сесії chb04_08 зображений на Рисунку 3.8.

File Name: chb04_08.edf
File Start Time: 18:53:30
File End Time: 22:53:30
Number of Seizures in File: 1
Seizure Start Time: 6446 seconds
Seizure End Time: 6557 seconds

Рисунок 3.8 – Приклад опису сесії

Для формування моделі класифікації сигналів ЕЕГ і ЕКГ потрібно розрахунок значень ознак зразкових сигналів: математичне середнє (μ) і середньоквадратичне відхилення (σ).

4.6. Класифікація

Після оптимізованої низькочастотної фільтрації зашумлених сигналів і розрахунку значень ознак визначається клас багатоканального сигналу використовуючи метод КБС. Значення ознак навчає і тестового сигналів порівнюються за нормованим віддалі Евкліда з максимальною кількістю сусідів рівним 6.

4.7. Тестування

Робота запропонованого алгоритму була перевірена на тестових даних, містять 600 класифікованих епілептичних нападів з тривалістю, рівної 3-5 хвилинах, і частотою дискретизації біомедичних сигналів 250 Гц. Багатовимірні

дані були сформовані з 12-ти каналів ЕЕГ і 1-го каналу ЕКГ. Для кількісної оцінки результатів тестування були використані метрики чутливості (відсоток правильних детекцій початку нападу) і розрізнення (відсоток правильних детекцій відсутності нападу).

Результати порівняння існуючих та запропонованого алгоритмів відображені в Таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Порівняння алгоритмів детектування епілептичних нападів

Алгоритм	Чутливість, %	Розрізнення, %
Ку	100	89
Меєра	96	45
Шеба	96	73
Запропонований	99	95

4.8. Висновки

Запропонований алгоритм продемонстрував високий відсоток правильних класифікацій завдяки оптимальній попередньої обробки та аналізу багатовимірних біомедичних сигналів. Висока чутливість алгоритму свідчать про можливість його застосування для детектування епілептичних нападів в режимі реального часу.

РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКИ В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

5.1. Загальні положення

5.1.1. Теоретичні відомості охорони праці. Її цілі

Коли люди гинуть на війні чи помирають від невиліковних хвороб – з цим важко примиритись. Але коли у мирний час при звичайній повсякденній

праці люди отримують каліцтва, від яких стають інвалідами або вмирають і це трапляється з сотнями, тисячами людьми переважно середнього віку – подібне явище просто не вкладається в свідомість. Людство впоралося з багатьма захворюваннями, але дотепер не навчилася надійно захищати особу, її життя, здоров'я в процесі повсякденної праці. За даними Всесвітньої організації охорони праці смертність від нещасних випадків займає 3 місце після серцево-судинних захворювань, причому гинуть працездатні люди, віком до 40 років. Тому, зрозуміло, що охорона праці відіграє важливу роль, як суспільний чинник, оскільки, якими б вагомими не були трудові здобутки, вони не можуть компенсувати людині втраченого життя. Окрім соціального, охорона праці має важливе економічне значення - це і висока продуктивність праці, і зниження витрат на оплату лікарняних та компенсацій за важкі та шкідливі умови праці.

Цілком зрозуміло, що вивченню питань охорони праці її правовому регулюванню приділяється серйозна увага. В законі України « Про охорону праці» [22] визначається, що охорона праці - це система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів та засобів, спрямованих на збереження життя, здоров'я і працездатності людини у процесі трудової діяльності.

Державна політика в галузі охорони праці базується на принципах:

- пріоритету життя і здоров'я працівників, повної відповідальності роботодавця за створення належних, безпечних і здорових умов праці;
- підвищення рівня промислової безпеки шляхом забезпечення суцільного технічного контролю за станом виробництв, технологій та продукції, а також сприяння підприємствам у створенні безпечних та нешкідливих умов праці;
- комплексного розв'язання завдань охорони праці на основі загальнодержавної, галузевих, регіональних програм з цього питання та з урахуванням інших напрямів економічної і соціальної політики, досягнень в галузі науки і техніки та охорони довкілля;

- соціального захисту працівників, повного відшкодування шкоди особам, які потерпіли від нещасних випадків на виробництві та професійних захворювань;
- встановлення єдиних вимог з охорони праці для всіх підприємств та суб'єктів підприємницької діяльності незалежно від форм власності та видів діяльності;
- адаптації трудових процесів до можливостей працівника з урахуванням його здоров'я та психологічного стану;
- використання економічних методів управління охороною праці, участі держави у фінансуванні заходів щодо охорони праці, залучення добровільних внесків та інших надходжень на ці цілі, отримання яких не суперечить законодавству;
- інформування населення, проведення навчання, професійної підготовки і підвищення кваліфікації працівників з питань охорони праці;
- забезпечення координації діяльності органів державної влади, установ, організацій, об'єднань громадян, що розв'язують проблеми охорони здоров'я, гігієни та безпеки праці, а також співробітництва і проведення консультацій між роботодавцями та працівниками (їх представниками), між усіма соціальними групами під час прийняття рішень з охорони праці на місцевому та державному рівнях;
- використання світового досвіду організації роботи щодо поліпшення умов і підвищення безпеки праці на основі міжнародного співробітництва;

Саме такі задачі понад усе ставить перед собою охорона праці.

