

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

Приладобудівний факультет

(повна назва інституту/факультету)

Кафедра інформаційно-вимірювальної техніки

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК _____

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ Єременко В.С.
(підпис) (ініціали, прізвище)

« _____ » _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності (спеціалізації) _____
(код і назва спеціальності)

на тему: «Система моніторингу функціонального стану головного мозку»

Виконав (-ла): студент (-ка) 2 курсу, групи ВВ-81Мп
(шифр групи)

Науковий керівник доцент, к.т.н., доцент, Синиця В. І. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант «Стартап проект» д.е.н., доцент, Бояринова К.О. _____
(назва розділу) (посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з
праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2019 року

РЕФЕРАТ

Реферат магістерської дисертації: 118 с., 29 таблиць, 23 рисунки, 36 першоджерел, 4 додатки.

В цієї магістерській дисертації розглянуто сучасні методи та засоби моніторингу функціонального стану головного мозку. Проаналізовано їх ефективність та перспективи застосування і розвитку у майбутньому.

В дисертації представлено ескізний проект системи моніторингу функціонального стану головного мозку, розглянути два методи обробки енцефалограм; з використанням вейвлетів і з використанням нейронних мереж глибокого навчання.

Розглянуті дискретні та неперервні вейвлет-трансформації ЕЕГ на базі декількох типів вейвлетів. Показана ефективність вейвлет-трансформації для обробки даних ЕЕГ. Встановлено, що одним з важливих моментів вейвлет-аналізу є оцінка значущості циклічних коливань. Також виявлено, що спектр потужності шуму вейвлет-перетворення практично повністю збігається зі спектром потужності Фур'є.

Розглянуті три типи нейронних мереж глибокого навчання для обробки даних ЕЕГ і виявлення можливих приступів епілепсії, побудовані з використанням пакетів Keras і TensorFlow.

Встановлено, що найнижчу помилку розпізнання ЕЕГ з признаками епілепсії забезпечує рекуррентна нейронна мережа.

Ключові слова: енцефалограма, вейвлети, система моніторингу, нейронні мережи, глибоке навчання, епілепсія.

РЕФЕРАТ

Реферат магистерской диссертации: 118 с., 29 таблиц, 23 рисунков, 36 первоисточников, 4 приложения.

В этой магистерской диссертации рассмотрены современные методы и средства мониторинга функционального состояния головного мозга. Проанализированы их эффективность и перспективы применения и развития в будущем.

В диссертации представлены эскизный проект системы мониторинга функционального состояния головного мозга, рассмотрены два метода обработки энцефалограмм; с использованием вейвлетов и с использованием нейронных сетей глубокого обучения.

Рассмотрены дискретные и непрерывные вейвлет-трансформации ЭЭГ на базе нескольких типов вейвлетов. Показана эффективность вейвлет-трансформации для обработки данных ЭЭГ. Установлено, что одним из важных моментов вейвлет-анализа является оценка значимости циклических колебаний. Также обнаружено, что спектр мощности шума вейвлет-преобразования практически полностью совпадает со спектром мощности Фурье.

Рассмотрены три типа нейронных сетей глубокого обучения для обработки данных ЭЭГ и выявления возможных приступов эпилепсии, построенные с использованием пакетов Keras и TensorFlow.

Установлено, что самую низкую ошибку распознавание ЭЭГ с признаками эпилепсии обеспечивает рекуррентная нейронная сеть.

Ключевые слова: энцефалограмма, вейвлеты, система мониторинга, нейронные сети, глубокое обучение, эпилепсия.

Abstract

Abstract of master's thesis: 118 pp., 29 tables, 23 figures, 36 primary sources, 4 applications.

This master's thesis discusses modern methods and means of monitoring the functional state of the brain. Their effectiveness and prospects of application and development in the future are analyzed.

The dissertation presents a conceptual design of system for monitoring the functional state of the brain, two methods of processing encephalograms are considered; using wavelets and using deep learning neural networks.

Discrete and continuous EEG wavelet transforms based on several types of wavelets are considered. The efficiency of the wavelet transform for processing EEG data is shown. It has been established that one of the important points of wavelet analysis is the assessment of the significance of cyclic oscillations. It was also found that the noise power spectrum of the wavelet transform almost completely coincides with the Fourier power spectrum.

Three types of deep learning neural networks for processing EEG data and identifying possible seizures of epilepsy, built using the Keras and TensorFlow packages, are considered.

It was established that the lowest error in the recognition of EEG with the signs of epilepsy is provided by a recurrent neural network.

Key words: encephalogram, wavelets, system for monitoring, neural networks, deep learning, epilepsy.

ЗМІСТ

Зміст.....	5
Вступ.....	8
Розділ 1 Призначення і область застосування	10
Розділ 2 Технічні характеристики.	13
Розділ 3 Огляд і аналіз існуючих технічних рішень	17
3.1 Основні поняття, терміни, визначення	17
3.1.1 Електроенцефалограма.....	17
3.1.2 Викликані потенціали.....	20
3.1.3 Реоенцефалограма.....	21
3.1.4 Артефакти при запису ЕЕГ	21
3.2 Загальні відомості про електричної активності мозку та її реєстрації.....	22
3.2.1 Загальні відомості	22
3.2.2. Методика накладання електродів.....	24
3.2.3 Блок-схема вимірювального контуру модулю ЕЕГ	27
3.3 Огляд існуючих систем моніторингу електричної активності мозку і датчиків біопотенціалов, їх переваги та недоліки, моделі електроенцефалограми	33
3.3.1 Основні характеристики системи моніторингу ЕЕГ	33
3.3.2 Можливості обладнання для моніторингу ЕЕГ Geodesic EEG system 300.....	36
3.3.3 Особливості та переваги електродного шолома і системи моніторингу в цілому.....	37

3.4 Опис об'єкта моніторингу	38
3.4.1 Медичні застосування систем діагностики електричної активності головного мозку	38
3.4.2 Сучасні технології моніторингу електричної активності головного мозку.....	39
3.4.3 Алгоритми обробки даних моніторингу електричної активності головного мозку	40
Розділ 4 Розрахунки, що підтверджують працездатність і надійність системи моніторингу.....	42
4.1. Розробка форми організації і складу системи моніторингу	42
4.1.1. Вибір і опис виконуваних функцій, відповідних категорії системи	42
4.1.2. Розробка складу системи і способу взаємодії компонентів .	45
4.2. Розробка апаратної частини системи моніторингу.	47
4.2.1 Розробка і розрахунок структурної схеми.....	50
4.2.2 Розробка та розрахунок функціональної схеми.....	59
4.2.3 Розробка та розрахунок принципових схем.....	62
4.3. Розробка програмної частини системи моніторингу	71
4.3.1. Розробка структури пакета програм	71
4.3.2. Розробка окремих модулів пакета програм.....	74
4.3.3. Статистичний аналіз результатів моделювання.	78
Розділ 5 Обробка даних електричної активності мозку як нестационарного сигналу	80
5.1. Сутність і аналіз можливостей використання вейвлет-перетворення.....	80

5.2. Алгоритм вейвлет-аналізу електроенцефалограми, його реалізація.....	86
Розділ 6 Розробка стартап-проекту «Система моніторингу функціонального стану головного мозку»	90
6.1 Опис ідеї проекту (товару, послуги, технології)	90
Нейрополі-граф	91
6.2 Технологічний аудит ідеї проекту.....	92
6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	94
6.4 Розроблення ринкової стратегії проекту	101
6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	103
Висновки	107
ВИСНОВКИ.....	109
Додаток А.....	110
Додаток Б	112
Додаток В.....	113
Додаток Г.....	114
Перелік посилань	116

ВСТУП

Актуальність роботи є наслідком розширюється наукового інтересу вчених і споживачів до систем моніторингу функціонального стану головного мозку. Все більше людей зацікавлене у використанні таких систем моніторингу, або інтерфейсу мозок-комп'ютер в різних цілях, від медицини до віртуальної реальності. Розробки систем моніторингу стану головного мозку в останні роки знаходить все більше практичне застосування і дана область стала дуже перспективною. Однак ці технології все ще не так доступні для використання звичайними людьми, як це необхідно.

Історія розвитку досліджень електричної активності мозку бере початок з 1849 року, коли була випущена перша публікація про наявність струмів, що протікають в центральній нервовій системі. Тривалі дослідження в кінці 19 - початку 20 століття дали можливість істотного розвитку нейрофізіології.

У 1928 році вперше була здійснена реєстрація електричної активності мозку людини австрійським психіатром Гансом Бергером. Дане дослідження було інвазивним, з'їм сигналу здійснювався голчастими електродами. Ця робота дала початок вивченню фізичної природи генерації механізмів електричної активності мозку. Подальше дослідження природи електричної активності мозку розширилося і взаємодія людини і зовнішнього пристрою стало становлять великий науковий інтерес. Появі систем моніторингу активності мозку і інтерфейсу мозок-комп'ютер сприяла велика робота вчених в різних областях у вивченні функціонування мозку.

В останні два-три десятиріччя відбулося суттєве зростання в галузі контролю і моніторингу стану головного мозку, спільно з підвищенням рівня розвитку науки в області інформаційних технологій, медицини, електроніки. Стало можливим діагностування деяких хвороб за даними електроенцефалографії (наприклад, епілепсії), контроль сну, моніторинг наркозу і седації.

Але ефективність сучасних клінічних систем моніторингу залежить як від технічної досконалості апаратних засобів, так і від використовуваного

програмного забезпечення і алгоритмів. В останні роки значний інтерес привертають просунуті методи аналізу і обробки результатів моніторингу параметрів людського організму, в тому числі енцефалограм, які використовують вейвлет-аналіз, штучні нейронні мережі глибокого навчання та ін.

Об'єкт дослідження. Системи клінічного моніторингу.

Предмет дослідження. систем моніторингу функціонального стану головного мозку.

Мета роботи. Метою даної роботи є вивчення принципів роботи систем клінічного моніторингу і аналіз відомостей, необхідних для розробки і створення систем моніторингу функціонального стану головного мозку з використанням методів аналізу і обробки енцефалограм, які базуються на ідеях вейвлет-аналізу і штучних нейронних мереж глибокого навчання.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні задачі:

1. Розглянути стан проблеми моніторингу функціонального стану головного мозку.
2. Створити ескізний проект апаратної частини системи.
3. Проаналізувати можливості використання вейвлет-аналізу для обробки енцефалограм.
4. Проаналізувати можливості використання нейронних мереж глибокого навчання для обробки енцефалограм.
5. Розробити стартап-проект «Моніторинг функціонального стану головного мозку».

Наукова новизна. Удосконалено схему обробки енцефалограм з використанням вейвлет-аналізу і нейронних мереж глибокого навчання. Встановлено, що найнижчу помилку розпізнання ЕЕГ з признаками епілепсії забезпечує рекуррентна нейронна мережа.

Апробація результатів. Результати дослідження доповідалися на XIV Всеукраїнській науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих учених «Ефективність інженерних рішень».

РОЗДІЛ 1

ПРИЗНАЧЕННЯ І ОБЛАСТЬ ЗАСТОСУВАННЯ

В нинішній час одним з найбільш інформативних методів вивчення мозку людини з позицій його цілісної системної діяльності є метод електроенцефалографії [1,2]. Цей метод заснований на реєстрації сумарної електричної активності нейронів головного мозку, що відводиться з поверхні шкіри голови - електроенцефалограми (ЕЕГ). Електроенцефалографія дає можливість якісного та кількісного аналізу функціонального стану головного мозку і його реакцій при дії подразників. Запис ЕЕГ широко застосовується в діагностичній та лікувальній роботі (особливо часто при епілепсії), в анестезіології, а також при вивченні діяльності мозку, пов'язаної з реалізацією таких функцій, як сприйняття, пам'ять, адаптація та інші.

Найбільш інформативною є реєстрація ЕЕГ хворих з епілептичними випадками. В першу чергу ЕЕГ допомагає відрізнити епілептичний напад від неепілептичних і класифікувати їх.

За допомогою ЕЕГ можна:

- встановити ділянки мозку, що беруть участь в провокуванні нападів;
- стежити за динамікою дії лікарських препаратів;
- вирішити питання про припинення лікарської терапії;
- ідентифікувати ступінь порушення роботи мозку в межприступних періодах.

У кількох відсотків практично здорових дорослих людей зустрічаються порушення біоелектричної активності мозку у вигляді різних "епіфеноменів", умовно-епілептиформні активності. Можливо, такий тип реакції є уродженою особливістю, що дає носіям відповідних генів деякі біологічні переваги. Про це, наприклад, свідчить те, що у пілотів вищого класу, що володіють найбільш швидкою реакцією, на ЕЕГ часто зустрічаються розряди епілептиформного типу.

У дітей без клінічних проявів епілепсії, але з психопатією, з агресивним характером і навіть просто у невротиків виявляють "епіфеномени" на ЕЕГ ще частіше. Така реакція звичайно зникає в міру дорослішання без усякого лікування. Однак у 14-15% дітей згодом розвивається епілептична хвороба.

Велике значення в діагностиці уражень мозку мають функціональні проби: переривчасте світлове роздратування (фотостимуляція), посилене глибоке дихання протягом 2-3 хв (гіпервентиляція), звукове роздратування, дослідження після безсонної ночі (депривація сну) і ін. При використанні функціональних проб у 90 % хворих на епілепсію вдається виявити зміни ЕЕГ.

ЕЕГ використовується і в діагностиці новоутворень. Якщо пухлина розташовується близько до поверхні мозку і впливає переважно на кору і підкіркові структури, на ЕЕГ виникають зміни на стороні поразки. Відзначаються локальні патологічні зміни в зоні проекції пухлини - пригнічення альфаритму, збільшення амплітуди дельта-хвиль.

Внутрішньомозкові пухлини викликають значні загальні зміни ЕЕГ, що маскують осередкові порушення біопотенціалів. При пухлинах скроневої локалізації ЕЕГ діагностика із зазначенням вогнища патологічної електричної активності в скроневої області найбільш точна (до 90%).

Як правило, при цьому спостерігається осередкова бета-активність.

За сучасними стандартами ЕЕГ-дослідження може бути рекомендоване як скринінгове дослідження при підозрі на новоутворення. За рахунок нешкідливості, відносної доступності та швидкості проведення при сумніві лікаря в діагнозі ЕЕГ може підказати йому - чи варто направляти пацієнта на додаткове (частіше - томографічне) дослідження.

ЕЕГ при судинних захворюваннях і після травм. Для раннього періоду після струсу головного мозку характерна наявність ірритативних змін, подібних з порушеннями при судинних захворюваннях. У віддаленому періоді черепно-мозкової травми особливістю ЕЕГ є наявність синхронності ритмів в

різних відведеннях, часто - низькоамплітудних характер ЕЕГ. Характерно зниження або інверсія лобно-потиличного градієнта альфа-активності.

За допомогою ЕЕГ можна:

- стежити за динамікою дії лікарських препаратів;
- оцінити ступінь порушення роботи мозку;
- дослідити функціональний стан мозку у людей.
- при повторних дослідженнях ЕЕГ допомагає оцінити швидкість і повноту зникнення ознак порушення роботи мозку.

Які ж переваги ЕЕГ? Деякі з них очевидні: ЕЕГ проста у використанні, не пов'язана з впливом на випробуваного (неінвазивна). ЕЕГ може бути зареєстрована біля ліжка пацієнта і використовуватися для тривалого моніторингу мозкової активності. ЕЕГ може показати один з основних параметрів роботи нервової системи - властивість ритмічності, яке відображає узгодженість роботи різних структур мозку. Це допомагає виявити схему процесів, задіяних мозком, показуючи не тільки «де», а й «як» інформація оброблена в мозку. Саме ця можливість робить ЕЕГ унікальним і, безумовно, цінним методом діагностики.

РОЗДІЛ 2

ТЕХНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ.

Біомедична апаратура (БМА) – це сукупність технічних систем, об'єднаних єдиною цільовою функцією і внутрішньою архітектурою, що забезпечують реалізацію заданих характеристик, визначених у технічному завданні або медико-технічних вимогах (МТВ).

Структура вимог, які висувають до БМА наведена на рис. 2.1.



Рис. 2.1 – Комплекс вимог до біомедичної апаратури
(за даними [3])

При проектуванні БМА, крім зазначених, необхідно враховувати також загальні, спеціальні, експлуатаційні та метрологічні вимоги. Загальні вимоги:

- ефективно, відповідно до ТЗ (або МТВ), вирішення поставлених задач в автоматичному та автоматизованому режимах;
- надійність складових вузлів та блоків, а також загальна надійність БМА відповідно до ГОСТ 23.256-86;
- висока уніфікація і ремонтоздатність БМА;

- можливість послідовного нарощування апаратних засобів та збільшення їх продуктивності в процесі експлуатації та розвитку;
- можливість з'єднання з потужними обчислювальними комплексами;
- повна електробезпека пацієнта за ГОСТ 12.2.025-76.

Спеціальні вимоги включають в себе:

- вимоги до режиму оброблення даних;
- вимоги до амплітудних, часових та частотних характеристик вхідних засобів, їх чутливості, рівня шумів та ін.;
- допустимі похибки до кожного фізіологічного показника;
- вимоги до інтерфейсів;
- вимоги до мікрокомп'ютера, в тому числі – до продуктивності процесора, об'ємів внутрішньої та зовнішньої пам'яті; розрядності та швидкодії АЦП;
- вимоги до маси і габаритів;
- захист оперативної пам'яті від зникнення напруги живлення та несанкціонованого доступу;
- наявність самодіагностувальної функції.

Існуючі конструктиви медичної апаратури дозволяють визначити деякі тенденції в її проектуванні:

- введення сенсорних та псевдосенсорних органів керування, в тому числі клавіатур, що дозволяє підняти рівень комфортності приладів та забезпечити зручну дезінфекцію їх поверхні;
- зменшення числа оперативних органів керування, що, по-перше, підвищує надійність в цілому і, по-друге, забезпечує необхідну комфортність та зручність експлуатації;
- підвищення безпеки лікарів і пацієнтів за рахунок максимального використання пластмас та спеціальних схемотехнічних рішень.

Вимоги до метрологічного забезпечення включають в себе комплекс правил, положень і вимог технічного, економічного і правового характеру,

що визначають організацію і порядок проведення робіт з повірки засобів вимірювань, метрологічної ревізії та експертизи.

Кількісне оцінювання апаратних засобів повинно проводитись за рядом критеріїв, наприклад, за завадостійкістю, яка відображає здатність БМА працювати з заданою ефективністю в умовах дії перешкод та характеризується формулою [4]:

$$\Delta R_{\text{норм}} = R_{\text{норм}}^0 - R_{\text{пер}}^* \quad (2.1)$$

де $R_{\text{пер}}^*$ – ефективність дії перешкод,

Ступінь складності апаратних засобів визначається так [2.3]:

$$T = (1 + v \cdot \alpha) \sum_{i=1}^n T_i k_i, \quad (2.2)$$

де T – складність БМА;

k_i – кількість елементів i -го типу у БМА;

α – коефіцієнт, що характеризує відносне число реалізованих зв'язків;

v – коефіцієнт, що враховує складність зв'язків порівняно зі складністю елементів системи.

Основною вимогою до програмних засобів є вимога колективного розроблення, яке передбачає обов'язкову участь та взаємодію в розробленні спеціальних алгоритмів та програм математиків, програмістів і медиків.

Тільки виконання цієї вимоги дозволяє:

- забезпечити повноцінну реалізацію мети та задач, сформульованих в ТЗ або МТВ;
- оптимізувати структуру апаратно-програмних засобів відповідно до конкретних умов їх функціонування;
- забезпечити потрібний рівень психологічної сумісності комплексу «лікар-ЕОМ-пацієнт».

З урахуванням цього деякі вимоги до програмного забезпечення можуть бути подані таким чином:

- вимоги перенесення – характеризують здатність розробленої програми бути перенесеною на різні процесори при умові використання однієї операційної системи та малих витратах;
- вимоги гнучкості – це ступінь відповідності розробленого програмного забезпечення таким критеріям: часу написання, часу виконання, обсягу пам'яті;
- ефективність роботи – характеризує можливість роботи програми при наявності обмежень на пам'ять;
- вимога перевірності – характеризує структуру програми і організацію введення-виведення, що дозволяє здійснювати оперативний контроль програми;
- складність програми – характеризує ступінь сприйняття програми іншим програмістом та можливість її вдосконалення в процесі роботи;
- вимоги функцій довжини програми, що передбачають таку її структуру, при якій вона забезпечує реалізацію зазначеної в ТЗ функції та займає при цьому мінімально можливий об'єм пам'яті;
- вимоги автономності, які визначають, що дана програма повинна бути пов'язана з іншою мінімальною кількістю вхідних та вихідних даних.

Бібліотеки програм за своїм значенням можуть бути класифіковані на бібліотеки вихідних програм, бібліотеки спеціальних програм, бібліотеки сервісних програм і т. д.

Кінцева точність роботи апаратно-програмних засобів (АПЗ) обумовлена точністю системи алгоритмів та елементів апаратури, що реалізує вибрану систему алгоритмів [5].

Ідеальною апаратурою будемо називати таку, що реалізує систему алгоритмів і працює без помилок в процесі контролю та управління при максимальній невизначеності стану оператора [5].

Реальною апаратурою будемо називати таку, що працює з кінцевою точністю за алгоритмом, вибраним із умови отримання максимуму інформації [5].

РОЗДІЛ 3

ОГЛЯД І АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ

3.1 Основні поняття, терміни, визначення

3.1.1 Електроенцефалограма

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – засіб реєстрації електричних процесів, що виникають при діяльності головного мозку людини [6, 7].

Під поняттям „*ритм*” на ЕЕГ розуміється певний тип електричної активності, що відповідає деякому певному стану мозку і пов’язаний з певними церебральними механізмами. В клінічних дослідженнях звичайно виділяють чотири типи ритмів послідовно зростаючої частоти: дельта-, тета-, альфа- і бета-ритми.

Найбільш виражений в ЕЕГ ритм називають **домінуючим**. Якщо амплітуда хвиль ритмічної активності поступово наростає, а потім спадає, то ритмічна активність називають веретеноподібною.

Зменшення амплітуд коливань потенціалів без зміни їх частотної характеристики називають депресією ритму. Процес, що виражається у формуванні регулярної, упорядкованої ритмічної активності і наростаючої амплітуди коливань, називають синхронізацією ритму.

Порушення ритмічності протікання хвильових процесів ЕЕГ з заміщенням впорядкованої синхронної хвильової активності коливаннями, які є менш регулярними, різної частоти і меншої амплітуди, називають десинхронізацією.

Альфа-ритм (α -*ритм*) – ритм з частотою 8 – 13 Гц і амплітудою до 100 мкВ є основним для попереднього виявлення відхилень від норми і реєструється у 85 – 95 % здорових дорослих в спокійному розслабленому стані з закритими очима. Найкраще виражений в потиличних (зорових) відділах, у напрямку до лоба амплітуда його поступово зменшується і комбінується з β -

ритмом. В лобних відділах реєструється дуже слабо виражений α -ритм і β -коливання однакової з ним амплітуди.

Бета-ритм (β -ритм) – ритм з частотою 14 – 40 Гц і амплітудою до 15 мкВ є провідним ритмом активного безсоння і краще всього реєструється в області передніх центральних звивин, однак поширюється і на задні центральні та лобні звивини. β -ритм пов'язаний з соматичними, сенсорними, руховими корковими механізмами і дає реакцію на рухову активацію або тактильну стимуляцію. При виконанні або навіть розумовому поданні руху β -ритм зникає в зоні відповідної коркової проекції. Нерідко розрізняють два діапазони β -ритму: β_1 з частотою 14 – 18 Гц і β_2 з частотою 18 – 40 Гц. Звичайно β -ритм виражений достатньо слабо (3-7 мкВ) і може маскуватися шумами ЕМГ.

Повільні ритми (дельта-, тета- (δ -ритм, θ -ритм)) – тета-ритм з частотою 4-6 Гц і дельта-ритм з частотою 0,5 – 3 Гц мають амплітуду 40 – 300 мкВ і в нормальному стані характерні для деяких стадій сну.

δ - і θ - коливання можуть в невеликій кількості і при амплітуді, яка де-що перевищує амплітуду α -ритму, зустрічатися на ЕЕГ дорослої людини, що не спить. В цьому випадку вони вказують на певне зниження рівня функціональної активності мозку. Патологічними вважають ЕЕГ, що містять δ - і θ -коливання, які перевищують за амплітудою 40 мкВ і що займають більше 15 % від загального часу реєстрації.

Спайк – це різкий сплеск гострої форми, тривалістю 5 – 50 мс і амплітудою до сотень або навіть тисяч мікрівольт. Спайки можуть мати і менші амплітуди, що залежить від розміру і глибини залягання джерела цих коливань і орієнтації цього джерела відносно реєструючих електродів. Спайки мають поверхнево-негативну фазу, тобто під електродом, під'єднаним до інвертуючого входу підсилювача, джерело цього типу потенціалів дасть на записі пік з загостреною вершиною, направленою вгору. Спайки найчастіше

групується в короткі або довші пачки, утворюючи феномен, що носить назву „множинні спайки”.

Опис основних ритмів приведено в таблиці 3.1, а їх графічне зображення – на рис.3.1.

Таблиця 3.1
Основні ритми ЕЕГ

Назва / позначення	Частотний діапазон, Гц	Короткий опис
Бета / β	13 – 22	Амплітуда до 15 – 20 мкВ. Досить виражений у лобовій та скроневій ділянках. Як синхронізація, так і десинхронізація бета-активності пов'язані з різними типами емоцій і когнітивних процесів. Синхронізацію бета-ритму в лобових областях пов'язують з процесами уваги.
Альфа / α	8 – 13	Середня амплітуда складає 60–80 мкВ. Найкраще проявляється в стані спокійного неспання при закритих очах переважно в тім'яно-потиличних ділянках мозку. Відкривання очей або розумова активність супроводжуються депресією альфа-ритму, що свідчить про загальну активацію кори. Важливою особливістю альфа-активності є її функціональна асиметрія при різних когнітивних і емоційних навантаженнях.
Тета / θ	4 – 8	Амплітуда хвиль в нормі не перевищує 40 мкВ, однак може збільшуватися і до 100 мкВ. Збільшення індексу тета-ритму може свідчити як про патологію, так і відображати певні функціональні стани, пов'язані або зі зниженням рівня активності мозку, або, навпаки, з концентрацією уваги, когнітивною та емоційною активацією.

Дельта / δ	0.5 – 4	Є основним ритмом повільного сну, коли його амплітуда досягає 300 мкВ і більше. Може спостерігатись у дорослої людини в стані неспання в дуже невеликій кількості – амплітуда не перевищує 40 мкВ (зазвичай близько 20 мкВ).
-------------------	---------	--

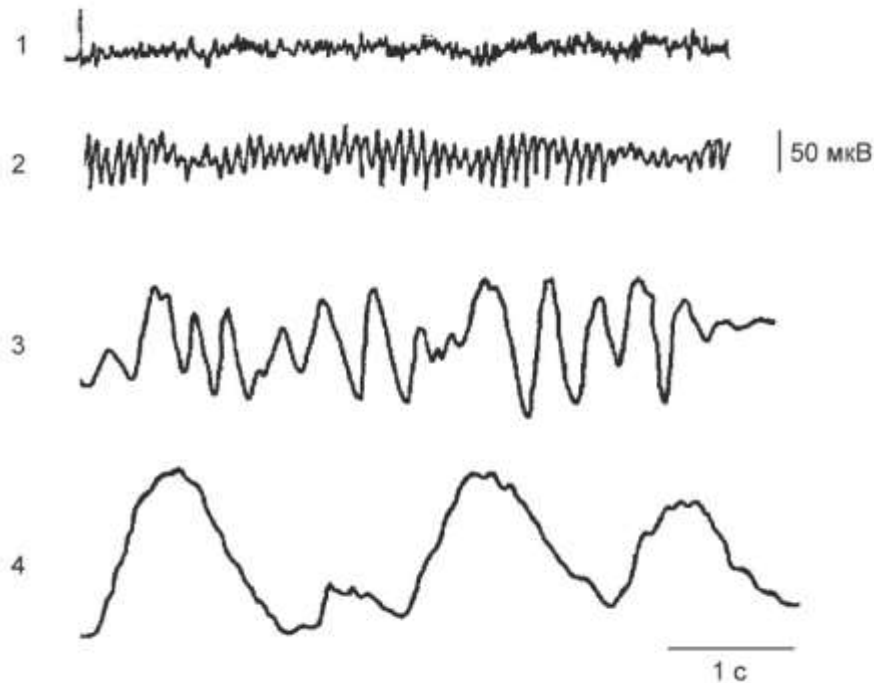


Рис. 3.1 Основні ритми електроенцефалограми:
1 – β -ритм; 2 – α -ритм; 3 – θ -ритм; 4 – δ -ритм

3.1.2 Викликані потенціали

Викликаними потенціалами (ВП) називають фонові відповіді нервової системи на різного роду зовнішні стимули. Фоновість цих відповідей визначається їхнім проявом на фоні звичайної нервової активності у вигляді порівняно малоамплітудних, але детермінованих змін її середнього рівня. Тому дослідження ВП відрізняються необхідністю виконання багатьох послідовних записів нервової активності у відповідь на подання стимулу з наступним когерентним опосередкуванням цих записів відносно часу включення стимулу.

Залежно від типу стимулу найширше застосовуються на практиці дослідження таких *типів ВП*:

- зорові (ЗВП) – відповідь на світлову стимуляцію;
- соматосенсорні (ССВП) – відповідь на електричну стимуляцію; - слухові (СВП) – відповідь на звукову стимуляцію.

3.1.3 Реоенцефалограма

Реоенцефалографія (РЕГ) – один із варіантів реографічного методу дослідження, що вивчає гемодинаміку головного мозку в нормі та патології. Зазвичай використовують такі відведення: фронтотастодальне, що відображає міжпівкульну асиметрію і порушення кровообігу в басейні внутрішньої сонної артерії; лобні та лобно-скроневі (визначають порушення в системі передньої мозкової артерії); скронево-скроневі та інші.

3.1.4 Артефакти при запису ЕЕГ

Під час запису сигнал ЕЕГ може знаходитись під впливом зовнішніх перешкод, які називають артефактами. За своєю природою артефакти бувають фізіологічні та технічні.

До фізіологічних відносяться наступні артефакти (рис.3.2): накладення кардіограми, рух очей, скорочення м'язів, рухи голови, ковтальні рухи і т.д.



Рис. 3.2 Зображення найбільш поширених фізіологічних артефактів: 1 – накладення кардіограми; 2 – рух очей; 3 – скорочення м'язів; 4 – рухи голови; 5 – ковтальні рухи

До технічних артефактів відносять мережне наведення частотою 50 Гц, що виникає внаслідок наявності електромагнітних полів, що генеруються електричною мережею в приміщенні, а також артефакти, пов'язані з хитанням дротів і погано закріплених електродів. Всі технічні артефакти зазвичай легко переборні.

Для отримання безартефактного запису ЕЕГ необхідно, щоб пацієнт під час експерименту перебував у розслабленому положенні, сидячи в спеціалізованому зручному кріслі. Повинна бути мінімізована кількість зовнішніх світлових і звукових подразників. Дуже важливим фактором є правильне накладання електродів і дотримання невеликого опору «електрод-шкіра» (не більше 5 кОм).

Артефакти, які виявили в електроенцефалограмі, видаляють за допомогою спеціальних опцій програмного забезпечення при подальшій обробці отриманого запису.

3.2 Загальні відомості про електричної активності мозку та її реєстрації

3.2.1 Загальні відомості

Електроенцефалограма головного мозку - вид дослідження активності кори головного мозку. Метод ЕЕГ заснований на фіксації електричного потенціалу. Електричні імпульси реєструються в різних частинах мозку. Застосовуючи метод ЕЕГ, отримують необхідну інформацію про роботу мозку. Нервова система клітин складається з нейронів, саме вони здатні передати електричні сигнали. Біоелектрична активність мозку формується за рахунок активності нейронів, яку можна зафіксувати. Електричний коливальний процес активності мозку на ЕЕГ зображується у вигляді графіків, на яких позначиться сумарна активність клітин мозку.

На голові пацієнта розміщують електроди (рисунок 3.3), заповнені спеціальним гелем, здатним легко передати електричні імпульси. Електроди вловлюють електромагнітний сигнал, вони підключені до енцефалографом.

Датчики передають інформацію для обробки та аналізу на енцефалограф, який отримавши імпульс, посилить його і відтворить на екрані комп'ютера або на папері у вигляді графіка.

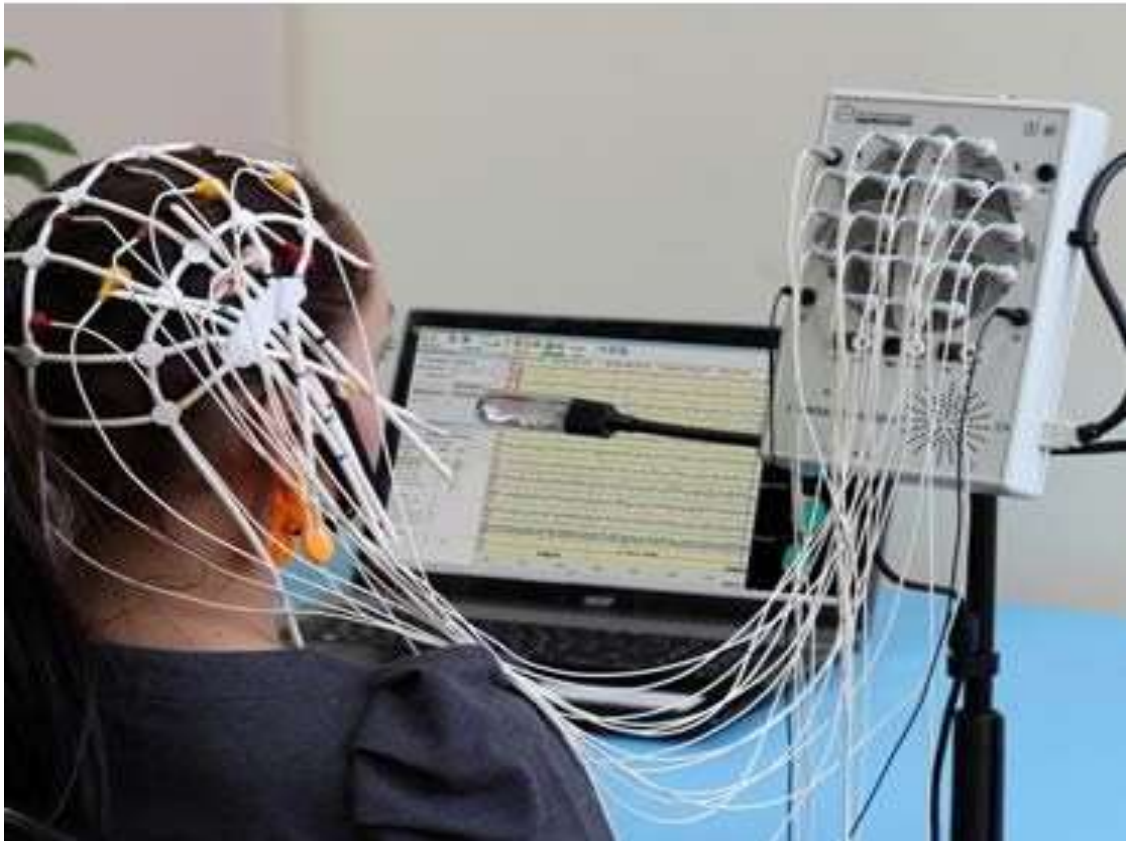


Рис. 3.3 - Процедура ЕЕГ

Вся інформація про зміну електромагнітних хвиль під час обстеження, фіксується електродами і надходить на обладнання, призначене для подальшої обробки отриманих електричних імпульсів. ЕЕГ після обробки представлена у вигляді кривої, на якій відображена електрична активність мозку. Зробити висновок про працездатність кожного відділу головного мозку можна за допомогою проведення аналізу ЕЕГ. Аналіз ЕЕГ допомагає отримати якісні та кількісні характеристики функціонального стану головного мозку. Завдання фахівця, який проводить електроенцефалографічне обстеження, зафіксувати на ЕЕГ ознаки активності головного мозку, ідентифікувати їх параметри зробити висновок.

Основною перевагою методу ЕЕГ перед іншими процедурами дослідження активності мозку є, її безпеку. Частота проведення досліджень за допомогою ЕЕГ не обмежена, немає обмежень проведення процедури за віком і станом здоров'я.

У медичних установах процедуру ЕЕГ призначають в діагностичних і лікувальних цілях, для своєчасних виявлених запальних захворювань і епілепсій. У даній роботі ЕЕГ застосовується для того, щоб вивчити діяльність мозку, пов'язаної із виконанням функцій пам'яті, сприйняття когнітивних навантажень. Дослідження ЕЕГ здатне допомогти визначити фізіологічну зрілість дитини. При детальному вивченні ЕЕГ і її детальному аналізі роблять висновки про функціональний стан головного мозку.

При записі сигналу ЕЕГ існує кілька технічних проблем, пов'язаних, в основному, з малою амплітудою сигналу. При проходженні сигналу ЕЕГ через тверду оболонку мозку, цереброспінальну рідину та череп до скальпу, його повна амплітуда становить всього близько 1 – 100 В, а частотний діапазон 0.5 – 100 Гц. Крім того, на запис також впливають матеріал електроду і стиснення контактів.

3.2.2. Методика накладання електродів

ЕЕГ реєструють за допомогою накладених на поверхню шкіри голови електродів, що мають низький перехідний опір (не більше 3-5 кОм), малу ступінь поляризації і високу стійкість до корозії. Найбільш часто використовують хлор-срібні електроди. Для закріплення електродів застосовують спеціальний шолом-сітку або використовують готові набори електродів, вмонтованих в шоломи.

Існують три режими запису сигналів ЕЕГ: монополярний (уніполярний), середній і біполярний (рис.3.4). При біполярному відведенні різницю потенціалів вимірюють між двома електрично-активними ділянками головного мозку (обидва електроди знаходяться на шкірі голови). При монополяр-

ному відведенні реєструють різницю потенціалів між електрично-активною і електрично-нейтральною (мочка вуха) точками.

Відведення електродів можна накладати на різні ділянки поверхні голови з урахуванням проекції на них областей головного мозку. Доступні для розташування електродів місця знаходяться на лобовій (F), тім'яній (P), скроневій (T), центральній (C) та потиличній (O) ділянках головного мозку.

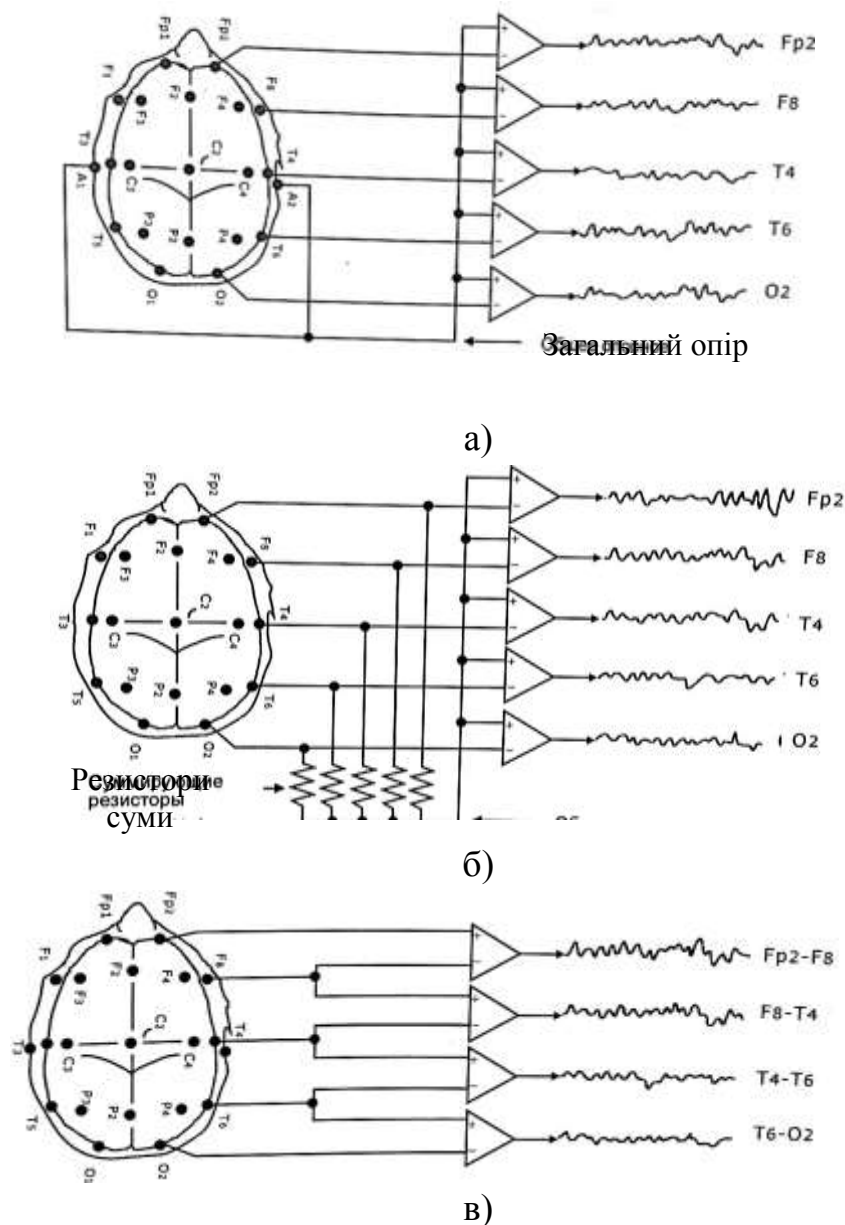


Рис. 3.4 Режими запису ЕЕГ: монопольний (а); середній (б); біполярний (в)

Однак існує єдина міжнародна система розташування електродів «10-20%» (рис.3.5).