Вчені інженери, лікарі, психологи, представники інших наук та фахівців вивчають проблеми створення безпечних та нешкідливих умов праці. Адже саме за таких умов людина здатна працювати високопродуктивно. Питання забезпечення умов праці завжди супроводжували розвиток цивілізації і людства.

5.1.2. Санітарно-гігієнічні вимоги

Об'ємно-планувальні рішення будівель та приміщень для роботи з ВДТ ЕОГМ і ПЕОМ мають відповідати вимогам таких правил [23]:

- розміщення робочих місць з ВДТ ЕОМ і ПЕОМ у підвальних приміщеннях, на цокольних поверхах заборонено;
- площа - не менше 6,0 кв.м;
- обсяг - не менше 20,0 куб.м, з урахуванням максимальної кількості осіб, які одночасно працюють у зміні;
- робочі місця повинні бути розташовані на відстані не менше ніж 1 м. від стіни з вікном;
- прохід між робочим місцем має бути не меншим 1 м;
- Заземлені конструкції, що знаходяться в приміщеннях (батареї опалення, водопровідні труби, кабелі із заземленим відкритим екраном тощо), мають бути надійно захищені діелектричними щитками або сітками від випадкового дотику. В цих приміщеннях повинна бути система автоматичної пожежної сигналізації з димовими пожежними сповіщувачами та переносними вуглекислотними вогнегасниками з розрахунку 2 шт. на кожні 20 кв.м площі приміщення. Підходи до засобів пожежогасіння повинні бути вільними;

5.1.3. Вимоги до організації робочого місця

Конструкція робочого місця користувача ПК має забезпечувати підтримання оптимальної робочої пози [23] з такими ергономічними характеристиками: ступні ніг - на підлозі або на підставці для ніг; стегна - в горизонтальній площині; передпліччя - вертикально; лікті - під кутом 70 - 90 град. до вертикальної площини; зап'ястя зігнуті під кутом не більше 20 град. відносно горизонтальної площини, нахил голови - 15 - 20 град. відносно вертикальної площини. У випадку, коли користування ПК є основним видом діяльності, то ПК і його периферійні пристрої (принтер, сканер тощо) розміщується на основному робочому столі з лівого боку. Висота робочої

поверхні столу для ПК має бути в межах 680 - 800 мм, а ширина - забезпечувати можливість виконання операцій в зоні досяжності моторного поля. Він повинен мати простір для ніг висотою не менше 600 мм, шириною не менше 500 мм, глибиною на рівні колін не менше 450 мм, на рівні витягнутої ноги – не менше 650 мм.

Робоче сидіння (сидіння, стілець, крісло) користувача ПК повинно мати такі основні елементи: сидіння, спинку стаціонарні або знімні підлокітники.

Монітор та клавіатура мають розташовуватися на такій оптимальній відстані від очей користувача, але не повинні бути не ближче ніж 600 мм, з урахуванням розміру алфавітно-цифрових знаків та символів.

Неправильна організація робочого місця сприяє загальній і локальній напрузі м'язів шиї, тулуба, верхніх кінцівок, скривленню хребта й розвитку остеохондрозу.

В даному розділі проводиться аналіз середовища в якому використовувалось медичне обладнання на основі санітарних норм України. Дане приміщення розташоване на першому поверсі 5-поверхової будівлі.

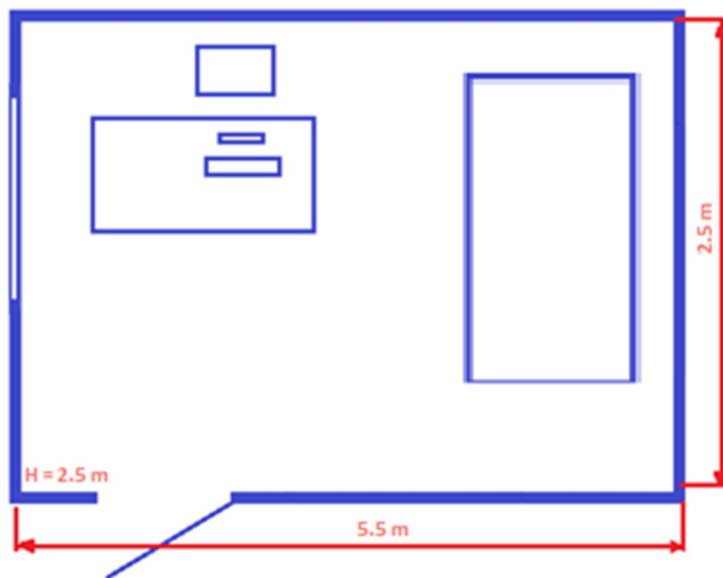


Рисунок 5.1 – План приміщення

Основні параметри приміщення наведені в Таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 - Геометричні параметри приміщення