Відповідно до цієї системи знаходять три розміри черепа: а) поздовжній – відстань вздовж черепа між точкою переходу лобової кістки в перенісся (назіон) і потиличним бугром; б) поперечний – відстань вздовж черепа через верхівку (вертекс) між зовнішніми слуховими проходами обох вух; в) довжину окружності голови, виміряної за цими ж точкам.

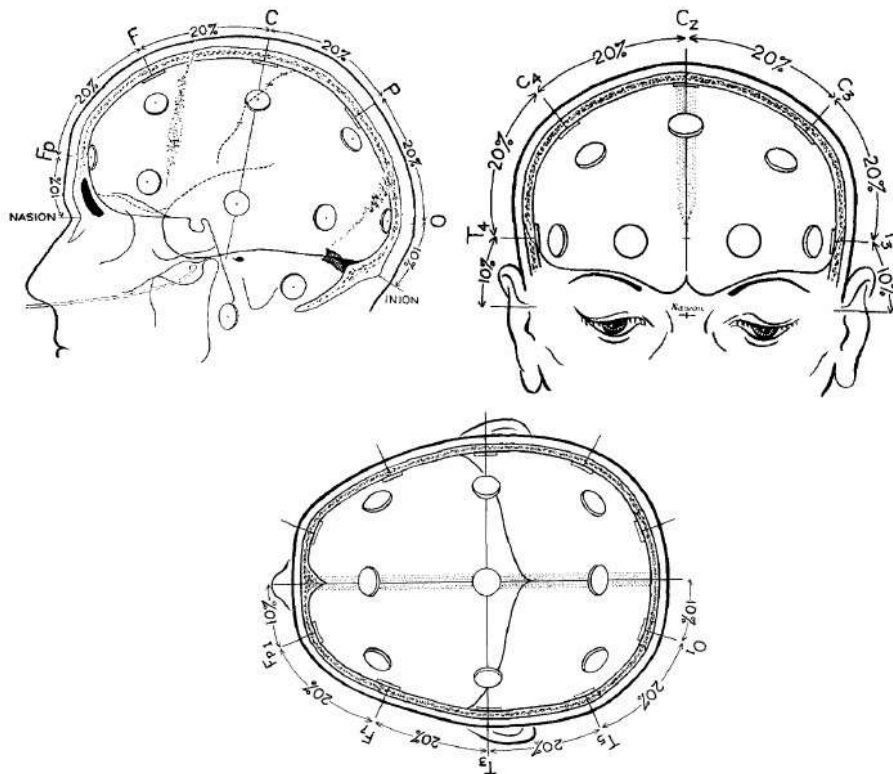


Рис. 3.5 Схема розташування електродів відповідно до системи «10-20%»

Виміряні відстані поділяють на інтервали, причому довжина кожного інтервалу, що починається від точки вимірювання, складає 10%, а решта інтервалів становлять 20% від відповідного розміру черепа. Маючи ці основні розміри, поверхню черепа можна розмітити в вигляді сітки, на перетині ліній якої накладаються електроди. Електроди, розташовані вздовж середньої лінії, відзначаються індексом Z; відведення на лівій половині голови мають непарні індекси, а на правій - парні.

3.2.3 Блок-схема вимірювального контуру модулю ЕЕГ

Сигнали ЕЕГ, в основному, утворюються при зміні потенціалу в корі головного мозку і складаються з електричних ритмів та короточасних розрядів. Різні частини кори головного мозку управляють різними фізіологічними функціями, тобто записана ЕЕГ з однієї області кори не буде такою ж, як на іншій області. У даному експерименті волосся на скальпі ускладнюють правильне розташування електродів і ускладнюють проведення вимірювань. Тому для проведення експерименту використовують два активних електроди, що накладаються в положення лобової і потиличної долі, та один електрод для заземлення.

На рис.3.6 показана блок-схема вимірювального контуру ЕЕГ.

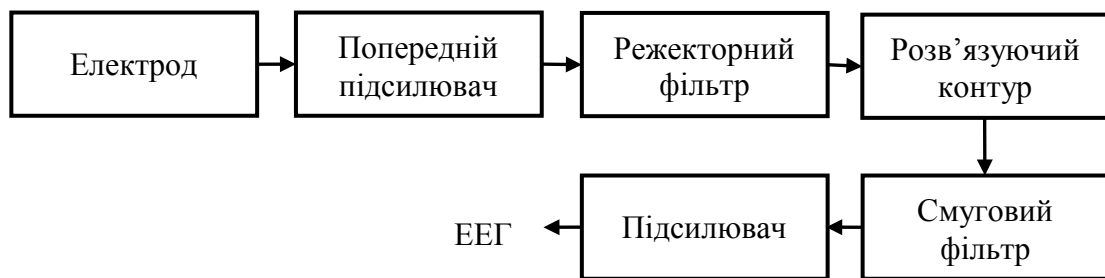


Рис. 4.6 Блок-схема вимірювального контуру ЕЕГ

Натільні електроди використовуються для вимірювання дуже слабкої хвилі, що індукується при світловому роздратуванні очей. Вимірювальний підсилювач з коефіцієнтом підсилення 50 використовується як попередній підсилювач для отримання уніполярної складової сигналу ЕЕГ. Функцією розв'язуючого контуру є ізоляція сигналу і джерела живлення, і його можна реалізувати з використанням оптичного методу або трансформатора напруги. Смуга пропускання смугового фільтра лежить в межах 1 – 20 Гц, а підсилювач з коефіцієнтом підсилення 1000 може посилити слабкий сигнал, що проходить через фільтр.

Біологічний сигнал від об'єкта досліджень подається на коробку комутатора. З використанням комутатора виробляється адресація обраних пар від-

ведень на відповідний канал підсилювача. Попередньо посилений сигнал після підсилювача представлений в аналоговій формі. Це означає, що цей сигнал відповідає біологічному сигналу по всіх параметрах, за винятком амплітуди. Цей параметр збільшений в 100-10000 разів.

Збільшений за амплітудою (посилений) біологічний сигнал потім подається на аналогово-цифровий перетворювач (АЦП), який перетворює аналоговий сигнал, використовуючи процедуру дискретизації, в цифрову форму. Процедура дискретизації полягає в тому, що аналоговий сигнал "опитується" через певні інтервали часу.

Таким чином, при поданні біологічного сигналу в цифровій формі використовуються дві величини:

- час від моменту реєстрації;
- власне значення біологічного сигналу.

Коректна реєстрація аналогового сигналу можлива при використанні частоти дискретизації перевищує в 10 разів максимальну величину частоти реєстрованого сигналу. Так при реєстрації ЕЕГ і ЕКоГ максимальна величина частоти реєстрованого сигналу становить 25-30 кол / сек. Тому частота дискретизації повинна складати 256 в 1 секунду. При реєстрації потенціалів дії окремої клітини частота дискретизації повинна становити 10000 в 1 секунду.

Отриманий в цифровій формі біологічний сигнал записується на обраний носій інформації - м'який або жорсткий диск. Коректна реєстрація біологічного сигналу можлива при використанні коректних біологічному сигналу параметрів підсилювача. Підсилювачі біологічних потенціалів мають такі керівні органи:

1. Коефіцієнт посилення.
2. Постійну часу підсилювального тракту
3. Обмеження частот зверху.

Для визначення параметрів підсилювача до виходу підсилювача необхідно приєднати будь-яке пристрій реєструє параметри напруги. В якості такого приладу можна використовувати осцилограф.

Коефіцієнт посилення забезпечує рівень посилення - чутливість - яка визначається кількістю міліметрів на які відхиляється промінь осцилографа при наявності певного сигналу в мікрівольтах. Зазвичай використовується посилення $0,01 \text{ mm} / \mu\text{V}$, $0,02 \text{ mm} / \mu\text{V}$, $0,05 \text{ mm} / \mu\text{V}$, $0,1 \text{ mm} / \mu\text{V}$, $0,2 \text{ mm} / \mu\text{V}$, $0,5 \text{ mm} / \mu\text{V}$, $1,0 \text{ mm} / \mu\text{V}$. Найбільше посилення $0,01 \text{ mm} / \mu\text{V}$, найменше $1,0 \text{ mm} / \mu\text{V}$.

Підсилювальний тракт коректно відтворює певний діапазон частот, на який він налаштований. Діапазон частот визначається нижній і верхній граничними частотами. Нижня гранична частота підсилювального тракту визначається т.зв. постійної часу (ПВ) підсилювального тракту. Якщо на вхід підсилювача подати постійну напругу, промінь осцилографа відхилиться від ізоляції - лінії на якій він перебував при відсутності напруги. Але потім почнеться повільне рух променя осцилографа до ізоляції. Постійна часу підсилювача - це час, протягом якого промінь осцилографа пройде половину шляху, наближаючись до ізоляції. Чим більше величина постійної часу підсилювача, тим нижчу частоту він здатний підсилити. Постійна часу визначається ємністю конденсаторів включених в підсилювальний тракт. Підсилювачі в усилительном тракті яких конденсатори відсутні, називаються підсилювачами постійного струму (УПТ), а при наявності в усилительном тракті ємностей - підсилювачами змінного струму. Найбільш часто використовуваний набір постійних часу підсилюючих трактів в електроенцефалографії становить $0,03$, $0,1$, $0,3$ і $1,0$ с. Найбільш повільні нижні граничні частоти буде пропускати підсилювач при постійній часу $1,0$. Якщо встановити постійну часу $0,03$ с то повільні частоти підсилювальним трактом пропускатися не будуть.

При реєстрації ЕЕГ і ЕКоГ рекомендується використовувати постійні часу підсилювального тракту $1,0$ і $0,3$ с, а при реєстрації міограми $0,1$ і $0,03$ с. При реєстрації електрокардіограми використовують постійну часу $3,5$ с.

Ми зареєстрували ЕКоГ однієї і тієї ж щури при різних постійних часу підсилювача. При ПВ 1 з амплітуда дельта хвиль становила $150-170 \mu\text{V}$, при

ПВ 0,3 с - 130-160 μV , при ПВ 0,1 с - 110-130 μV , а при ПВ 0,03 с - 90 -120 μV .

Верхня гранична частота зверху визначає діапазон частот, який буде пропускатися підсилювальним трактом зверху. Зазвичай використовують обмеження 15, 35, 70, 120 гц.

Якщо верхня гранична частота виставлена наприклад 35 гц то це не означає, що частоти понад 35 Гц не будуть пропускатися підсилювальним трактом. Вони будуть пропускатися, але значно ослаблені ("зарізані").

Калібрувальний сигнал. Для перевірки ефективності і коректності роботи підсилювального тракту використовується калібрований сигнал. Калібрувальний сигнал формується вбудованим генератором П-образних імпульсів. При приєднанні виходу генератора до входу підсилювача (підсилювачів) на виході підсилювача реєструється різниця потенціалів.

Відома, виходячи з технічних характеристик підсилювача, величина різниці потенціалів на виході підсилювача при подачі каліброваного сигналу певної різниці потенціалів (амплітуди) на вхід підсилювача, при використанні певного коефіцієнта посилення. Якщо при подачі відомої різниці потенціалів на вхід підсилювача на його виході визначається також відома величина різниці потенціалів при певному коефіцієнті посилення, то ми вважаємо, що характеристики підсилювача не відхиляються від заданих. Порівнюючи величину поданого на вхід підсилювача каліброваного сигналу із зареєстрованою величиною біологічного потенціалу можна судити про величину останнього. Зазвичай калібрування підсилювача виробляють в спочатку і наприкінці робочого дня. За спотворення форми П-образного імпульсу можна судити про постійну часу підсилювача.

Сучасні прилади є багатоканальні (24 і більше) самописці, які дозволяють одночасно регі-стрировать електричну активність від відповідного числа електро-дів, встановлених на голові обстежуваного. Самі ж електроди є невеликими металевими пластинами або стрижнями.

Відмінності в потенціалах на шкірній поверхні голови мають маленьку амплітуду, в нормі - близько 100-150 мкВ. Вони подаються на входи підсилювально-реєструючих пристроїв. Сучасні підсилювачі вельми чутливі і дозволяють виявляти електричні коливання з амплітудою всього в кілька мікрровольт ($1 \text{ мкВ} = 1/1000000 \text{ В}$). Крім реєструють електродів, на тілі обстежуваного встановлюють електрод заземлення (наприклад, на мочці вуха), він служить для вирівнювання потенціалів тіла пацієнта і підсилювача.

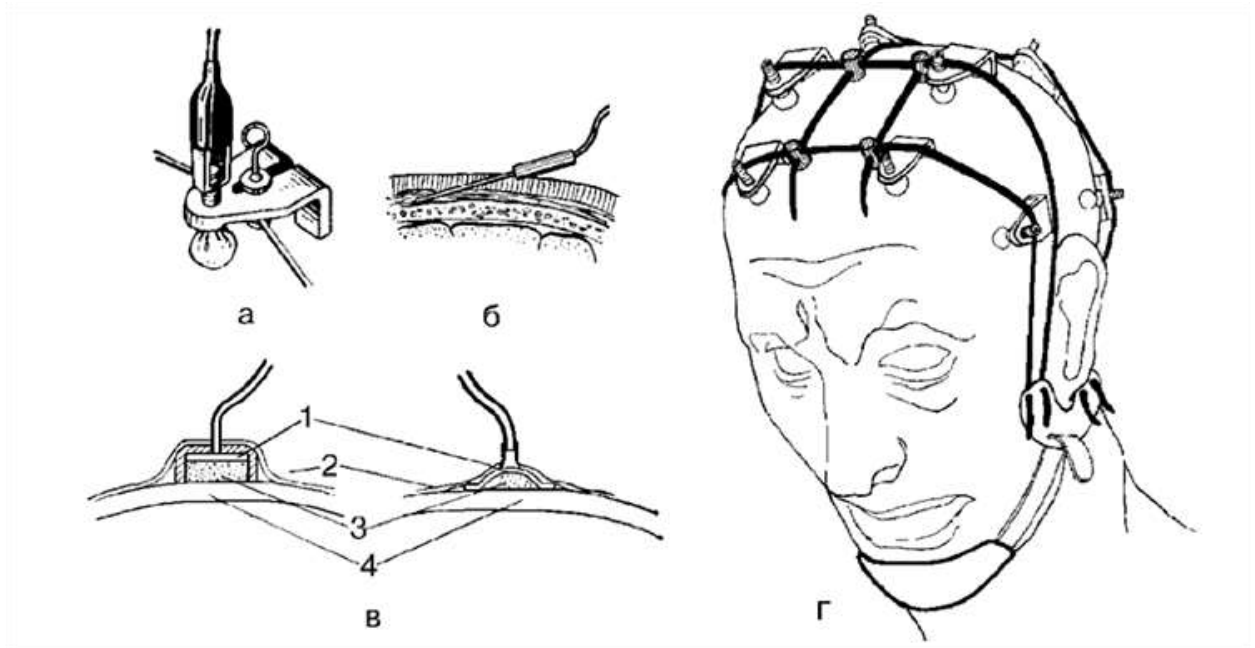


Рис.2. Типи електродів і способи їх кріплення на голові. а - мостовий електрод, металевий стрижень з власником, з одного кінця покритий гігроскопічним матеріалом і просочується розчином хлориду натрію. Від протилежного кінця відходить відвідний провід. б - голчастий електрод, вколюється в шкіру, використовується під час хірургічних операцій для контролю за ЦНС. в - чашечково електрод. 1 - метал, 2 - липка стрічка, 3 - електродний паста, 4 - шкіра голови. г - шапочка з джгутів для закріплення електродів.

Як уже зазначалося, ЕЕГ являє собою різницю потенціалів між двома точками поверхні голови обстежуваного. Відповідно на кожен канал реєстрації подаються напруги, відведені двома електродами, один з яких є позитивним, або активним, а інший - негативним, або референтним. Електроди для

енцефалографії є хлоросрібні або вугільні пластини. Найважливішим вимогою до матеріалу, з якого виготовляють електроди, є відсутність поляризації в процесі реєстрації. Явище поляризації пов'язано з тим, що внаслідок електрохімічних процесів в області контакту електрода з шкірою на електроді накопичується надлишок іонів, що призводить до включення в запис коливань постійного потенціалу, різко спотворюють реєстрацію. Тому в якості матеріалу для енцефалографічних електродів використовують срібло або вугілля, що є найкращими для цих цілей. Зазвичай діаметр електрода, що має форму диска, становить близько 1 см.

Застосовують 6 видів електродів, які розрізняються як за формою, так і за способом їх фіксації на голові:

1. контактні накладні непріклеювані електроди, які прилягають до голови за допомогою тяжів шолома-сітки;
2. голчасті електроди;
3. електроди, які прикліюються;
4. базальні електроди;
5. піщальні електроди;
6. багатеелектродні голки.

Наприклад, електроди електроенцефалографічні хлоросрібні ЕЕГ-01 призначені для використання при дослідженні електричної активності клітин головного мозку і служать для знімання біоелектричних потенціалів, які реєструються при накладенні електродів на шкіру неушкодженого черепа¹.

Електроди призначені для використання в діагностичних центрах, лікарнях, поліклініках, диспансерах та інших установах медичного напрямку спільно з вторинними приладами, що відповідають за безпеку вимогам ДСТУ 3798-98 (ІЕС 60601-2: 1998), ГОСТ 12.1.018-93, ГОСТ 12.019- 79.

Електроди призначені для роботи при температурі навколишнього середовища від плюс 10 ° С до 42 ° С і відносній вологості до 80% при 25 ° С.

¹ <https://mpr-med.com/p906114052-eeg-elektrod-dlya.html>

Електроди відповідають вимогам ГОСТ 20780-82, ГОСТ 25995-83 і технічним умовам ТУ У 20808000-001-2000.

Електрод складається з токоз'ємного хлорсеребряного елемента, поміщеного в пластмасовий корпус з ABS пластику. Діаметр робочої поверхні токоз'ємного елемента - 8 мм. Висновок робочого елемента приєднаний до струмопровідної жили кабелю відведення, який закінчується однополюсною виделкою. На кришці корпусу є проріз для кріплення електрода на шоломі.

Справжні електроди відносяться до класу неполярізуючихся електродів другого роду і тому наділені дуже великою стабільністю потенціалів, мінімальним перехідним опором, максимально низьким рівнем шумів.

Для відведення ЕЕГ застосовуються як гнучкі екрановані, так і не екрановані дроти, діаметр струмознімальних поверхні - 8 мм.

3.3 Огляд існуючих систем моніторингу електричної активності мозку і датчиків біопотенціалів, їх переваги та недоліки, моделі електроенцефалограми

3.3.1 Основні характеристики системи моніторингу ЕЕГ

Система для біомедичних вимірювань «KL-720» (рис.3.7) призначена для наочної демонстрації принципів проектування вимірювальних електричних схем і виконання практичних експериментів по реєстрації основних фізіологічних сигналів та складається з дев'яти модулів, серед яких модулі для вимірювання електрокардіограми (ЕКГ), електроміограми (ЕМГ), електроокулограми (ЕОГ), електроенцефалограма (ЕЕГ), вимірювання артеріального тиску, фотоплетизмограми, функції дихання, пульсу і імпеданс тіла людини [8]. На рис. 3.8 зображена система «KL-720» з підключеним модулем «KL75004», призначеним для вимірювання електричної активності мозку (ЕЕГ). В системі біомедичних вимірювань «KL-720» використовуються різні датчики і вимірювальні перетворювачі, в тому числі тензодатчик тиску, інф-

рачервоний датчик, тензометричний датчик, датчик температури і нашкірні електроди.

З використанням цього комплексу в експериментальній процедурі хвиля α буде викликатися, коли очі відкриваються і закриваються. Оскільки сигнал ЕЕГ дуже слабкий, цей модуль реалізує підсилювач з високим коефіцієнтом посилення та фільтри, щоб уникнути шуму.

В табл.3.2 представлені основні технічні характеристики характеристики системи біомедичних вимірювань «KL-720» в режимі підключення модуля KL-72004 до головного модуля KL-72001.



Рис. 3.7 Система для біометричних вимірювань KL-720

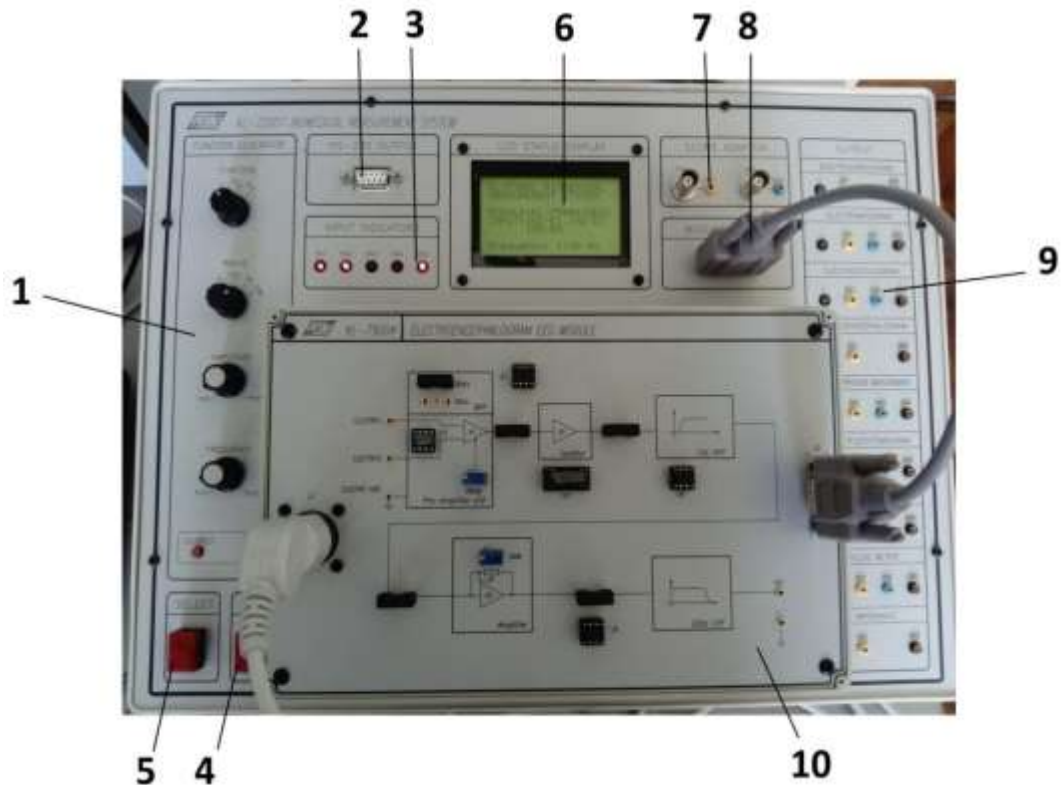


Рис. 3.8 Система «KL-720» з підключеним модулем «KL-75004»: 1-функціональний генератор; 2-порт RS-232; 3-вхідні індикатори; 4-перемикач перезавантаження; 5-перемикач вибору режиму; 6-LCD-дисплей; 7-адаптор з'єднання BNC; 8-вихідний канал головного модуля KL-75001; 9-порти виходу; 10-модуль «KL-75004» [8, 9].

Таблиця 3.2

Технічні характеристики системи біомедичних вимірювань «KL-720»
(режим ЕЕГ)

№ п/п	Назва елементу	Технічні характеристики елемента
1	Функціональний генератор	а) Форма вихідного сигналу: синусоїда, квадрат, трикутник, хвилі; б) Діапазон частот: 0,1 Гц ~ 10 кГц протягом 5 діапазонів з плавним регулюванням; в) Амплітудний діапазон: 30mVpp ~ 18 Vpp (без навантаження).
2	Порт RS-232	9600 біт в секунду швидкість передачі, 2 стартових біта, 8 біт даних, 1 стоп-біт
3	Вхідні індикатори	IN1,IN2,IN3,IN4,IN5 на LCD вказують на порти для підключення датчиків.
4	Перемикач перезавантаження	Перезавантаження мікроконтролера

5	Перемикач вибору режиму	Вибір модуля
6	LCD-дисплей	а) Відображення частоти функціонального генератора; б) відображення модулів вимірювання; в) відображення частотисерцевих скорочень (KL-75006), респіраторного дихання (KL-75007) і частоти пульсу (KL-75008).
7	Адаптор з'єднання BNC	Порт 2мм / порт BNC
8	Вихідний канал головного модуля KL75001	Роз'єм DB9
9	Порти виходу	а) Електрокардіограма (ЕКГ): Один вихід; б) Електроміограма (ЕМГ): Два виходи; в) Електроокулограма (ЕОГ): Два виходи; г) Електроенцефалограма (ЕЕГ): Один вихід; д) Вимірювання артеріального тиску: Два виходи; е) Фотоплетизмограма: Два виходи; ж) Дихальна вентиляція: Два виходи; з) Лічильник імпульсу: Два виходи; и) Імпеданс тіла: Один вихід.
10	Модуль «KL-75004»	а) Коефіцієнт підсилення сигналу: 50 ~ 5000; б) Смуговий фільтр: 1 ~ 20 Гц; в) Кількість вихідних роз'ємів: 1; г) Зображення елементів системи: схема розв'язки

3.3.2 Можливості обладнання для моніторингу ЕЕГ Geodesic EEG system 300

Основні технічні характеристики сучасного обладнання для моніторингу ЕЕГ розглянемо на прикладі системи Geodesic EEG system 300 (GES 300). За даними [10-12] це система експертного класу для реєстрації і аналізу багатоканальної ЕЕГ.

GES 300 - світовий лідер серед подібних систем. GES 300 - це результат багаторічної праці інженерів і нейрофізіологів. Спочатку призначена для дослідників, система має тепер і широке клінічне застосування.

Одна з найважливіших особливостей системи - наявність багатоелектродного ЕЕГ шолома HydroCel GSN, який встановлюється на голові пацієнта.

та будь-якого віку за лічені хвилини. Завдяки йому реєстрація ЕЕГ стає легкою для лікаря і комфортною для пацієнта

Система GES 300 інтегрується з провідними програмами наукової обробки ЕЕГ. Експорт даних в різних форматах: Matlab і ін.

HydroCel Geodesic Sensor Net - нове покоління ЕЕГ шоломів Geodesic. Це третє покоління ЕЕГ шоломів Geodesic. HydroCel є результатом більш ніж десятирічної роботи з розробки конструкцій, дослідження матеріалів і створення систем для нових методів дослідження електричної активності головного мозку.

У шоломі використовується запатентована методика розподілу електродів на голові пацієнта. Вона забезпечує достовірно рівну відстань між електродами на поверхні голови і щільне прилягання підстави кожного електрода.

При установці шолома HydroCel не потрібно обробка шкіри абразивними матеріалами і забезпечується якісний прийом сигналу навіть при імпедансі. Останнім часом дана методика все більше сприймається спільнотою нейрофізіологів. Відсутність ушкодження шкіри мінімізує ризик випадкового зараження пацієнта.

3.3.3 Особливості та переваги електродного шолома і системи моніторингу в цілому

Переваги HYDROCEL GSN:

- Швидке накладення електродів.
- Комфорт при різних умовах записи.
- Можливість розширеного моніторингу, наприклад, уві сні.
- Низький рівень шуму ЕЕГ сигналу.
- Основні можливості приймальні станції і обробки результатів:
- Спектральний аналіз в реальному часі.
- Цифрове відео.
- Прийом ЕЕГ з частотою оцифровки до 1000 Гц.

Технологія огляду даних забезпечує перегляд даних спектрального аналізу, з використанням стандартних частотних інтервалів (дельта, тета, альфа і бета) або інтервалів, що задаються користувачем, графічне представлення тренда спектральних характеристик сигналу, синхронізований перегляд цифрового відео і ЕЕГ.

Аналіз ЕЕГ передбачає розрахунок тренда спектральних характеристик сигналу, заснований на вейвлет аналізі.

Технічні характеристики системи GES 300:

- Прийом даних: 32, 64, 128 або 256 каналів ЕЕГ
- АЦП: 24 біта
- Цифрові входи: 16 біт
- Вхідний імпеданс: 200 МОм
- Частота оцифровки: до 20000 Гц при роботі в 256-ти канальному режимі.
- Шум підсилювача: 0,7 мкВ RMS.
- Динамічний діапазон: +200 мВ
- Точність: 70 НВ / біт
- Придушення шуму: в основному режимі: 90 дБ. в ізольованому режимі: 120 дБ

3.4 Опис об'єкта моніторингу

3.4.1 Медичні застосування систем діагностики електричної активності головного мозку

Основні дані про медичне застосування і методи обробки даних моніторингу електричної активності мозку наведені в джерелах [13-17].

Діагностика захворювань в значній мірі базується на даних численних інструментальних досліджень, які зазвичай об'єднуються в загальне поняття "функціональна діагностика". Широке впровадження в клінічну практику електроенцефалографії, реоенцефалографії та інших методів дослідження обумовлює зростаючий попит на такі показники даних методик, які об'єктивно оцінюють функціональний стан людини.

Методика комп'ютерного моніторингу ЕЕГ з використанням методу багатовимірного шкалювання дозволяє оцінити на ранніх етапах лікування хворих з психоневрологічними розладами ефективність застосовували фармакологічних засобів.

Візуалізація зміни функціонального стану головного мозку в процесі добового і курсового моніторингу фармакотерапії і обчислення відстаней до норми на основі багатовимірних ознак сумарною ЕЕГ активності головного мозку досить широко використовується..

Моніторинг електричної активності головного мозку значною мірою полегшує верифікацію як надмірно глибокого гноблення свідомості, підвищує ризик анестезіологічної летальності, так і недостатнього впливу на свідомість, що загрожує ненавмисним інтраопераційним пробудженням (ІП) зі значимими психологічними наслідками для пацієнта і судовими позовами для анестезіолога.

Широке використання сучасних нейромоніторів за останнє десятиріччя хоча і не привело до зменшення частоти інтраопераційних сновидінь і подолання ІП, але дозволило скоротити його частоту приблизно на 80%. Це лише підтверджує необхідність їх використання, подальшого вивчення та вдосконалення електричної активності мозку.

3.4.2 Сучасні технології моніторингу електричної активності головного мозку

Електричні сигнали, що записуються з поверхні голови, знаходяться в приватному діапазоні 1-30 Гц. Стандартний метод реєстрації ЕЕГ з розташуванням електродів відповідно до міжнародної системи «10-20» в умовах операційної представляється громіздким, непрактичним і вимагає інтерпретації експерта.

Нативна електроенцефалограма

Реєстрація нативної ЕЕГ за допомогою двох-трьох електродів (наприклад, лобно-потиличний відведення) спрощує запис, але дає лише приближене уявлення про активність окремих зон головного мозку.

Комп'ютерна обробка нативної ЕЕГ з використанням швидкого перетворення Фур'є дозволила більшою мірою об'єктивізувати картину за рахунок аналізу стисненого спектрального масиву і отримання ряду кількісних параметрів [середня частота (MF), частота правого краю спектру, потужність (SEF 90 або 95 і ін.)].

Біспектральний індекс

Дані, отримані при спектральному і біспектральному аналізі ЕЕГ (межчастотні фазові співвідношення), з урахуванням частки періодів електричного «мовчання кори» («спалах-пригнічення») порівнюються з закладеними в пам'яті монітора 1500 моделей автомобілів седації / анестезії і перетворюються в індекс гіпнотичного рівня (від 0 до 100).

Великими рандомізованими контрольованими дослідженнями отримані вагомі докази того, що застосування BIS-моніторингу дозволяє знизити ймовірність ПІ приблизно на 80%, зменшити витрату інгаляційних і внутрішньовенних анестетиків.

Біспектрального індекс (BIS) - це параметр, який забезпечує пряме вимірювання ефекту загальної анестезії та седації головного мозку. Він обчислюється на основі безперервно реєструється ЕЕГ.

BIS-технологія - найбільш апробована система стеження за глибиною наркозу. BIS-моніторинг широко застосовується в США, Західній Європі, всього більш ніж в 160 країнах світу. З 2005 р BIS-монітори успішно застосовуються в багатьох лікувальних установах.

3.4.3 Алгоритми обробки даних моніторингу електричної активності головного мозку

Є цілий ряд комерційних моніторів, які розраховують ЕЕГ-похідні індекси за оригінальними алгоритмами: Narcotrend, PSA (Patient State Analyzed),

SNAP-index, Entropy™ Module - SE (State Entropy) iRE (Response_ Entropy), CSM (CerebralState Monitor) - CSI (CerebralState Index).

Реальною перевагою моніторів CSM™ і SNAP™ є їх компактність, а Entropy™ - модульність, що дозволяє вбудовування в комплексні моніторингові системи.

Використовуються досить складні алгоритми обробки результатів моніторингу ЕЕГ. Алгоритм розрахунку ентропії - це визначення ступеня хаотичності (безладності) кортикальної електричної активності, найбільшою за стані, що зменшуються при втраті свідомості. Виділяють абсолютну (іліstate entropy - SE) і відносну (або response entropy - RE). Їх відмінність визначається різним діапазоном частот: високий рівень RE відображає високочастотну (м'язову) активність спектра. До теперішнього часу обладдйливі результати щодо ефективності методу, отримані на добровольцях, активно досліджуються в клінічних умовах.

РОЗДІЛ 4

РОЗРАХУНКИ, ЩО ПІДТВЕРДЖУЮТЬ ПРАЦЕЗДАТНІСТЬ І НАДІЙНІСТЬ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГА.

4.1. Розробка форми організації і складу системи моніторингу

4.1.1. Вибір і опис виконуваних функцій, відповідних категорії системи

Сучасні методи оцінки стану головного мозку - це окремий напрямок розвитку методів і технічних засобів для фізіологічних і клінічних досліджень структури і функції центральної нервової системи (ЦНС). Висока актуальність напрямку пов'язана з великою цінністю інформації, одержуваної при вивченні фізіологічних принципів функціональної організації ЦНС, закономірностей розвитку патологічних змін, а також типологічному аналізі індивідуальної варіабельності. Дослідження стану центральної нервової системи людини є непростим завданням внаслідок різноманіття індивідуальних проявів мозкової активності, а також технічних проблем вимірювання інформативних параметрів.

В нинішній час існують прості і недорогі способи оцінки стану головного мозку, засновані на реєстрації його електричних характеристик - електроенцефалографія і реоенцефалографія.

Електроенцефалографія - метод дослідження біоелектричної активності мозку, що дає інформацію про функціональний стан мозку і його окремих ділянок. Використовується при моніторингу активності центральної нервової системи, зокрема, при визначенні глибини анестезії.

Сучасні системи моніторингу функціонального стану головного мозку мають набір стандартних функцій:

- запис сигналу ЕЕГ з використанням електродного шолому або набору датчиків;
- збереження записів з імовірністю їх подальшої обробки

- обробка ЕЕГ в різних режимах (онлайн або офлайн) в залежності від цілей обробки.

Наприклад, якщо ціль моніторингу – контроль анестазії, то система моніторингу повинна розраховувати BIS-індекс від 0 до 100, що точно дозволяє оцінити рівень свідомості пацієнта

Велике значення набуває контроль ЕЕГ або моніторинг ЕЕГ протягом тривалого часу. Тривалий запис (моніторинг протягом тривалого часу) підвищує чутливість методу на 20% і зараз широко застосовується, в тому числі у вигляді добової амбулаторної багатоканальної цифрової реєстрації ЕЕГ.

ЕЕГ проводиться у пацієнтів з можливими або відомими розладами приступного характеру, допомагаючи в точній діагностиці і визначенні типу епілепсії. Дані ЕЕГ вносять свій внесок в багатоосьову схему діагнозу епілепсії, допомагаючи встановити чи є напади фокальними або генералізованими, идиопатическими або симптоматичними, чи є частиною певного епілептичного синдрому.

В рамках даної роботи побудований проект системи моніторингу активності головного мозку та цифрового електроенцефалографа і проаналізовані методи виявлення характерних для епілептичних випадків особливостей енцефалограми з використанням методів вейвлет-аналізу та штучних нейронних мереж глибокого навчання

Технічні характеристики системи наведені в таблиці 4.1. Загальні технічні параметри та характеристики аналогів та нового пристрою також наведено в таблиці 4.1.

Біопотенціали, які вимірюються постпають до блоку введення потенціалів, в якому виконується перетворення їх з неперервної форми в цифрову форму подання.

З виходу блоку введення потенціалів цифрові сигнали, через гальванічну розв'язку та інтерфейс, поступають до робочої станції (РС).

Характеристики електроенцефалографів

Технічні параметри та характеристики	Braintest 16/24	Нейрон-Спектр	АКСОН М	ЕЕГ
Кількість каналів	24	21	16	21
Діапазон реєстрації вхідного сигналу	1..4000 μV	0.2 – 100mV	25 –500 μV	10 μV -100mV
Частотний діапазон	--	--	--	0,5-1000Hz
Вхідний імпеданс не менше	50 M Ω	200 M Ω	--	50 M Ω
Напруга внутрішніх шумів, приведених до входу	<1 μV	0,3 μV	4 μV	4 μV
Нерівномірність амплітудно-частотної характеристики в діапазоні частот	0,3...75Hz $\pm 5\%$	--	--	--
Постійна часу фільтрів нижніх частот систем	0,1;0,3;0,7	0.05, 0.5, 0.7, 1.5, 2, 10	--	--
Коефіцієнт міжканального загасання не менше	> 60 dB	--	--	--
Коефіцієнт послаблення синфазного сигналу на частоті 50 Hz	> 100 dB	110 dB	110 dB	--
Інтерфейс	USB	USB	USB	RS-232
Межі відносної похибки при вимірюванні напруги по ЕЕГ-каналах в діапазоні вхідних сигналів 30 ... 2000 μV , не більше	10%	10%	10%	5%
Габаритні розміри електронного блоку	--	140×200×45 mm	120X70X25 mm	--
Вага електронного блоку	--	0,9 kg	0,15 kg	--
Габаритні розміри робочої станції	--	--	--	250x345x100 mm
Вага робочої станції	--	--	--	2,0kg

4.1.2. Розробка складу системи і способу взаємодії компонентів

Ефективність сучасних медичних технологій тісно пов'язана з удосконаленням методів і інструментальних засобів об'єктивного контролю стану пацієнтів в процесі лікування.

У медицині критичних станів проблема безперервного контролю діагностичної інформації займає особливе місце, тому що в цій галузі медицини стеження за поточним станом пацієнта може мати життєво важливе значення.

Побудова інструментальних засобів діагностики стану пацієнтів засноване на реєстрації фізіологічних даних і їх подальшій оцінці з метою визначення показників, що характеризують роботу найважливіших систем організму.