Параметр приміщення	Значення
Довжина, м	5.50
Ширина, м	2.50
Висота, м	2.50
Площа, м ²	13.75
Об'єм, м ³	34.38

Розміщення принтера або іншого пристрою введення-виведення інформації на робочому місці має забезпечувати добру видимість монітору, зручність ручного керування пристроєм введення-виведення інформації в зоні досяжності моторного поля: по висоті 900 - 1300 мм, по глибині 400 - 500 мм.

Таблиця 5.2 - Порівняння фактичних і нормативних характеристик робочого місця

Параметр	Нормативне	Фактичне
Висота робочої	680-800 мм	700 мм
Глибина робочої	800-1000мм	900 мм
Висота сидіння над рівнем підлоги	400-500 мм	480 мм
Висота спинки стільця	300+/- 20 мм	320 мм
Регулювання нахилу спинки крісла	1-30°	1-30°
Глибина сидіння	400 мм та більше	500 мм
Висота простору для	600 мм та більше	750 мм
Ширина простору для	500 мм та більше	500 мм
Глибина простору для	650 мм та більше	700 мм
Відстань від екрану до очей	600-700 мм	600 мм

5.2. Розрахунки освітлення та електричних приладів приміщення

5.2.1. Вимоги до освітлення

Приміщення з постійним перебуванням людей повинно мати, як правило, природне освітлення. Без природного освітлення допускається проектування приміщень, які визначені державними будівельними нормами на проектування будинків і споруд, нормативними документами з будівельного проектування будинків і споруд окремих галузей промисловості, затвердженими в установленому порядку, а також приміщення, розміщення яких дозволено в підвальних поверхах будинків. [24]

Природне освітлення поділяється на бокове, верхнє і комбіноване (верхнє і бокове).

Нормоване значення КПО, eN для споруд, розташованих в різних районах, слід визначати за формулою:

$$\varepsilon_{\text{г}} = \varepsilon_n \times m_{\text{г}}, \quad (36)$$

де eN - значення КПО;

mN - коефіцієнт світлового клімату;

N - номер групи забезпеченості природним світлом.

Отримані за формулою (36) значення слід округлити до десятих долей.

При двосторонньому боковому освітленні приміщень різного призначення нормоване значення КПО повинно бути забезпечено в розрахунковій точці в центрі приміщення на перетині вертикальної площини характерного розрізу і робочої поверхні.

Суміщене освітлення приміщень виробничих будівель слід передбачати:

- для виробничих приміщень, в яких виконуються роботи I-III розрядів;
- для виробничих та інших приміщень у випадках, коли за умов технології, організації виробництва або клімату в місці будівництва необхідні об'ємно-планувальні рішення, які не дозволяють забезпечити нормоване значення КПО (багатоповерхові будинки великої ширини тощо), а також

у випадках, коли техніко-економічна доцільність суміщеного освітлення порівняно з природним підтверджена відповідними розрахунками;

- відповідно до нормативних документів з будівельного проектування будинків і споруд окремих галузей промисловості, затверджених в установленому порядку;

Суміщене освітлення приміщень житлових, громадських і допоміжних будівель допускається передбачати у випадках, коли це потрібно за умов вибору раціональних об'ємно-планувальних рішень.

Загальне (незалежно від прийнятої системи освітлення) штучне освітлення виробничих приміщень, призначених для постійного перебування людей, повинно забезпечуватися джерелами світла класу Д, яскравістю 200 лк.

Застосування ламп розжарювання допускається в окремих випадках, коли за умов технології, середовища або вимог до оформлення інтер'єра використання розрядних джерел світла неможливе або недоцільне.

Для конкретного випадку є обов'язковим загальне освітлення, в палаті знаходиться одне велике вікно з однієї сторони. Його характеристики:

- Висота: $L=1.5$ м;
- ширина: $W=2$ м;
- загальна площа одного вікна: $S=L*W=3$ м².

Робота за дисплеєм МДП за розрядом зорових робіт відноситься до III розряду. При загальному освітленні освітленість робочого місця повинна становити від 200 до 400 лк.

При штучному освітленні нормуються наступні параметри:

E (лк) - найменша припустима освітленість;

M - показник дискомфорту;

K_p (%) - коефіцієнт пульсації освітленості;

Перевіримо, чи відповідають нормам фактичні параметри штучного освітлення в приміщенні. Номінальний світловий потік лампи розжарювання становить.

$$\Phi_n = 1800 \text{ лм.}$$

У приміщенні застосовуються світильники, у яких встановлено одну лампу.