Одним з основних методів медицини критичних станів є клінічний моніторинг, що передбачає безперервний контроль стану пацієнта на основі реєстрації біологічних сигналів і оцінки діагностичних показників організму з метою виявлення відхилення показників від норми, попередження небезпек і ускладнень, що виникають в процесі лікування.

Методи дослідження фізіологічних процесів, які використовуються в апаратурі клінічного моніторингу, повинні забезпечувати безперервність реєстрації біологічних сигналів в реальному масштабі часу в поєднанні з високою діагностичною цінністю показників, одержуваних у результаті обробки сигналів.

Розвиток засобів реєстрації і методів обробки біологічних сигналів, а також широке використання мікропроцесорної техніки призвело до об'єднання окремих приладів вимірювання та контролю фізіологічних параметрів в багатофункціональні моніторні системи, що дозволяють вести комплексну оцінку стану пацієнта.

У клінічних моніторних системах здійснюється збір фізіологічних даних, аналіз отриманої інформації, визначення діагностичних показників з представленням результатів в зручному для сприйняття вигляді (рис.4.1).

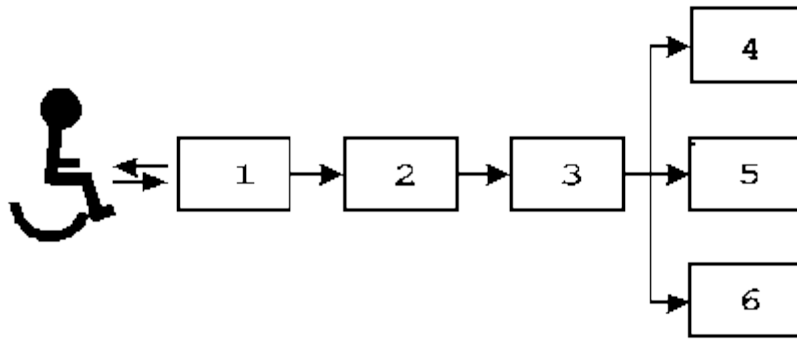


Рисунок 4.1 - Структурна побудова клінічного монітора (1-датчики фізіологічних параметрів; 2-блок первинної обробки даних; 3-блок аналізу інформації; 4-реєстратор; 5-дисплей; 6-пам'ять)

Збір даних в моніторних системах заснований на реєстрації біологічних сигналів, тобто перетворенні сигналів, що відображають функціонування фізіологічних систем в форму, зручну для подальшої обробки та аналізу.

Базова архітектура проектуємої системи наведена на рис. 4.2.

РС виконує попередню обробку, реєстрацію сигналів формування ритмів та подає вимірювану інформацію оператору-досліднику в графічній або табличній формі з використанням WIMP інтерфейсу. Крім того, інформація накопичується в базі даних (БД) окремо для кожного об'єкта до якої є доступ з мережі Internet.

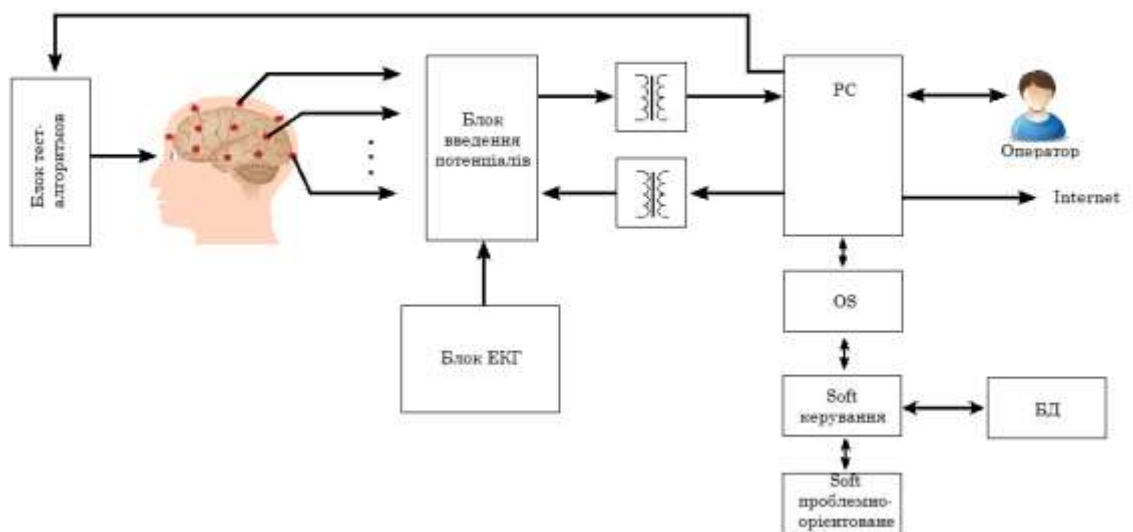


Рис. 4.2 Базова архітектура проектуємої системи

ЕЕГ має блочну конструкцію та має 21 вимірювальних електродів, які підключаються до блоку попередньої обробки з винесеною системою датчиків по схемі «10-20», які закріплюються на спеціальному шоломі з розміром 150x200x210 mm та вагою 6 g, та мають довжину 2 m.

Система підтримує стандартний інтерфейс RS-232.

Блок введення потенціалі ввиконаний за сучасними технологіями планарного монтажу SMD, що забезпечує його малі розміри та зручність в роботі. Він підключається до PC через стандартний з'єднувач DB-9. В PC використовується стандартний блок комп'ютера з монітором із сенсорним екраном.

Керування та відстеження відбувається на робочій станції за допомогою оператора та мережі Internet.

Живлення забезпечене через перетворювач AC-DC є кабелем, який має довжину 1,5 m та підключається з тильної сторони блоку, органи керування та індикації режимів роботи розміщені на фронтальній панелі.

4.2. Розробка апаратної частини системи моніторингу.

ЕЕГ це складний змінний в часі процес реєстрації електричних сигналів мозку, який може здійснюватися з поверхні мозку, що не інвазивно. Є варіант імплантації електродів під череп на поверхню мозку, не проникаючи в саму тканину, це підлозі інвазивний спосіб зняття енцефалограми для створення ІМК, він називається електрокортікографія. Ми будемо розглядати не інвазивний спосіб зняття ЕЕГ. Об'єктом дослідження є сигнали, що знімаються за допомогою енцефалографа.

Джерелом сигналу є мозок, ритми, які є результатом взаємодії великих груп нейронів. Дослідження, що проводяться різними вченими в галузі нейрохірургії та нейрофізіології, привели до визначення окремих діапазонів, що відповідають за певну активність мозку. Все біоелектричні сигнали, які генерують нейрони мозку, можна розділити по частотах на альфа, бета, і тета, дельта ритми (див. вище).

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

Нейрон - найважливіша клітина центральної нервової системи. Його головна властивість - здатність генерувати нервовий імпульс (збуджуватися) і передавати його по іншим нейронам, а від них він поширюється по м'язах і іншим клітинам.

Підсумком досліджень в галузі нейрофізіології стало висновок, що діяльність нейронів становить частину сумарної біоелектричної активності мозку, це ми і бачимо, при знятті енцефалограми: постсинаптичні збуджуючі і гальмівні потенціали (ЗП, ГП), і поширюються потенціали дії (ПД). У дендритах і в тілі нейрона виникають ЗП і ГП, а потенціал дії генерується в зоні аксонного «горбка» і далі поширюються по аксону (рис. 4.3).

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

Таким чином, генерація енцефалограми є сумою зміни постсинаптичних потенціалів і потенціалів дії. Можна зробити висновок, що метод енце-

фалографії є відображенням функціональної активності безлічі нейронів, функціональної активності мозку.



Рисунок 4.3 - Зміни мембранного потенціалу нейрона при збудливу і гальмівному синаптичеськом впливі.

Вище було викладено, що активність окремих нейронів становить процес передачі і переробки інформації. Сумарна електроенцефалограма відображає цю активність, тільки на ЕЕГ ми бачимо результат діяльності не одного нейрона, а великої групи, що становить функціональну активність мозку. Виходячи з цього, ми отримали точне уявлення, які системи головного мозку визначають і становлять сигнал енцефалограми.

Так як енцефалографія відображає функціональну активність мозку, сигнал залежить від безлічі факторів: настрої, спокій, вплив зовнішніх факторів. Це визначає появу, крім корисного сигналу, артефактів - сигнали ЕЕГ, які не пов'язані з активністю головного мозку. Такі сигнали практично завжди присутні на ЕЕГ. Найбільш часто зустрічаються наступні типи артефактів:

- артефакти, викликані рухом очей (включаючи очне яблуко, очні м'язи і повіку);
- артефакти від ЕКГ;
- артефакти від ЕМГ;

- артефакти, викликані рухом мови;
- зовнішні артефакти - можуть бути викликані переміщенням близько досліджуваного об'єкта, регулювання положення електродів, слабка їх заземлення, вплив лікарських препаратів.

Як правило, пристрій інтерфейсів мозок-комп'ютер складається з певних блоків, що відповідають за зняття сигналу, обробку, при якій з знятого сигналу повинні бути виділені ознаки, що відображають наміри людини для подальшого перетворення в команду для зовнішнього пристрою. Точне і ефективне управління можливе тільки при використанні біологічного зворотного зв'язку.

4.2.1 Розробка і розрахунок структурної схеми.

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

Сучасний електроенцефалограф - це багатоканальне пристрій реєстрації, що дозволяє вловлювати електричну активність головного мозку за рахунок великого числа електродів, встановлених на голові обстежуваного.

Важливо правильне розташування електродів, тому що потенціали, зняті з різних точок, розрізняються. Існує два види запису електроенцефалограми: монополярний і біполярний. Під час монополярної записи, сигнал є електрично активним тільки щодо якоїсь нейтральної точки (мочка вуха). Біполярний спосіб полягає в реєстрації різниці потенціалів між електродами,

які знаходяться в електрично активних точках. В розглянутій системі моніторингу передбачається знімати сигнал монополярним способом, тому що він дозволяє аналізувати внесок певної зони мозку.

Існує певна система розміщення електродів, яка розроблена Міжнародною федерацією електроенцефалографії і клінічної нейрофізіології, ця система називається «10-20».

Електроди в ній розташовуються на відстані між серединою перенісся і потиличних бугром. На відстані, що становить 10% від загальної довжини лінії, встановлюють перший і останній електроди. Від першого електрода відкладається наступний, на відстані 20% загальної довжини лінії. Для зручності накладення череп умовно поділений на області, які позначені буквами: F - лобова, O - потилична область, P - тім'яна, T - скронева, C - область центральної борозни. Буквою Z позначається вертекс - верхівка черепа. (рисунок 4.4).

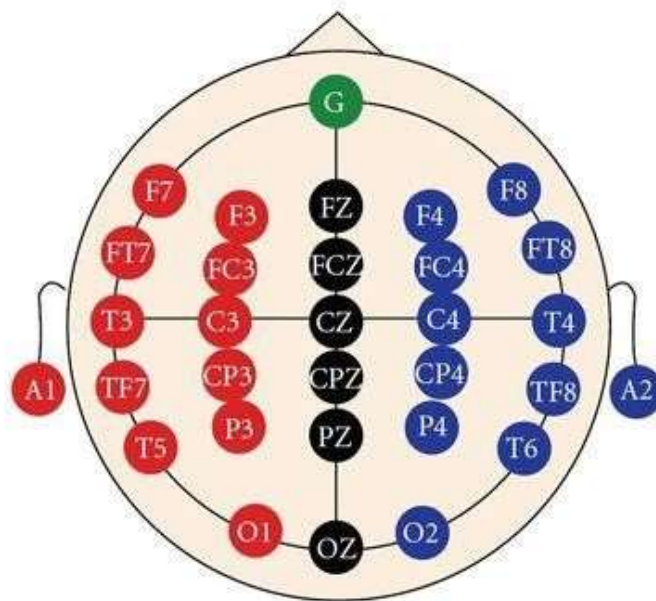


Рисунок 4.4. Розташування електродів для реєстрації ЕЕГ. Система «10-20»

До матеріалу електродів висуваються певні вимоги, вони не повинні поляризуватися під час знімання сигналу. Внаслідок електрохімічних процесів біля контакту кожа-електрод на електроді накопичуються іони. Даний

процес призводить до спотворень, бо до сигналу, який вимірюється, додається постійна складова. Кращим матеріалом з точки зору надійності є срібло. У разі виникнення поляризації, срібний електрод піддають хлоруванню, що викликає появу на поверхні електрода шару хлориду срібла. Також для кращого контакту використовують електродну пасту або розчин. В даний час набувають все більшого поширення сухі електроди, наприклад, штирові, для контакту на волосистій частині голови.

Перед проведенням запису ЕЕГ проводять перевірку роботи електроенцефалографу і його калібрування, з використанням каліброваного пристрою, яким служить генератор каліброваного імпульсу. На входи підсилювачів подають калібрований сигнал амплитудою 50 мкВ. При правильному регулюванні диференціального підсилювача, у верхній смузі пропускання вище 100 Гц і постійною часу 0,3 с калібрувальні сигнали змінної полярності абсолютно симетричні і рівні по амплітуді. Калібрувальний сигнал має стрибкоподібний підйом і експонентний спад, швидкість якого визначається обраною постійною часу.

Електричний потенціал подається на вхід підсилювачів по електродам від голови. Вхідний опір підсилювачів утворюється за рахунок контакту шкіра-електрод. Кількість підсилювачів відповідає кількості електродів. Електроди приєднуються до приладу за рахунок вхідної коробки, яка містить пронумеровані гнізда, і може здійснювати вибір певної пари електродів, між якими буде зніматися сигнал. Так само в коробці є нейтральний електрод, з'єднаний з приладовою землею, за рахунок якого вирівнюються потенціали тіла людини і підсилювачів.

Структурна схема портативного енцефалографа показана на рис. 4.5.

Частота дискретизації сигналу одного вимірювального каналу обрана виходячи із теореми Котельникова :

$$f_d = 4f_{\max}, \quad (4.1)$$

де f_{\max} - максимальна частота в спектрі сигналу. Тоді частота дискретизації дорівнює

$$f_d = 4 \times 1000 = 4000 \text{ Hz}, \quad (4.2)$$

тобто обробка інформаційного потоку на вході 1 каналу складає $V=4\text{kps}$, а за 21 каналами буде складати:

$$N_{\Sigma} = V \cdot K = 4000 \cdot 21 = 84\text{kps}, \quad (4.3)$$

де K – кількість каналів.

Період надходження відліків складає:

$$t = \frac{1}{N_{\Sigma}} = \frac{1}{84000} = 12\mu\text{s} \quad (4.4)$$

При такому швидкості надходження мікроконтролер може керувати аналого-цифровим перетворювачем, комутатором та виконувати передачу даних на РС системи. Тактова частота процесора РС дорівнює приблизно 2,3 GHz.

Кількість циклів процесора РС дорівнює:

$$L_{PC} = \frac{2.3\text{GHz}}{12\text{тактів}} = 110\text{Mps}, \quad (4.5)$$

тобто час виконання елементарної операції :

$$T_{\text{циклу РС}} = \frac{1}{190 \cdot 10^6} = 0,005 \cdot 10^{-6} \text{ s}. \quad (4.6)$$

Якщо стежимо за 1 відведенням, то період надходження відліків складає:

$$T_{\epsilon} = \frac{1}{f_d} = \frac{1}{4000} 250\mu\text{s} \quad (4.7)$$

З урахуванням дії по інших каналах можна передбачити, що час на обробку вимірювальних сигналів складає :

$$T_{\epsilon\partial} = \frac{T_{\epsilon}}{2} = \frac{250\mu\text{s}}{2} \approx 125\mu\text{s}. \quad (4.8)$$

За цей час процесор виконує :

$$K_p = \frac{T_{\text{вд}}}{T_{\text{циклуРС}}} \frac{125 \cdot 10^{-6}}{0.005 \cdot 10^{-6}} \approx 14000$$

елементарних операцій.

Таким чином апріорно цього вистачить для виконання в реальному часі попередньої обробки вимірювальних сигналів.

На першому етапі, виходячи з того що ЕЕГ складається з двох складових - вимірювальний канал, який перетворює вимірювальну величину в цифровий код та обчислювальний компонент похибка розподілена між цими складовими. Тобто, на основі апріорних відомостей, похибка розподіляється, на дві складові:

- похибка вимірювального каналу δ_{Mch} ;
- похибка обчислювального компоненту δ_{CC}

$$\delta = \delta_{\text{Mch}} + \delta_{\text{CC}} . \quad (4.9)$$

Для подальших розрахунків складові похибки відповідно до (3.9) встановлено

$$\delta_{\text{Mch}} = 2,5\% ; \delta_{\text{CC}} = 2,5\% . \quad (4.10)$$

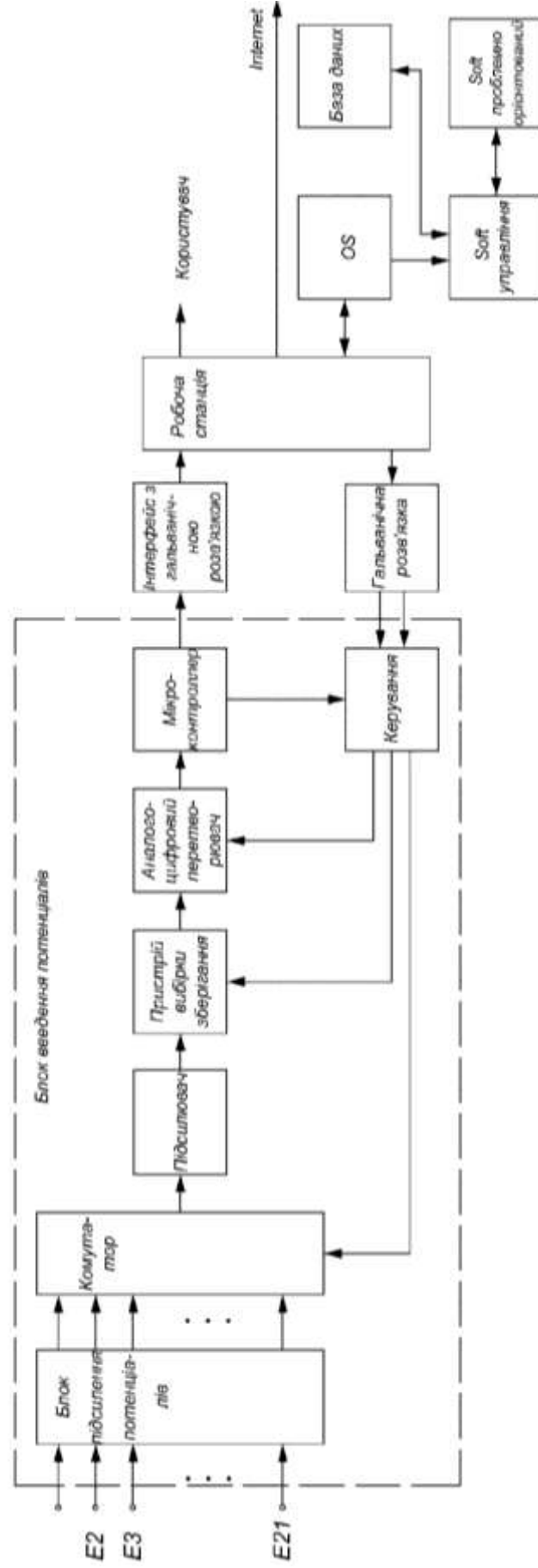


Рис. 4.5 Структурна схема ЕЕГ

Схема електроенцефалограф складається з двох частин - аналогової і цифрової.

Аналогова частина являє собою сигнал, отриманий з вхідних електродів, кожен з яких з'єднаний з підсилювачем, для забезпечення зниження вхідного опору кожного електрода. Комутатор призначений для вибору поєднань точок (електродів), між якими визначається різниця потенціалів. Далі сигнал фільтрується і надходить на підсилювач, який калібрується генератором стабільного струму. Посилений і відфільтрований сигнал надходить на мікроконтролер, який здійснює управління калібрувальним сигналом, імпульсом перевірки прилягання електродів і передає сигнал через USB на комп'ютер, це цифрова частина схеми.

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

Аналогова частина являє собою сигнал, отриманий з вхідних електродів, кожен з яких з'єднаний з підсилювачем, для забезпечення зниження вхідного опору шкіра-електрод. Комутатор призначений для вибору поєднань точок (електродів), між якими визначається різниця потенціалів. Далі сигнал фільтрується і надходить на підсилювач, який калібрується генератором стабільного струму.

Для завдання смуги пропускання підсилювача на кожному з каналів встановлені фільтри низьких і високих частот смугові фільтри. Це також дозволяє усувати деякі види зайвих сигналів, наприклад, м'язову активність.

Опір між електродом і шкірою для правильної реєстрації сигналу не повинно перевищувати 20 Ком, для перевірки використовується омметр.

Аналогова частина будується на базі інструментального операційного підсилювача. Пристрій не з'єднаний з мережею і електричне живлення здійснюється від батарейки в 6 В.

При використанні монополярного способу запису ЕЕГ електрична активність мозку реєструється щодо референтного електрода - електрично нульової точки, в якості цієї точки може виступати, наприклад, мочка вуха. Кінцевим сигналом ЕЕГ буде різниця потенціалів між референтним і «активним» електродами. У деяких випадках ця різниця потенціалів може виходити за межі допустимих вхідних величин підсилювача, що може привести до роботи підсилювача в режимі насичення. Це призводить до того, що на виході підсилювача замість корисного сигналу буде постійна складова, яка дорівнює напрузі живлення підсилювача. Щоб уникнути подібного положення необхідно привести потенціали до рівня, близького потенціалу нульового проводу схеми.

Після етапу посилення сигнал надходить на цифрову частину.

Цифрова частина енцефалографа проектувалася на базі мікропроцесора C8051F060. Загальна схема мікроконтролера C8051F060/062 наведена на рис. 4.6.

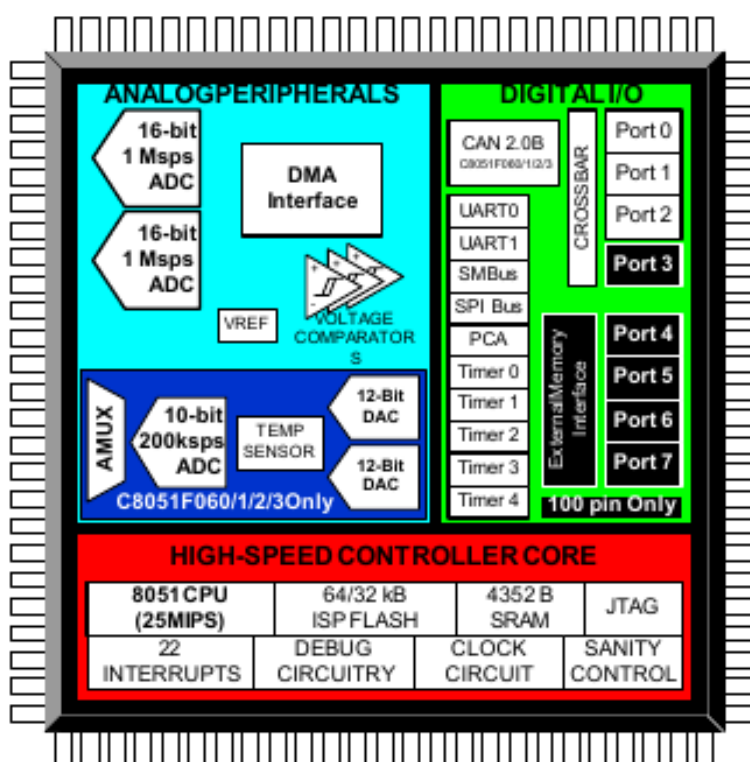


Рис. 4.6 Загальна схема C8051F060/062

Мікроконтролер (МК) C8051F06x є повністю інтегрований на одному кристалі систему для обробки змішаних (аналого-цифрових) сигналів, які мають 59 (C8051F060 / 2/4/6) цифрових входів / виходів, а також два вбудованих 16-розрядних АЦП з продуктивністю 1 млн. перетворень в секунду. Також аналогово-цифровий перетворювач, забезпечує можливість використання комп'ютера для подальшої обробки і зберігання сигналів. Фільтрація сигналів при достатній швидкодії комп'ютера може здійснюватися за допомогою програмного забезпечення, що спрощує побудову та полегшує регулювання частотної характеристики.

Відмінні риси даного сімейства:

- Високопродуктивне мікропроцесорне ядро CIP-51 з конвеєрної архітектурою, сумісне зі стандартом 8051 (максимальна продуктивність - 25 MIPS).
- Два вбудованих 16-розрядних АЦП (продуктивність - 1 млн. перетворень в секунду) з контролером прямого доступу до пам'яті.
- Контролер локальної мережі (CAN 2.0B) з 32 об'єктами повідомлень, кожне з яких має власну маску ідентифікатора (C8051F060 / 1/2/3).
- Засоби налагодження, що забезпечують внутрішньосистемне, «неруйнівне» налагодження в режимі реального часу.
- 10-розрядний 8-канальний АЦП (максимальна продуктивність - 200 тис. перетворень /сек.) з програмованим підсилювачем і аналоговим мультиплексором (C8051F060 / 1/2/3).
- 64 Кбайта (C8051F060 / 1/2/3/4/5) або 32 Кбайта (C8051F066 / 7) Flash-пам'яті, програмованої в середині системи.
- 4352 (4096 + 256) байт вбудованого ОЗП.
- Інтерфейс зовнішньої пам'яті даних з доступним адресним простором 64 Кбайта (C8051F060 / 2/4/6).
- П'ять 16-розрядних таймерів загального призначення.
- Програмований масив лічильників / таймерів (ПМЛ) з шістьма модулями захоплення / порівняння.

- Вбудовані сторожовий таймер, схема стеження за напругою живлення і датчик температури.

Вихідний сигнал з мікроконтролера надходить на комп'ютер, де в свою чергу обробляється. Інтерфейс USB 2.0 служить перехідником між апаратом і комп'ютером.

4.2.2 Розробка та розрахунок функціональної схеми.

Вимірювальний сигнал в формі потенціалу з електродів E1-E21 поступає на підсилювачі A1-A20, які виконують підсилення сигналів та подавлення синфазної складової. З виходу підсилювачів сигнали надходять до фільтрів низьких частот, які використовуються для обмеження високих частот та щоб в подальшому сигнал був без завад. З виходу фільтру сигнали поступають на мультиплексор, який керується. Мультиплексор виконано за двухступеневою схемою. Підсилювач A21 використовується для узгодження сигналу з виходу комутатора на вхід пристрою вибірки зберігання A22, який забезпечує незмінну напругу на вході АЦП A23 на час перетворення. З виходу АЦП сигнал в цифровій формі подається на вхід CPU та транслюється через оптичну розв'язку D4 на PC. CPU виконує керування мультиплексором та перетворенням АЦП. Індикація та перемикання режимів роботи блоку введення потенціалів виконується індикатором D2 та клавіатурою D3. Для живлення блоку введення потенціалів використовується перетворювач DC-DC з гальванічною розв'язкою.

Рівняння перетворення вимірювального каналу (рис. 4.7) має вид

$$K = K_E \cdot K_{PD} \cdot K_{FNC} \cdot K_{MUX} \cdot K_P \cdot K_{ADC}, \quad (4.11)$$

де K_E - коефіцієнт перетворення електродів; K_{PD} - коефіцієнт перетворення підсилювача потенціалів з диференціальним входом; K_{FNC} - коефіцієнт перетворення фільтра низьких частот; K_{MUX} - коефіцієнт перетворення комутатора;

K_P - коефіцієнт перетворення підсилювача; K_{ADC} - коефіцієнт перетворення аналого-цифрового перетворювача.

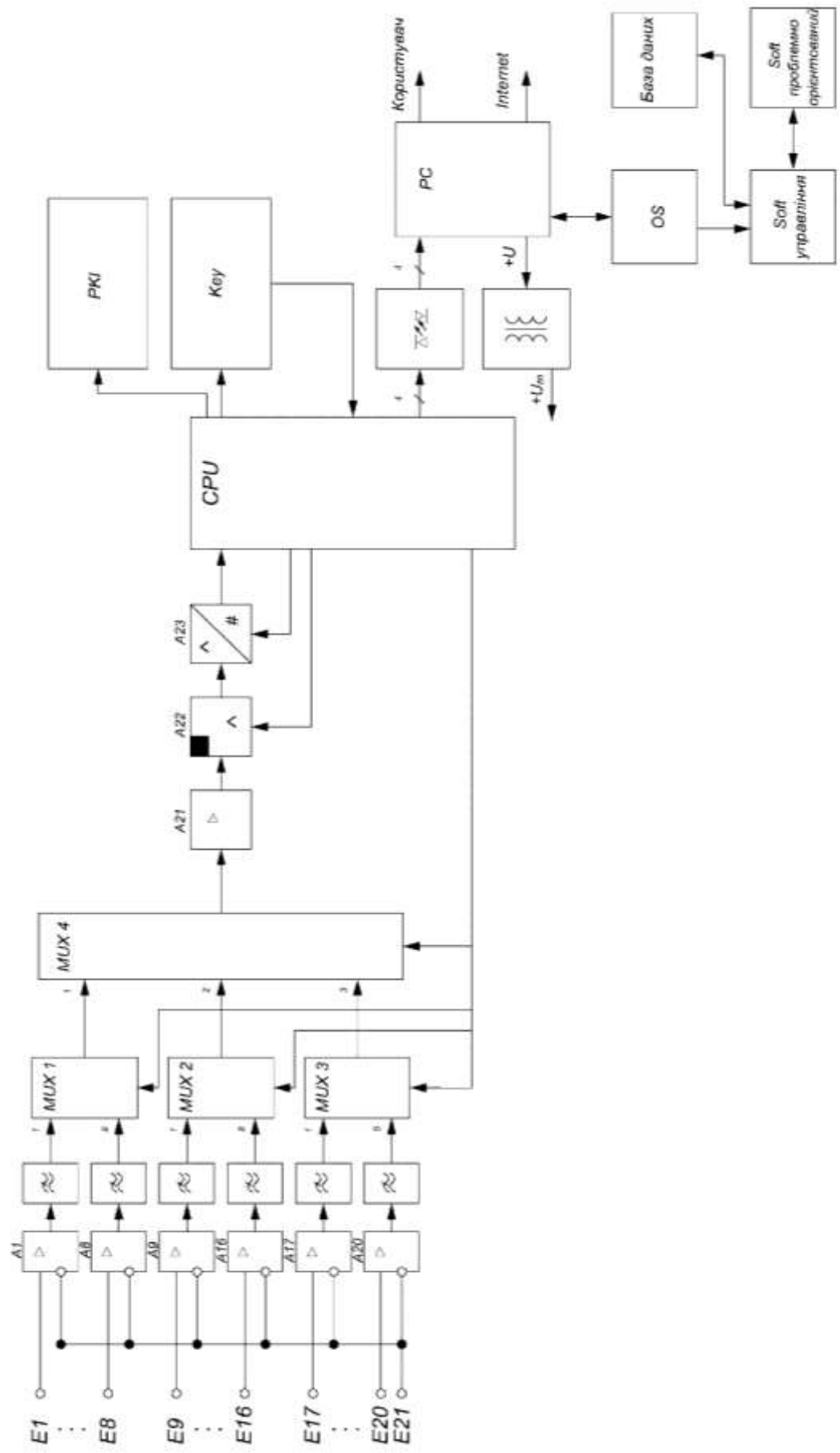


Рис. 4.7 Схема функційна ЕЕГ

Розподіл похибок по функціональним елементам. Відповідно до методичних рекомендацій до розподілу похибок функціональних блоків приладу при умові незалежності похибок та рівномірності їх розподілу по блоках приладу, визначено систематичні та випадкові складові похибок функціональних блоків вимірювального каналу

$$\delta_{Mch} = \delta^c + 3\delta^e = 2,5\% ; \quad (4.12)$$

Звідки

$$\delta^c = 1,25\% ; \delta^e = 0,42\% ; \quad (4.13)$$

Відповідно умови до систематичної та випадкової складових похибки для кожного функціонального блоку

$$\delta_{FB}^c = \frac{\delta^c}{n} = \frac{1,25\%}{5} \leq 0,25\% ; \quad (4.14)$$

$$\delta_{FB}^e = \frac{\delta^e}{\sqrt{n}} = \frac{0,42\%}{\sqrt{5}} \leq 0,19\% ; \quad (4.15)$$

4.2.3 Розробка та розрахунок принципів схем.

Для того щоб гарантувати захист пацієнта і обслуговуючого персоналу від ураження електричним струмом, нам необхідно забезпечити відсутність зв'язку електроенцефалограф з мережею. Для того щоб домогтися різнополярного харчування, необхідно використовувати параметричний біполярний стабілізатор напруги (рис. 4.8).

Різнополярність досягається за допомогою двох трёхвыводних стабілізаторів VDI, VD2. Плюсом такого джерела живлення є досягнення найменшого рівня шумів.

На виході цієї ділянки схеми буде стабілізована напруга -3 В і +3 В.

До того ж в цій схемі блоку живлення можна відмовитися від конденсаторів С1 і С2 в 470 мкФ і залишити тільки конденсатори С3, С4 0.1 мкФ - все це без погіршення характеристик.

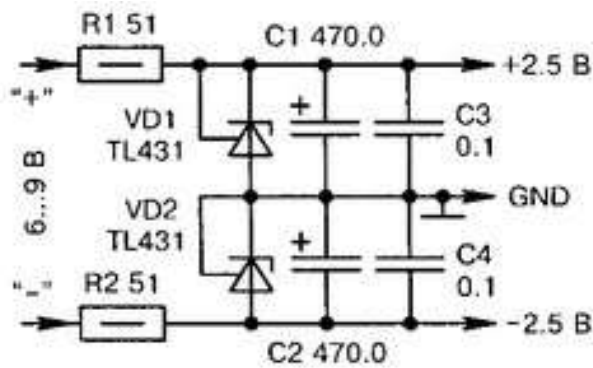


Рис. 4.8 Двополярний стабілізатор напруги.

Однак так як в схемі присутній операційний підсилювач TLC272 з мінімальним харчуванням в 5В, для деякого запасу, розумно застосувати стабілізоване джерело на + 3В, -3В, що дасть можливість подати напругу на TLC272 6В. Тоді з урахуванням рекомендацій керівництва по стабілітрону TL431 перетворимо схему до виду (рис. 4.9).

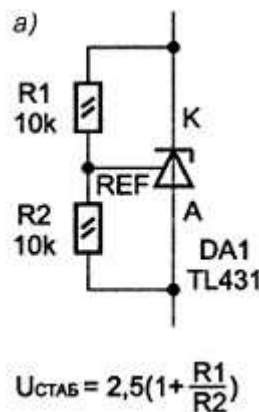


Рис. 4.9 Змінена схема стабілізатора з використанням стабілітрону TL431

Так як потрібна напруга 3В, обираємо:

$$R1 = 2 \text{ КОм}$$

$$R2 = 10 \text{ КОм}$$

$$U_{СТАБ} = 2,5 * (1 + R1/R2) = 2,5 * (1 + 0,2) = 3В$$

Отже, схема стабілізатора напруги набуде вигляду (рис.: 4.10)

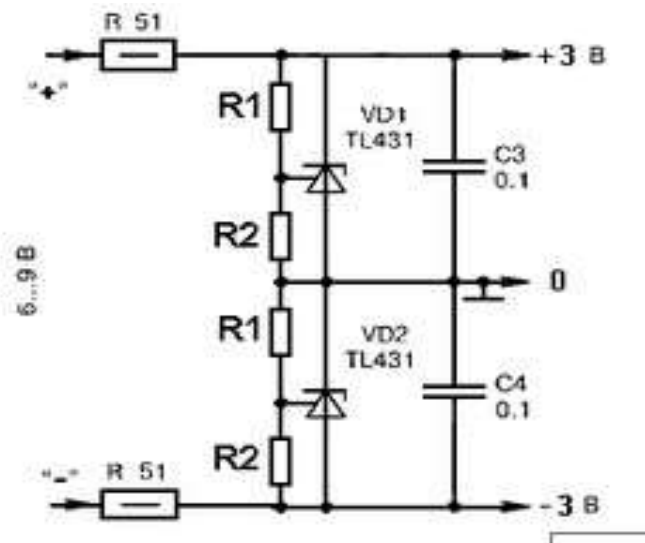


Рис. 4.10 Перетворений біполярний стабілізатор напруги.

Опір шкіра-електрод може досягати 10 МОм. Для того щоб цього позбутися, в схему для узгодження ставлять повторювач напруги на операційному підсилювачі, у якого вхідний опір прагне до нескінченності, а вихідний до нуля. Перед повторювачем для забезпечення захисту пацієнта від ураження струмом ставимо ряд резисторів, діодів і конденсаторів, які забезпечать напрямок ходу струму тільки від пацієнта.

Як повторювача виберемо операційний підсилювач TLC272, схема виводів якого наведена на рис.4.11, а основні параметри – в таблиці 4.2.

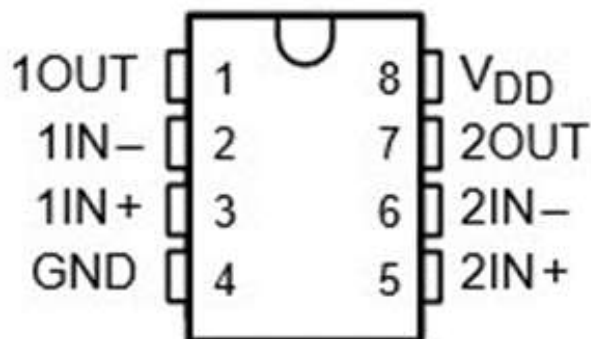


Рис. 4.11 Схема виводів повторювача напруги на операційному підсилювачі
TLC272

Електричні потенціали, які треба вловлювати при запису ЕЕГ, мають невелику амплітуду, в нормі вона становить 50-150 мкВ. Тому необхідно якомога якісніше посилити сигнал. За звичай при побудові енцефалографів використовують підсилювачі з коефіцієнтом посилення в 20-100 тисяч.

Таблиця 4.2

Параметри повторювача напруги на операційному підсилювачі TLC272

Параметр	Значення
Корпус	8-SOIC
Корпус (розмір)	1,54x3.90mm
Робоча температура	0°C ~ 70°C
Напруга вихідна	1.5 V ~ 8 V
Струм вихідний / канал	30mA
Напруга вхід	1100μV
Струм - вхід	0.7pA
Смуга пропускання	2.2MHz

В якості підсилювача виберемо інструментальний операційний підсилювач AD620

Інструментальний підсилювач - прецизійний пристрій для посилення диференціальних напружень, яке оптимізовано для роботи у важких умовах (великі рівні шумів і перепади температур) і призначене для виконання високоточних вимірювань.

AD620 - це недорогий інструментальний підсилювач, який забезпечує високу точність і вимагає всього одного зовнішнього резистора для завдання коефіцієнтів посилення від 1 до 10000. Компонент випускається в 8-вивідних

корпусах SOIC і DIP (рис. 4.12), які займають менше місця в порівнянні з дискретними рішеннями, і має менше енергоспоживання (максимальний споживаний струм всього 1.3 мА), завдяки чому він добре підходить для портативних (або віддалених) систем з живленням від батарей. Основні параметри цієї мікросхеми наведено в таблиці 4.3.