Висоту підвісу світильника визначимо з формули:

$$h = H - h_c - h_p - h_n,$$

де H - висота приміщення, м;

h_c - висота світильника, м;

h_n - відстань від стелі до підвісу, м;

h_p - висота робочої поверхні, м.

Для розглянутого приміщення :

$$H = 2,5 \text{ м; } h_c = 0,2 \text{ м; } h_n = 0,3 \text{ м; } h_p = 1 \text{ м.}$$

звідси :

$$h = 2,5 - 0,2 - 0,3 - 1 = 1 \text{ м.}$$

Світильники розташовані в 2 ряди по 2 світильники. Відстань між рядами 2 метра, відстань від ряду до стіни 1,75 метра. Приміщення має наступні габарити:

довжина $A = 5,5$ метрів,

ширина $B = 2,5$ метрів.

Визначимо освітленість у робочій точці. Для розрахунку загальної рівномірної освітленості при горизонтальній робочій поверхні використаємо метод коефіцієнта використання світлового потоку.

Розрахункова формула для світлового потоку світильника має вигляд:

$$\Phi_{\text{л}} = \frac{E \cdot K_3 \cdot S \cdot Z}{N \cdot n},$$

де N - число світильників у приміщенні, $N = 2 \cdot 2 = 4$;

n - коефіцієнт використання світлового потоку;

$\Phi_{\text{л}}$ - світловий потік ламп;

K_3 - коефіцієнт запасу, $K_3 = 1.5$;

Z - коефіцієнт нерівномірності;

S - площа приміщення;

E - освітленість, створювана всіма світильниками.

Звідси одержуємо формулу для розрахунку освітленості на робочому місці :

$$E = \frac{\Phi_{\text{л}} \cdot N \cdot n}{K_3 \cdot S \cdot Z};$$

Коефіцієнт використання світлового потоку залежить від:

ККД, кривій розподілу сили світла світильника;

Коефіцієнта відбиття стелі R_c і стін R_s ;

Висоти підвісу світильників $h_{\text{п}}$;

Показник приміщення і обчислимо за формулою:

$$i = \frac{A \cdot B}{h \cdot (A + B)};$$

$$i = (5,5 \cdot 2,5) / (1 \cdot (5,5 + 2,5)) = 1,72.$$

Нам відомо, що стеля й стіни пофарбовані в білий і світло-рожевий кольори. Приймаємо:

$$R_{\text{п}} = 50\%, R_{\text{с}} = 30\%.$$

Звідси: $n = 42\%$.

$$E = \frac{1800 \cdot 4 \cdot 0,42}{1 \cdot 13,75 \cdot 1,1} = 219,92 \text{ лк.}$$

Виходячи з того, що по розряду зорової роботи робота за дисплеєм МДП відноситься до III розряду, при загальному освітленні освітленість робочого місця повинна становити від 200 до 400 лк, а фактична освітленість на робочому місці становить 219,92 лк, можемо зробити висновок, що для роботи з дисплеєм цілком достатньо існуючих джерел світла.

5.2.2 Мікрокліматичні умови

Санітарні норми [25] поширюються на умови мікроклімату в межах робочої зони виробничих приміщень підприємств, закладів, установ тощо, незалежно від їх форми власності та підпорядкування.

Норми не поширюються на мікроклімат підземних та гірничих виробок, пересувних транспортних засобів, тваринницьких та птахівницьких ферм, приміщень для зберігання сільськогосподарської продукції, холодильників, складів і т. ін., а також приміщень, в яких параметри мікроклімату встановлюються відповідно до технологічних вимог.

Мікрокліматичні умови виробничих приміщень характеризуються такими показниками:

- температура повітря;
- відносна вологість повітря;
- швидкість руху повітря;
- інтенсивність теплового (інфрачервоного) опромінення;
- температура поверхні;

Виробниче приміщення - замкнутий простір в спеціально призначених будинках та спорудах, в яких постійно (по змінах) або періодично (протягом частини робочого дня) здійснюється трудова діяльність людей.

Робоча зона - простір, в якому знаходяться робочі місця постійного або непостійного (тимчасового) перебування працівників.

Робоче місце - місце постійного або тимчасового перебування працюючого в процесі трудової діяльності.

Постійне робоче місце - місце, на якому працюючий знаходиться понад 50% робочого часу або більше 2-х годин безперервно. Якщо при цьому робота здійснюється в різних пунктах робочої зони, то вся ця зона вважається постійним робочим місцем.

Непостійне робоче місце - місце, на якому працюючий знаходиться менше 50% робочого часу або менше 2-х годин безперервно.