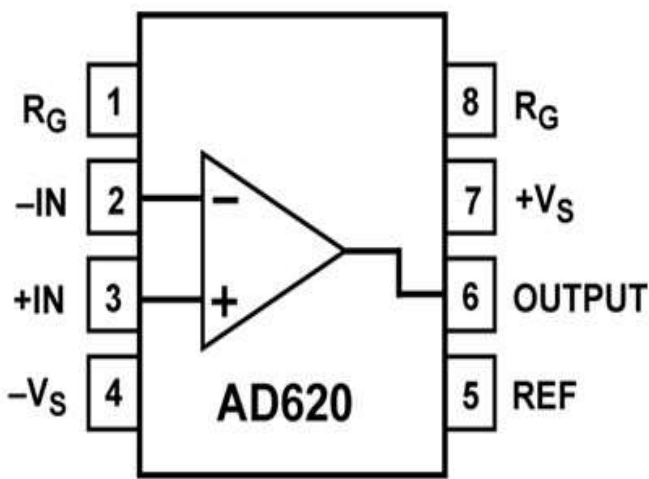


Рис. 4.12 Схема виводів повторювача інструментального підсилювача AD620

Таблиця 4.3

Параметри інструментального підсилювача AD620

Параметр	Значення
Виробник:	Analog Devices
Напруга вихідна:	від 2,3 В до 18 В
Струм вихідний / канал:	18 мА
Струм вихідний:	900 мкА
Напруга вхідного зміщення:	30 мкВ
Струм вхідного зміщення:	500 пА
Смуга пропуску	1MHz
Число каналів:	1
Тип монтажу:	поверхневий

Коефіцієнт посилення в даному підсилювачі задається шляхом установки зовнішнього резистора R_g

Внутрішні резистори посилення, R_1 і R_2 , які мають значення 24,7 кОм задавати коефіцієнт посилення за допомогою одного резистора за формулою:

$$K_u = R_1 * 2 / R_g + 1 = 24,7 * 2 / R_g + 1$$

Зробимо коефіцієнт посилення першого підсилювача рівним семнадцяти, тоді величина резистора, який нам потрібно буде поставити, дорівнює, згідно з рядом E24:

$$R_g = 3 \text{ КОм}$$

Перший підсилювач AD620 має коефіцієнт посилення 17000, далі у посиленого таким чином сигналу за допомогою фільтру високих частот у вигляді RC-ланцюжка (рис. 4.13) забирається постійна складова, обумовлена поляризацією електродів. Далі отриманий сигнал надходить на другий підсилювач TLC272 з коефіцієнтом посилення близько 100 (рис. 4.14).

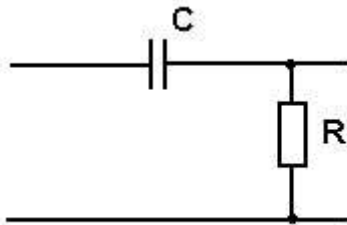


Рис. 4.13 Фільтр високих частот

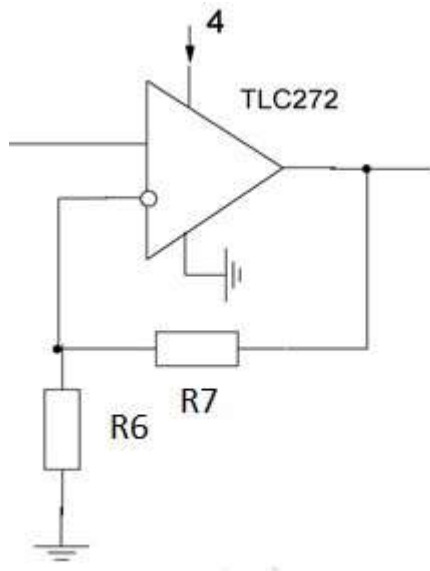


Рис. 4.14 Підсилювач TLC272, з коефіцієнтом посилення другого каскаду 100

Вибір резисторів, щоб задати K_u , здійснюємо за формулою

$$K_u = 1 + R_7 / R_6$$

Так як $K_u=100$, то $R_6=1,0 \text{ Ом}$, $R_7=100 \text{ Ом}$. Разом, кінцевий коефіцієнт посилення:

$$K_u = K_{u1} * K_{u2} = 1700000,$$

що цілком достатньо для цілей проектування енцефалографа.

В цілому принципова схема енцефалографа наведена на рис. 4.15.

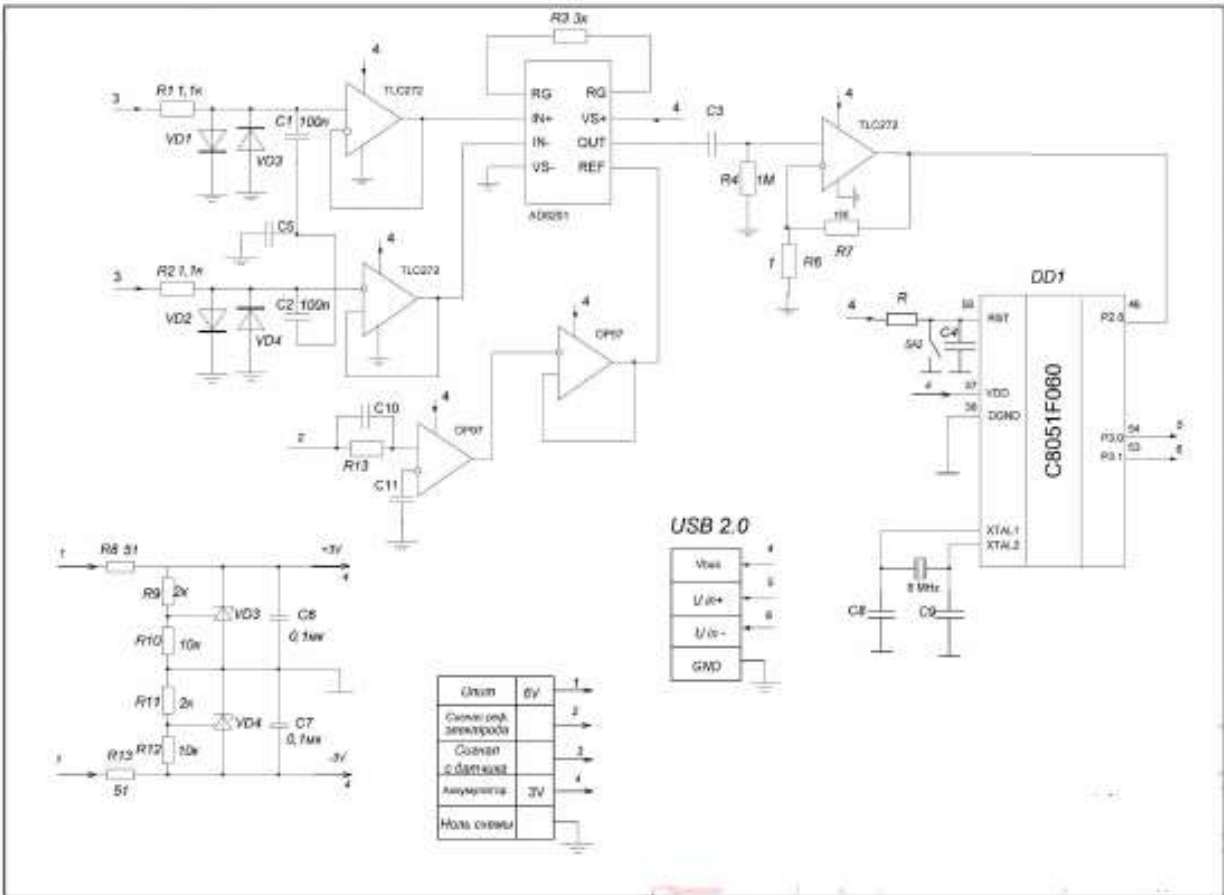


Рис. 4.15 Принципова схема ЕЕГ

Як повторювача використовуємо операційний підсилювач OP97, технічні характеристики якого наведені в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4.

Технічні характеристики OP97

Кількість каналів	1
Швидкість наростання вихідної напруги	0.2 V/μs
Смуга пропуску	-3Дб 900kHz
Струм - вхідного зміщення	30pA
Напруга вхідного зміщення	10μV
струм вихідний	380μA

Напруга-вихідна	$\pm 2 \text{ V} \sim 20 \text{ V}$
Робоча температура	$55^{\circ}\text{C} \sim 125^{\circ}\text{C}$
Тип монтажу	Виводний

При використанні монополярного способу запису ЕЕГ електрична активність мозку реєструється щодо референтного електрода - електрично нульової точки, в якості цієї точки може виступати, наприклад, мочка вуха. Кінцевим сигналом ЕЕГ буде різниця потенціалів між референтним і «активним» електродами. У деяких випадках ця різниця потенціалів може виходити за межі допустимих вхідних величин підсилювача, що може привести до роботи підсилювача в режимі насичення.

Вихідну напругу підсилювача необхідно знімати щодо виходів підсилювача і нульового проводу схеми, однак, на практиці іноді деякі операційні підсилювачі додають до вихідному сигналу свій зсув на ту чи іншу постійну величину. Тому у таких підсилювачів зазвичай передбачено виведення REF (так званий опорний вхід) на який необхідно подавати нульовий потенціал схеми, щоб прибрати цю постійну величину зсуву і щоб в результаті вимірювання щодо нульового проводу схеми були б коректними.

Причому подавати на висновок REF нульовий потенціал потрібно від джерела з мінімальним вихідним опором, а інакше подача на REF нульового потенціалу не досягне бажаного ефекту. Таким чином, на вхід REF нульовий потенціал зазвичай подається через операційний підсилювач, що включено за схемою так званого повторювача (у якого, як відомо вихідний опір близько до нуля, а вхідний навпаки прагне до величезної величини). На вхід повторювача, коефіцієнт підсилення якого дорівнює одиниці, подається нульовий потенціал, з виходу повторювача знімається нульовий потенціал і подається на REF.

4.3. Розробка програмної частини системи моніторингу

4.3.1. Розробка структури пакета програм

В даний час практика використання штучних нейронних мереж (ШНМ) для обробки і класифікації великих обсягів складних даних поганий структури переживає новий виток розвитку [18-21]. Особливий інтерес ці методи викликають в області обробки даних нейронауки, а саме розпізнавання різних станів людини по реєстрованій активності його головного мозку. Методи класичної математики, засновані на частотно-часовому, хвильовому або компонентному аналізі, часто не дають стійких результатів розпізнавання різних станів людини, і / або їх застосування стає вкрай скрутним через складність алгоритмів [22]. Основна причина даної проблеми пов'язана з самою природою досліджуваних даних, що пов'язані з сигналами головного мозку і відрізняються великою складністю, присутністю багатьох шумів і перешкод, а також вкрай слабким ступенем структурованості.

Класичні математичні прийоми (спектральне перетворення Фур'є, вейвлетний аналіз, різні методи розкладання сигналу на моди) засновані на виділенні корисного сигналу з усього масиву даних і подальшої алгоритмічної роботи з ним. Зрозуміло, що для сигналів, що реєструються в складних умовах психофізіологічних експериментів, часто поняття «корисний сигнал» виявляється непридатним, а при щонайменшій зміні стану методика може перестати працювати. У той же час застосування підходів штучних нейронних мереж принципово позбавлене недоліків і, при правильному підборі методики навчання, структури мережі і т.д., здатне розпізнати стани системи, навіть які слабо і неявно відрізняються.

Однак є й недоліки такого підходу, нічого не говорить досліднику про природу виникнення стану і не здатного виділити з масиву даних сигнал, безпосередньо пов'язаний з конкретним досліджуваним процесом. Таким чином, підходи на основі штучних нейронних мереж доречні для вирішення технічних завдань розпізнавання різних станів, а також можуть використовуватися як маркери наявних відмінностей в реєстрованих даних. У фундамента-

льних дослідженнях структури і функціонування головного мозку подібні підходи можуть бути недоречні, проте, використання штучних нейронних мереж в більш прикладних областях, таких як, наприклад, створення нейроінтерфейси і подібних пристроїв, є сьогодні досить перспективним напрямком [22-24].

Нейронна мережа глибокого навчання - це штучна нейронна мережа з кількома прихованими шарами [18, 22, 25-30]. Додаткові шари дозволяють будувати абстракції все більш високих рівнів, що дає можливість формування моделі для розпізнавання складних об'єктів реального світу. Зазвичай використовуються глибокі мережі прямого поширення, однак, останні дослідження показали успішне застосування глибоких архітектур в рекурентних мережах. У завданнях, пов'язаних з обробкою зображень, переважно застосовуються згорткові нейронні мережі з огляду на їх найбільшої ефективності.

Глибоке навчання використовується у широкому діапазоні галузей через різноманітний спектр застосувань (таких як спостереження, здоров'я, медицина, спорт, робототехніка, безпілотники та ін.), що поєднує штучні нейронні мережі та сучасні стратегії глибокого навчання. Технології глибокого навчання використовуються для вирішення цілого ряду практично важливих задач: завдання, пов'язані з природною мовою (перевірка граматики, розпізнавання друкованих або рукописних текстів та ін.), пошук інформації в мережі Інтернет, обробка і розпізнавання зображень та ін. Методи машинного навчання використовуються для побудови алгоритмів, які забезпечують самостійне навчання на певних наборах даних, а далі достовірне прогнозування і класифікацію тестових даних.

Для вирішення задач розпізнавання використовуються різні види нейронних мереж: послідовальні нейронні мережі, конволюційні нейронні мережі (CNN), імпульсні нейронні мережі. Структура нейронної мережі глибокого навчання наведена на рис. 4.16.

Для вирішення завдань машинного навчання і побудови нейронних мереж широко використовується мова програмування Python і ряд прикладних

бібліотек: Keras, TensorFlow, Pandas, Matplotlib та інші, тому поставлена задача також вирішувалась за допомогою вказаних програмних засобів.

TensorFlow – спеціалізована бібліотека для обчислень з використанням графів потоків даних (вузли графа – математичні операції, ребра - багатовимірні масиви даних). У TensorFlow доступні паралельні обчислення на GPU після інсталяції необхідних драйверів і налаштування спеціальних параметрів.

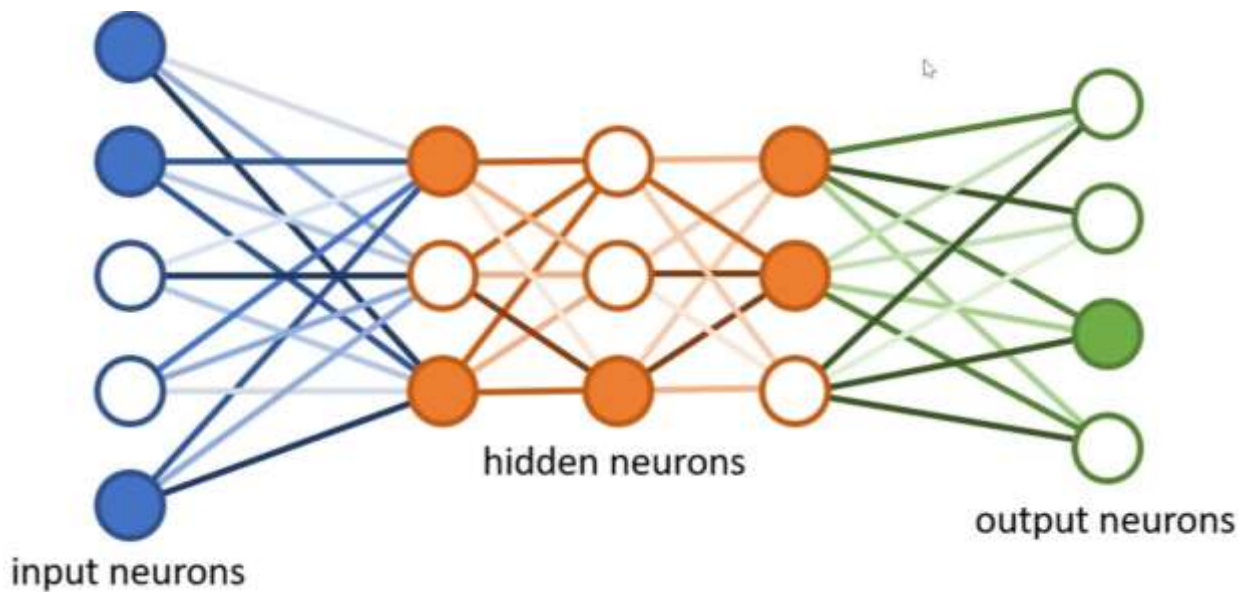


Рис. 4.16 Структура нейронної мережі глибокого навчання з прихованими шарами

Keras - бібліотека для побудови нейронних мереж глибокого навчання (Deep Learning), що надає високорівневий API, який використовує TensorFlow як backend.

Значний інтерес дослідників викликають питання оптимізації структури нейронних мереж глибокого навчання і оптимізації їх параметрів.

За даними [18, 22, 26-29], переваги, пов'язані з близькою точністю до людського рівня у великих програмах, призводять до зростання прийняття

CNN в останні роки. Але картина впливу прихованих шарів CNN на загальну продуктивність мережі залишається неясною.

На практиці імпульсні нейронні мережі з багат шаровим навчанням виявилися важкими для навчання.

Важливим моментом для навчання нейронних мереж глибокого навчання є побудова набіру даних для навчання моделі.

4.3.2. Розробка окремих модулів пакета програм

Для порівняння різних варіантів архітектури нейронних мереж глибокого навчання, призначених для розпізнавання елементів ЕЕГ, були побудовані три варіанти мереж: CNN, RNN для керованого офлайн-навчання та повністю підключеним AutoEncoder для непідтримуваного онлайн-навчання.

Функції для роботи з даними і їх підготовки наведені в Додатку А.

Побудова конволюційної нейронної мережи (CNN) наведена в додатку Б. Архітектура мережи обрана за результатами [30] (але дещо спрощена, бо не включає розподілу каналів).

Мережа є непарною, так як кількість фільтрів зменшується, замість звичайного збільшення конфігурації.

Архітектура системи автоматичного виявлення епілепсії за допомогою ЕЕГ-сигналів мозку на основі глибокого навчання наведена на рис. 4.17.

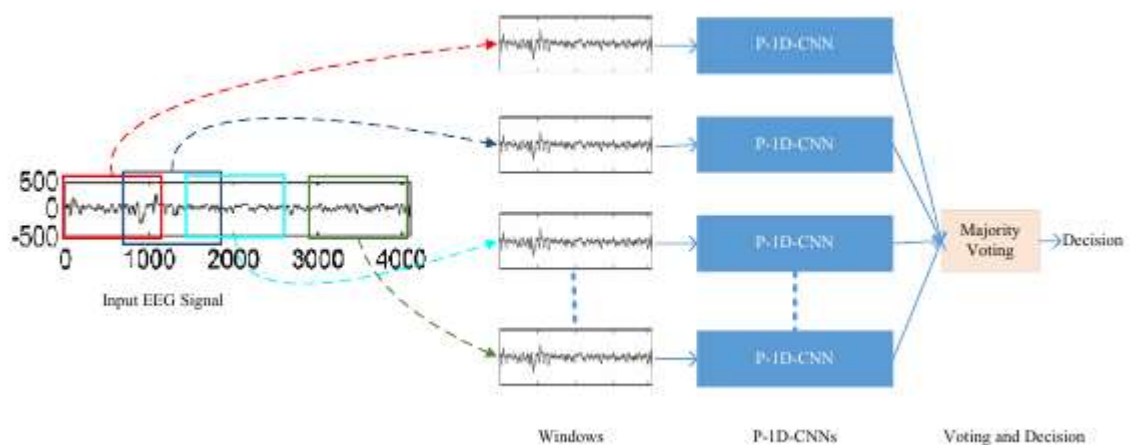


Рис. 4.17 Загальна структура автоматичного ансамблю глибокої класифікації ЕЕГ (за даними [30])

Розглянута система складається з трьох основних модулів:

- модулю розділення вхідного сигналу на підсигнали за допомогою частотних вікон фіксованого розміру, що перекриваються;
- ансамблю одновимірних моделей CNN, де кожен підсигнал класифікується за допомогою власної мережи;
- модулю злиття та прийняття рішення, місцеві рішення зливаються з використанням більшості голосів для прийняття остаточного рішення.

Вхідний ЕЕГ-сигнал розділений на вікна, що перекриваються, які передаються різним нейронним мережам в ансамблю, як показано на рис. 6.2, тобто різні частини сигналу призначаються різним моделям для їх локального аналізу (якщо вхідний ЕЕГ-сигнал розділений на n вікон (підсигналів) ансамбль буде складатися з n моделей).

Пропонована глибока пірамідальна архітектура моделі глибокого навчання для обробки даних одного вікна наведена на рис. 4.18.

Перетворення вхідного сигналу в шарах конволюційної нейронної мережи наведено на рис. 4.19.