Мікроклімат виробничих приміщень - умови внутрішнього середовища цих приміщень, що впливають на тепловий обмін працюючих з оточенням шляхом конвекції, кондукції, теплового випромінювання та випаровування вологи. Ці умови визначаються поєднанням температури, відносної вологості та швидкості руху повітря, температури оточуючих людину поверхонь та інтенсивністю теплового (інфрачервоного) опромінення.

Оптимальні мікрокліматичні умови - поєднання параметрів мікроклімату, які при тривалому та систематичному впливі на людину забезпечують зберігання нормального теплового стану організму без активізації механізмів терморегуляції. Вони забезпечують відчуття теплового комфорту та створюють передумови для високого рівня працездатності.

Допустимі мікрокліматичні умови - поєднання параметрів мікроклімату, які при тривалому та систематичному впливі на людину можуть викликати зміни теплового стану організму, що швидко минають і нормалізуються та супроводжуються напруженням механізмів терморегуляції в межах фізіологічної адаптації. При цьому не виникає ушкоджень або порушень стану здоров'я, але можуть спостерігатися дискомфортні тепловідчуття, погіршення самопочуття та зниження працездатності.

Категорія робіт - розмежування робіт за важкістю на основі загальних енерговитрат організму.

Легкі фізичні роботи (категорія I) охоплюють види діяльності, при яких витрата енергії дорівнює 105-140 Вт (90-120 ккал/год.) - категорія Ia та 141-175 Вт (121-150 ккал/год.) - категорія Ib. До категорії Ia належать роботи, що

виконуються сидячи і не потребують фізичного напруження. До категорії Іб належать роботи, що виконуються сидячи, стоячи або пов'язані з ходінням та супроводжуються деяким фізичним напруженням.

У даному випадку маємо непостійне робоче місце з категорією легких робіт. Для даного приміщення було знято показники наведені у Таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 - Значення мікроклімату

Період року	Параметр	Оптимальний	Фактичний
Теплий	Температура	23 – 25 °С	24-27 °С
	Вологість	40 – 60 %	40 %
	Швидкість повітря	≤ 0.1 м/с	
Холодний	Температура	22 – 24 °С	23-25 °С
	Вологість	40 – 60 %	50 %
	Швидкість повітря	≤ 0.1 м/с	

Всі показники задовольняють зазначеним вимогам для робіт категорії легка Іа і є задовільними для здоров'я людини. В приміщенні відсутні джерела шкідливих речовин. Спеціальні заходи з поліпшення або нормалізації цього параметру не потрібні.

5.2.3. Захист від виробничого шуму й вібрацій

Санітарні норми поширюються на шум, інфра- та ультразвук, що передаються через повітря (газове середовище), рідке чи тверде середовище і впливають на людину в процесі трудової діяльності [26].

Санітарні норми встановлюють:

- класифікацію виробничих акустичних коливань;
- методи гігієнічної оцінки виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку;
- параметри, які нормуються, та їх допустимі величини;

- вимоги до вимірювань на робочих місцях.

Класифікація виробничих акустичних коливань.

За характером спектра шуми слід поділяти на:

- широкосмугові, з безперервним спектром шириною більш ніж одна октава;

- вузькосмужні або тональні, в спектрі яких є виражені дискретні тони.

Тональний характер шуму встановлюється вимірюванням випромінювання у третиннооктавних смугах частот по перевищенню рівня шуму в одній смузі над сусідніми не менш ніж на 10 дБ.

За часовими характеристиками шуми слід поділяти на:

- постійні, рівень шуму яких за повний робочий день при роботі технологічного обладнання змінюється не більш ніж на 5 дБА при вимірюваннях на часовій характеристиці "повільно" шумоміра по шкалі "А";

- непостійні, рівень шуму яких за повний робочий день при роботі технологічного обладнання змінюється більш ніж на 5 дБА при вимірюваннях за часовою характеристикою "повільно" шумоміра по шкалі "А".

Непостійні шуми поділяються на:

- мінливі, рівень яких безперервно змінюється у часі;

- переривчасті, рівень шуму яких змінюється ступінчасто на 5 дБА і більше при вимірюваннях на часовій характеристиці "повільно" шумоміра по шкалі "А", при цьому довжина інтервалів, під час яких рівень залишається сталим, становить 1 с і більше;

- імпульсні, які складаються з одного або декількох звукових сигналів, кожен з яких довжиною менше 1 с, при цьому, рівні шуму у дБ(А1) і дБ(А), виміряні на часових характеристиках "імпульс" та "повільно" шумоміра, відрізняються не менш ніж на 7 дБ.

Класифікація ультразвуку

За способом передачі від джерела до людини ультразвук поділяють на:

- повітряний, що передається через повітряне середовище;

- контактний, що передається на руки працюючої людини через тверде чи рідке середовище.

За спектром ультразвук поділяють на:

- низькочастотний, коливання якого передаються людині повітряним та контактним шляхом (від $1,2 \times 10$ в ступ.4 до $1,0 \times 10$ в ступ.5 Гц);

- високочастотний, коливання якого передаються людині тільки контактним шляхом (від $1,0 \times 10$ в ступ.5 до $1,0 \times 10$ в ступ.9 Гц).

Для імпульсного шуму нормованим параметром є еквівалентний рівень шуму у дБАекв. та максимальний рівень шуму - у дБА1.

Еквівалентний рівень - це рівень постійного шуму, дія якого відповідає дії фактичного шуму із змінними рівнями за той же час, виміряного по шкалі "А" шумоміра. Еквівалентний рівень визначається відповідно до додатків 2 та 3.

Для працівників та пацієнтів мед закладів допустимі рівні звукового тиску та звуку на робочих місцях зазначені в Таблиці 5.4.

Таблиця 5.4 – Допустимі рівні звукового тиску і рівні звуку для постійного широкополосного звуку

Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих середньгеометричними частотами, Гц										Допустимий рівень звуку, дБА
октавних смугах										
	1	2	5	10	20	40	8000			
2	3	25	50	00	00	00	00			
6	1	1	4	9	45	42	40	38		50

В даному приміщенні джерелами шуму є монітори медичного обладнання. По технічній документації сумарний шум не перевищує 32 дБА, що задовольняє нормативним вимогам.

5.3. Вимоги до безпеки

5.3.1. Вимоги електробезпеки

Дане приміщення задовольняє вимоги до електробезпеки у приміщенні, в якому встановлені ЕОМ:

- величина напруги мережі 380^x220В (міжфазна лінійна і фазна);
- всі нормальні струмовідні елементи (в першу чергу електричні дроти) вкриті ізоляційними матеріалами;
- в джерелі безперебійного живлення використовується механічне захисне блокування, що забезпечує вимикання напруги при його відкриванні;
- електромережа в приміщенні розведена в спеціальних каналах стін і підлоги.

5.3.2. Пожежна безпека

Діяльність із забезпечення пожежної безпеки є складовою виробничої та іншої діяльності посадових осіб і працівників підприємств та об'єктів [27].

Керівник підприємства повинен визначити обов'язки посадових осіб щодо забезпечення пожежної безпеки, призначити відповідальних за пожежну безпеку окремих будівель, споруд, приміщень, ділянок, технологічного та інженерного устаткування, а також за утримання й експлуатацію засобів протипожежного захисту.

Обов'язки щодо забезпечення пожежної безпеки, утримання та експлуатації засобів протипожежного захисту передбачаються у посадових інструкціях, обов'язках, положеннях про підрозділ.

На кожному об'єкті відповідним документом (наказом, інструкцією тощо) повинен бути встановлений протипожежний режим, який включає:

- порядок утримання шляхів евакуації;
- визначення спеціальних місць для куріння;
- порядок застосування відкритого вогню;
- порядок використання побутових нагрівальних приладів;
- порядок проведення тимчасових пожежонебезпечних робіт;

- правила проїзду та стоянки транспортних засобів;
- місця для зберігання і допустиму кількість сировини, напівфабрикатів та готової продукції, що можуть одночасно знаходитися у приміщеннях і на території;
- порядок прибирання горючого пилу й відходів, зберігання промасленого спецодягу та ганчір'я, очищення елементів вентиляційних систем від горючих відкладень;
- порядок відключення від мережі електроживлення обладнання та вентиляційних систем у разі пожежі;
- порядок огляду й зачинення приміщень після закінчення роботи;
- порядок проходження посадовими особами навчання й перевірки знань з питань пожежної безпеки, а також проведення з працівниками протипожежних інструктажів та занять з пожежно-технічного мінімуму з призначенням відповідальних за їх проведення;
- порядок організації експлуатації і обслуговування наявних засобів протипожежного захисту;
- порядок проведення планово-попереджувальних ремонтів та оглядів електроустановок, опалювального, вентиляційного, технологічного та іншого інженерного обладнання;
- порядок збирання членів пожежно-рятувального підрозділу добровільної пожежної охорони та посадових осіб, відповідальних за пожежну безпеку, у разі виникнення пожежі, виклику вночі, у вихідні й святкові дні;

Працівники об'єкта мають бути ознайомлені з цими вимогами на інструктажах під час проходження пожежно-технічного мінімуму.

Для кожного приміщення об'єкта мають бути розроблені та затверджені керівником об'єкта інструкції про заходи пожежної безпеки.

У цих інструкціях повинні вказуватися:

- категорія приміщення з вибухопожежної та пожежної небезпеки (для виробничих, складських приміщень та лабораторій);

- вимоги щодо утримання евакуаційних шляхів та виходів;
- спеціальні місця для куріння та вимоги до них;
- порядок утримання приміщень, робочих місць;
- порядок зберігання та застосування легкозаймистих рідин, горючих рідин (далі - ЛЗР, ГР), пожежовибухонебезпечних речовин і матеріалів;
- порядок прибирання робочих місць, збирання, зберігання та видалення горючих відходів, промасленого ганчір'я;
- порядок утримання та зберігання спецодягу;
- місця, порядок та норми одночасного зберігання в приміщенні сировини, напівфабрикатів та готової продукції;
- порядок проведення зварювальних та інших вогневих робіт;
- порядок огляду, вимкнення електроустановок, приведення в пожежобезпечний стан приміщень та робочих місць, закриття приміщень після закінчення роботи;
- заходи пожежної безпеки при роботі на технологічних установках та апаратах, які мають підвищену пожежну небезпеку;
- граничні показання контрольно-вимірювальних приладів, відхилення від яких можуть викликати пожежу або вибух;

Для даної роботи основні об'єкти та предмети горіння: обладнання, меблі, підлога, стіни, віконні та дверні рами, папір, тканини та інше.

Єдиною причиною виникнення пожежі в приміщенні (окрім підпалу— випадкового чи навмисного) може бути незадовільний стан електропристроїв та електропроводки. Робоче приміщення за вибухопожежною і пожежною небезпекою відноситься до приміщень категорії В, тому що у даному приміщенні містяться матеріали здатні при взаємодії з киснем повітря тільки горіти.

Клас приміщення з пожежонебезпеки — П-Іа, бо в приміщенні є тверді горючі речовини і матеріали.

5.4. Висновки

Приведені рекомендації щодо організації робочого місця на підприємстві дозволяють підвищити рівень безпеки праці, попередити виникнення надзвичайних ситуацій та надати першу медичну допомогу при виникненні надзвичайної ситуації. Служби охорони праці, а саме відповідні служби і структурні підрозділи підприємства повинні здійснювати постійний контроль за виконанням робіт у відповідності з вимогами з охорони праці, електро- і пожежобезпеки, не допускати до роботи осіб, які не пройшли інструктаж та не здали заліки по питаннях охорони праці. Роботодавець повинен впроваджувати сучасні засоби техніки безпеки, які запобігають виробничому травматизмові, і забезпечувати санітарно-гігієнічні умови, що запобігають виникненню професійних захворювань працівників.

Забороняється під напругою очищати від пилу і забруднення електрообладнання. Забороняється перевіряти працездатність електроустаткування в непристосованих для експлуатації приміщеннях з струмопровідними підлогами, сирих, що не дозволяють заземлити доступні металеві частини.

Після закінчення роботи необхідно знеструмити всі засоби обчислювальної техніки і периферійне устаткування. У разі безперервного виробничого процесу необхідно залишити включеними тільки необхідне обладнання.

Тепер, коли було описано усі необхідні для даного дослідження розділи, перейдімо до висновків.

ВИСНОВКИ

Було приведено загальні теоретичні відомості та означення про сенсори, їх призначення та шляхи отримання інформаційних даних. Після цього було проаналізовано та наведено ті типи сенсорів, що підходять для цілей даної роботи, обґрунтовано причини їх використання, наведено інформацію стосовно медичного обладнання, що має необхідні характеристики та оперує отриманими типами даних, що надходять, у нашому випадку, від пацієнтів хворих на епілепсію, з обраних сенсорів.

Було наведено опис прикладного значення таких систем біомедичних сенсорів та розглянуто їх опційний функціонал на конкретному прикладі двох сучасних біомедичних систем аналізу вхідних даних ЕКГ та ЕЕГ, відповідно.

Було досліджено шляхи багатомірного аналізу комплексних натільних біомедичних систем. А саме: методи багатомірного аналізу, зокрема такі як: метод сингулярного розкладу матриці векторів ознак, метод кореляційного аналізу, метод покрокового регресивного аналізу. Також в подальшому було наведено деякі інші методи багатомірного аналізу, як, наприклад, за допомогою SVM-класифікаторів, метод дисперсійного аналізу, методи спектрального та когерентного аналізу, метод QRS-аналізу. Пояснено сутність коефіцієнтів та змінних, що використовувались у даних методах. Приведено допоміжні перетворення цих методів.

Як результат було розглянуто біомедичні натільні сенсори, їх типи та розміщення. Досліджено, які з критеріїв та параметрів сенсорів є важливими для даного дослідження та обрано необхідні. Було розглянуто алгоритми багатомірного аналізу даних та обрано декілька найкращих для дослідження. Було приведено їх опис, результати роботи.

Було розглянуто медичні методи аналізу сигналів комплексних натільних біомедичних систем. Було приведено та пояснено їх характеристичні властивості, обрано декілька найефективніших, приведено їх загальний та порівняльний опис, результати роботи, та джерела статистичних даних для досліджень, величини та метрики, що вони використовують, графічні

результати роботи для деяких з них, що дало змогу дослідити способи аналізу вхідних даних. Також було розглянуто алгоритми багатомірного аналізу даних, які виконують аналіз за даними ЕЕГ та ЕКГ одночасно, приведено та пояснено їх характеристичні властивості, результати роботи, та джерела статистичних даних для досліджень, величини та метрики, що вони використовують, графічні результати роботи для деяких з них.

Отже, в даній роботі було подано опорну інформацію для розуміння наведених методів, загальну інформацію стосовно шляхів аналізу сигналів комплексних натільних біомедичних систем, проведено порівняння ефективності методів та шляхів багатомірного аналізу сигналів комплексних натільних біомедичних систем.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. «Современные сенсорные системы и сети передачи данных», И. Ландочин;
2. A. Rehman, M. Mustafa, I. Israr, M. Yaqoob , «Survey of Wearable Sensors with Comparative Study of Noise Reduction ECG Filters»;
3. «Возрастные аспекты эпилепсии у взрослых», И. Рудакова, С. Котов, А.Котов;
4. Офіційний сайт компанії АТЕS. – Режим доступу : <http://www.medcom.ru/ates/ates/index.htm> . – Дата доступу: 23.06.2015;
5. «Адаптивне фільтрування дрейфу базової лінії нестационарних і нелінійних сигналів на основі емпіричного методу розкладання», Д. Дроботько, А. Шевченка, В. Дроботько, І. Качур;
6. «Опыт длительного мониторинга ЭЭГ И ЭКГ в диагностике пароксизмальных состояний эпилептической и не эпилептической природы», К. Гнездицкий, А. Корепина;
7. «Ретроспективный анализ предикаторов эпилептического приступа», М. Крючкова, А. Порунов;
8. «Отображение и анализ многомерных медицинских данных в ортогональных информационных базисах», А. Ахметшин, К. Ахметшин;
9. «Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований», В. Юнкеров, С. Григорьев.
10. «Seizure Detection Algorithms Based on Analysis of EEG and ECG Signals: a Survey», S. Nasehi and H. Pourghassem;
- 11.«Введение в вейвлеты и вейвлет-преобразования», М. Фомичев;
12. «Лекции по методу опорных векторов», К. Воронцов;
- 13.Н. Qu and J. Gotman, «Improvement in seizure detection performance by automatic adaptation to the EEG of each patient,» *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 86, No. 2, 79-87 (1993);

- 14.R. Meier, U. Häussler, A. Aertsen, et al., «Short-term changes in bilateral hippocampal coherence precede epileptiform events,» *NeuroImage*, 38, No. 1, 138-149 (2007);
- 15.A. Shoeb, A. Kharbouch, J. Soegaard, et al., «A machine-learning algorithm for detecting seizure termination in scalp EEG,» *Epilepsy Behav.*, 22, Suppl. 1, S36-S43 (2011);
- 16.«Characteristics of the Normal ECG», Frank G. Yanowitz, MD. Professor of Medicine. University of Utah School of Medicine. Retrieved on No.3, April 14, 2010;
- 17.D. Benitez, P. Gaydecki, A. Zaidi, A. Fitzpatrick, «The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis,» *Comput. Biol. Med.*, 31, No. 5, 399-406 (2001).
- 18.Крюков И.А., Хвостова О.Е., Авербух Е.А. «Задача поиска ближайших соседей в рамках моделирования движения жидкости методом сглаженных частиц»;
- 19.Begley C., Shegog R., Iyagba B., Chen V., Talluri K., Dubinsky S., Newmark M., Ojukwu N., Friedman D., “Socioeconomic status and self-management in epilepsy”, *Epilepsy & Behavior*, 19, No. 3, 2010. – P. 232–238.
- 20.Shoeb A., “CHB-MIT Scalp EEG Database”, *PhysioNet*, Boston, 2010. <<http://www.physionet.org/pn6/chbmit/>>
- 21.A. Sergeev-Horchynskyi, V. Rogoza., “Periodic signal filtration using digital filtering system calculation optimized by approximation”, *Science-Based Technologies*, 23, No. 3, 2014. – P. 284-288.
- 22.Закон України «Про охорону праці» ВВР від 1992, №49, ст.668;
- 23.ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин». №382/3675 , 1998 р.
- 24.ДБН В. 2. 5. – 28– 2006 Збірник 28. «Природне і штучне освітлення».

- 25.ДСН 3.3.6.042-99 «Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень» - К.: МОЗ України, 2000.
- 26.Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку: ДСН 3.3.6.037-99-2000
- 27.Правила пожежної безпеки в Україні. Наказ Міністерства внутрішніх справ України 30 грудня 2014 року №1417