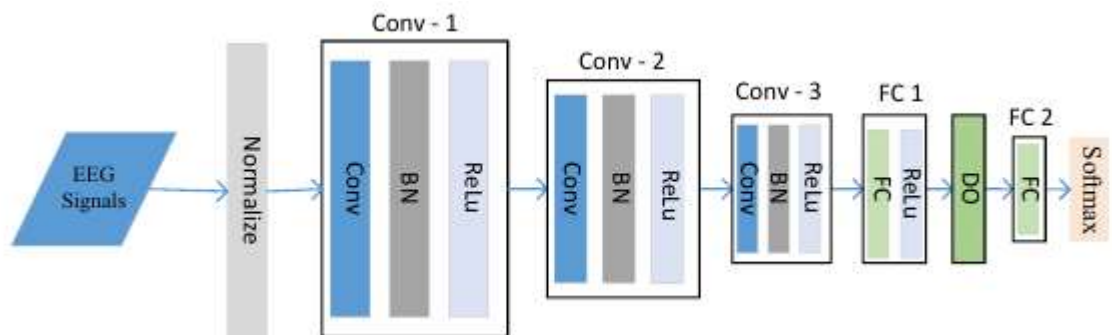


Рис. 4.18 Пропонована глибока пірамідальна архітектура моделі глибокого навчання

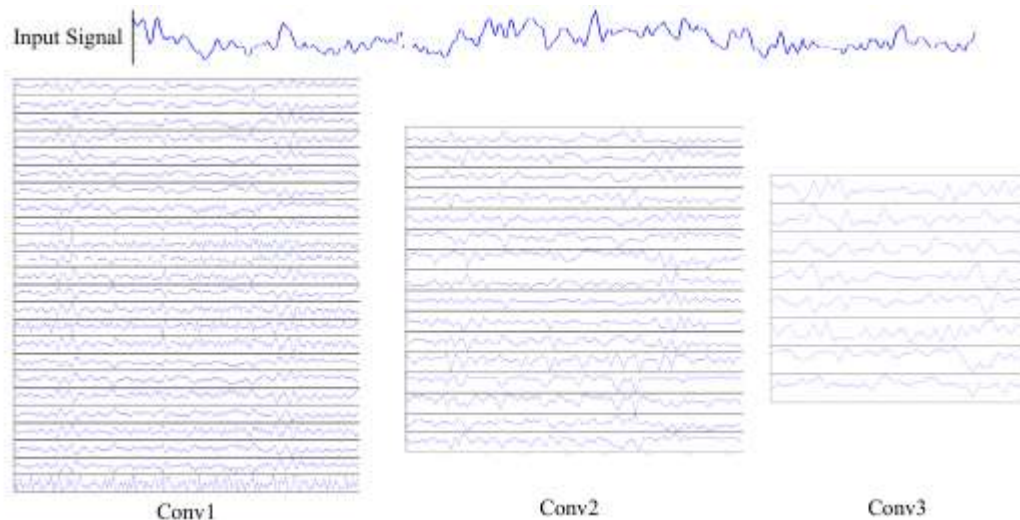


Рис. 4.19. Перетворення вхідного сигналу в шарах конволюційної нейронної мережи

Операція одновимірної згортки зазвичай використовується для фільтрації одновимірних сигналів (наприклад, часових рядів) для вилучення дискримінаційних ознак. Конволюційний шар генерується шляхом згортання попереднього шару з K ядрами сприйнятливого поля R_f і глибини, що дорівнює кількості каналів або карт у попередньому шарі.

Різні ядра витягують із вхідного сигналу різні види дискримінаційних ознак. Кількість ядер змінюється в міру того, як мережа стає все глибшою і глибшою. Ядра низького рівня вивчають мікроструктури, тоді як ядра вищого рівня - особливості більш високого рівня. У запропонованій моделі максимальне число ядер вибирається в першому шарі згортки, яке зменшується на 33% в наступних шарах для підтримки структури піраміди.

На відміну від моделі [30], для регуляризації навчання використаний шум Гаусса. Між лінійним та нелінійним шарами використані шари BatchNormalization, оскільки це нормалізує вхід до функції активації. Також для регуляризації навчання була використана функція Dropout. Dropout (ви-

падання) - це техніка, коли під час тренінгу ігноруються випадково вибрані нейрони. Вони "випадають" випадковим чином. Це означає, що їх внесок у активацію нейронів нижче за течією тимчасово видаляється на передньому проході і будь-які оновлення ваги не застосовуються до нейрона на зворотному проході.

Для оптимізації мережи був використаний оптимізатор Адама.

При випробуванні модель тренувалася близько 50 епох і досягла точності $\sim 96,5\%$ на наборі валідації

Для обробки часових рядів використовуються також рекурентні нейронні мережи. Потужна і популярна рекуррентная нейронна мережа - це модель довгострокової мережі або LSTM. Основна відмінність рекурентних мереж (Recurrent Neural Network, RNN) від традиційних полягає в логіці роботи мережі, при якій кожен нейрон взаємодіє сам із собою. На вхід таким мережам як правило передається сигнал, що є деякою послідовністю. Кожен елемент такої послідовності по черзі передається одним і тим же нейронам, які своє пророцтво повертають собі разом з наступним її елементом, до тих пір поки послідовність не закінчиться. Такі мережі, як правило, використовуються при роботі з послідовною інформацією.

Приклад LSTM-мережи для обробки ЕЕГ-даних наведено в Додатку В.

Проста нейронна мережа на базі автоенкодера наведена в додатку Г.

Автоенкодери - це нейронні мережі прямого поширення, які відновлюють вхідний сигнал на виході. В середині у них є прихований шар, який представляє собою код, що описує модель. Автоенкодери конструюються таким чином, щоб не мати можливість точно скопіювати вхід на виході. Зазвичай їх обмежують в розмірності коду (він менше, ніж розмірність сигналу) або штрафують за активації в коді. Вхідний сигнал відновлюється з помилками через втрати при кодуванні, але, щоб їх мінімізувати, мережа змушена вчитися відбирати найбільш важливі ознаки.

Наведена модель має 5 повністю пов'язаних прихованих шарів, щоб зробити AutoEncoder, із звичною формою «Пісочний годинник» Encoder-

Decoder. Тренування моделі виконувалося за нормальними даними ЕЕГ, а потім надавалися дані ЕЕГ з випадками, щоб побачити, чи може нейронна мережа виявити аномалії.

4.3.3. Статистичний аналіз результатів моделювання.

Дані для навчання нейронної мережі були взяті з сайту UC Irvine Machine Learning Repository (див. <https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/Epileptic+Seizure+Recognition>).

Набір даних розділений і перетасований (кожні 4097 точок даних розділено на 23 шматки, кожен фрагмент містить 178 точок даних за 1 секунду, і кожна точка даних є значенням запису ЕЕГ в різний момент часу). Отже, набір включає $23 \times 500 = 11500$ одиниць інформації (рядок), кожна інформація містить 178 точок даних за 1 секунду (стовпець), останній стовпець представляє мітку y (значення з множини $\{1,2,3,4,5\}$). Таким чином, змінна відповіді - y (стовпець 179), пояснювальні змінні X_1, X_2, \dots, X_{178} .

Мітки категорій:

- 5 – «очі відкриті» (означає, коли вони записували сигнал ЕЕГ мозку, у пацієнта були відкриті очі);
- 4 – «закриті очі» (означає, коли вони записували сигнал ЕЕГ, у пацієнта були закриті очі);
- 3 – в мозку є пухлина, фіксовано активність ЕЕГ зі здорової області мозку;
- 2 – в мозку є пухлина, фіксовано активність ЕЕГ з області, де була пухлина;
- 1 – запис активності мозку при епілептичному випадку.

Усі суб'єкти, що належать до класів 2, 3, 4 та 5, - це суб'єкти, у яких не було епілептичного випадку. Тільки суб'єкти, об'єднані в клас 1, мають епілептичний випадок. Хоча існує 5 класів, більшість дослідників проводять бінарну класифікацію, а саме 1 клас (епілептичний випадок) проти решти.

При навчанні конволюційної нейронної мережи по вказаним даним встановлено, що точність розпізнання склала біля 96,5%.

При навчанні рекуррентної нейронної мережи по вказаним даним встановлено, що точність розпізнання склала біля 98,5%. Однак її час навчання виявилось на порядок більше (2 хвилини на епоху навчання проти 15-20с у випадку конволюційної нейронної мережи).

Що до нейронної мережи з автоенкодером, то після її навчання не було помилкових негативів (усі випадки були класифіковані правильно) та 2 помилкових позитивних результатів (з 700 нормальних ЕЕГ [блакитних] зразків) з порогом 0,03.

РОЗДІЛ 5

ОБРОБКА ДАНИХ ЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ МОЗКУ ЯК НЕСТАЦІОНАРНОГО СИГНАЛУ

5.1. Сутність і аналіз можливостей використання вейвлет-перетворення

Хвилі, що виникають під час запису ЕЕГ, неможливо віднести до строго гармонійних. Тому використання гармонійного або спектрального аналізу при дослідженні та обробки ЕЕГ або ЕКГ має досить обмежене застосування. Таким чином, циклічну зміну часового ряду хвиль активності мозку краще представляти як сукупність регулярних коливань і використовувати для їх виділення і оцінки вейвлет-аналіз (тобто використовувати сукупність функцій, які найкращим чином пристосовані для вивчення структури неоднорідних процесів).

Необхідність використання нового підходу до аналізу сигналів різного роду, в тому числі часових рядів, виникла в зв'язку з істотно збільшеною кількістю експериментальних даних. Їх обробка стандартним і добре розвиненим методом перетворення Фур'є показала свою обмеженість в пошуку закономірностей сигналу, оскільки тут відсутня локалізація інформації в часі і просторі. Вейвлет-функції ж є компактними як в часовій, так і в частотній області. Ідея вейвлет-аналізу полягає в тому, щоб поглянути на вихідний сигнал з різних масштабів, дозволяючи побачити ті особливості, які притаманні конкретному масштабом, усуваючи вплив інших масштабів. Це досягається або за рахунок поступового огрублення початкової інформації, або спочатку розглядається загрублений сигнал, а потім додаються його особливості, характерні для великих масштабів. Такий підхід дозволяє виявити локальні особливості сигналу і класифікувати їх за інтенсивністю.

Сам термін «вейвлет» з'явився в 1980-х роках в роботах А. Гроссмана і Ж. Морлі, які використовували його як альтернативу перетворенню Фур'є для дослідження часових і просторових рядів з вираженою неоднорідністю,

хоча перший найпростіший тип вейвлета був описаний Хааром ще в 1909 році [31, 32]. У перекладі з англійської "wavelet" означає невеликі хвилі, наступні один за одним, брижі. Принциповою відмінністю вейвлет-аналізу є можливість аналізу властивостей досліджуваного сигналу одночасно в фізичному і в частотному просторах. Вейвлети по локалізації займають проміжне положення між гармонійними і імпульсними функціями. Такі результати можливі завдяки застосуванню в вейвлет-перетворенні самоналаштування рухомого частотно-часового вікна, що дозволяє однаково добре виявляти як низькочастотні, так і високочастотні характеристики сигналу на різних часових масштабах. Це універсальна властивість дозволило вейвлет-аналізу знайти широке застосування в самих різних областях науки і на сьогоднішній день він є одним з найбільш перспективних технологій аналізу даних [31].

Сутність вейвлет-перетворення одновимірного сигналу полягає в побудові базису з породжучої функції, яка належить цьому ж простору через масштабування і перенесення цього базису вздовж осі часу. За аналогією з класичним спектральним аналізом в вейвлет-аналізі вейвлети грають роль простих коливань, а поняття частоти тут замінено масштабом. Для перекриття короткими хвилями всієї часової осі в вейвлет-перетворенні був введений параметр зсуву функцій у часі, що не має аналога в спектральному аналізі, за рахунок чого вейвлет-перетворення здатне забезпечувати двовимірне уявлення досліджуваного одновимірного сигналу.

Класичне перетворення Фур'є, що представляє собою ортогональне розкладання досліджуваного тимчасового процесу $f(t)$ в ряд по тригонометричним функціям має свої переваги і недоліки. Аналіз Фур'є заснований на можливості дослідження функцій в тимчасовій і частотній областях за допомогою прямого і зворотного перетворень Фур'є, який фокусує в точку "розмазану" по часу інформацію про періодичність функції при переході з часової області в частотну. Досягається це за рахунок того, що ядро перетворення Фур'є не локалізовано в часі, але має граничну локалізацію в частотній області. Ця обставина робить перетворення Фур'є відмінним інструментом для

вивчення стаціонарних процесів, властивості яких не змінюються з часом, так як в результаті розкладання одержуваний кінцевий набір гармонійних коливань має строго постійні характеристики: період, частоту, амплітуду і фазу. Однак, перетворення Фур'є далеко не завжди дає достовірні результати при дослідженні функцій, характеристики яких еволюціонують у часі. Наприклад, перетворення Фур'є не відрізняється сигнал, що представляє собою суму двох синусоїд, від сигналу, що складаються з однакових синусоїд, але включаються послідовно [33,34].

Як спроб локалізації перетворення Фур'є на проміжках кінцевої довжини застосовувалися різні віконні перетворення, але навіть в цьому випадку не вдалося вирішити ключову проблему, оскільки ширина вікна і частотне дозвіл обернено пропорційні один одному, внаслідок цього збільшення тимчасового дозволу призводить до зменшення роздільної здатності в області частот. Цю проблему вдалося вирішити за допомогою вейвлет-перетворення сигналу, який має автоматичним рухомим частотно-тимчасовим вікном, вузьким на малих масштабах і широким на великих.

Інтегральним вейвлет-перетворенням для функції $f(t)$ з простору $L^2(\mathbb{R})$ називається вираз [31]:

$$W(a, c) = \frac{1}{|a|^{1/2}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left(\frac{t - c}{a} \right) dt, \quad (5.1)$$

де $\psi^*(t)$ - базисний або материнський вейвлет (символ $*$ позначає операцію комплексного сполучення);

a - масштаб;

c - зрушення.

Масштаб визначає розмір вейвлета. Будучи аналогом частоти в перетворенні Фур'є, як було відзначено раніше, дане поняття включає в себе більш широкий зміст, так як на відміну від Фур'є-перетворення, де функціональний вид ядра суворо фіксований, вейвлет-перетворення однієї і тієї ж функції

можна отримати за допомогою різних базисних вейвлетів (т. е. в різних системах масштабів). Параметр c задає мчасову локалізацію вейвлета.

Зворотнє інтегральне вейвлет-перетворення:

$$f(t) = C_{\psi}^{-1} \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} W(a, c) \psi\left(\frac{t-c}{a}\right) \frac{dad c}{a^2} \quad (5.2)$$

де C_{ψ} нормуючий коефіцієнт:

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} |\psi(\omega)|^2 |\omega|^{-1} d\omega < \infty \quad (5.3)$$

Символ \wedge позначає прообраз Фур'є.

Таким чином, будь-яка функція з простору $L^2(R)$ може бути представлена суперпозицією масштабових перетворень і зрушень базисного вейвлета з коефіцієнтами, залежними від масштабу і параметра зсуву.

Крім інтегральних вейвлет-перетворень в окремих додатках, таких як чисельне моделювання, стиск зображень і ін., широке застосування знайшли дискретні вейвлет-перетворення, засновані на використанні цілочисельних зрушень k і масштабових перетворень j :

$$f(t) = \sum_{j,k=-\infty}^{\infty} d_{jk} \psi_{jk}(t) \quad (5.4)$$

Проводячи подальшу аналогію з синусоїдальною частотою і приймаючи для простоти в якості її значень ступені двійки, базисна функція набуває вигляду:

$$\psi_{jk}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad (5.5)$$

Однак досвід показав, що для аналізу часових рядів безперервні перетворення більш зручні, ніж дискретні, так як дозволяють більш повно і чітко уявити і проаналізувати міститься в даних інформацію [31].

При конструюванні базисної аналізує функції $\psi(t)$ повинні виконуватися деякі необхідні умови [32,33]:

локалізація - вейвлет повинен бути локалізований поблизу нуля аргу-

менту як в часовому, так і в частотному просторі;

нульове середнє - вейвлет повинен бути знакозмінною функцією. Часто для додатків виявляється необхідним, щоб не тільки нульовий, а й n старших моментів дорівнювали нулю. Вейвлети, що мають велике число нульових моментів, дозволяють аналізувати дрібномасштабні флуктуації та особливості високого порядку, ігноруючи найбільш регулярні поліноміальні складові;

обмеженість - вейвлет повинен бути досить швидко спадаючою функцією часової або просторової змінної;

автомодельності базису - все вейвлети сімейства $\psi_{ac}(t)$ повинні мати той же число осциляцій, що і базисний вейвлет $\psi(t)$.

Існує велика кількість різновидів вейвлетобразуючих функцій, деякі з яких представлені в таблиці 5.1. Вибір того чи іншого вейвлета визначається специфікою завдання і тим, яку інформацію необхідно витягти з сигналу.

Досвід використання вейвлетів, стосовно вивчення частотної структури часових рядів ЕЕГ, показав, що найкраще цьому завданні відповідає вейвлет Морлі, який представляє собою відокремлену плоску хвилю, модульовану гауссіаной. Параметр a задає ширину гауссіани, параметр k_0 - частоту плоскої хвилі. Зазвичай вибирають $a = 2$ і $k_0 = 2\pi$. При цих значеннях з достатньою точністю можна прийняти:

$$\psi(e) = y^{-t^2/a^2} e^{i2\pi t} \quad (5.6)$$

Двопараметрична функція $W(a, c)$ дає інформацію про зміну відносного вкладу компонент різного масштабу в часі і називається спектром коефіцієнтів вейвлет-перетворення.

При використанні інтегрального вейвлет-перетворення необхідно враховувати, що кожне значення $W(a, c)$ обчислюється по відрізьку вихідного ряду, довжина якого збільшується зі збільшенням масштабу a і визначається розміром вейвлета на кожному рядку матриці.

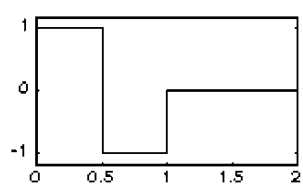
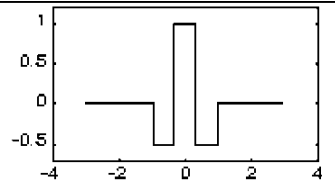
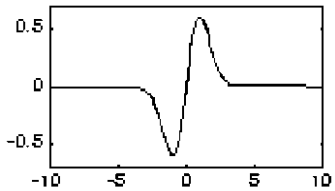
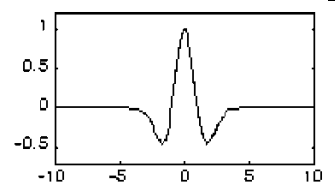
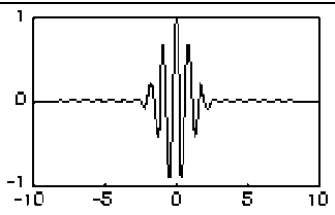
Початкові і кінцеві за часом ділянки масиву мають області, які розширюються, і в них достовірність коефіцієнтів $W(a, c)$ поступово зменшується

при наближенні до країв, оскільки коефіцієнти обчислюються по відрізках, які виходять за межі вихідного ряду.

Таблиця 5.1

Характеристики найбільш часто використовуваних вейвлетів

(за даними [31])

HAAR- вейвлет	
$\psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t < 1/2 \\ -1, & 1/2 \leq t < 1 \\ 0, & t \geq 1 \end{cases}$	
FNAT-вейвлет ("Французький капелюх"):	
$\psi(t) = \begin{cases} 1, & t \leq 1/3 \\ -1/2, & 1/3 < t \leq 1 \\ 0, & t > 1 \end{cases}$	
Wave-вейвлет:	
$\psi(t) = t \exp\left(-\frac{t^2}{2}\right)$	
МНАТ-вейвлет ("Мексиканский капелюх"):	
$\psi(t) = (1 - t^2) \exp\left(-\frac{t^2}{2}\right)$	
Вейвлет Морле:	
$\psi(t) = \exp\left(ik_0 r - \frac{r^2}{2}\right)$	

Одним із способів зменшення даного впливу на краях є доповнення ряду з урахуванням його поведінки (середнім значенням, відомим часовим ходом і ін.) [34].

Маючи в своєму розпорядженні вейвлет-спектром, можна отримати повну енергію сигналу E :

$$E_f = \int f^2(t)dt = \iint W^2(a,c) \frac{dadc}{a^2} \quad (5.7)$$

і глобальний спектр енергії - розподіл повної енергії за масштабами, тобто скейлограму вейвлет-перетворення:

$$E_w(a) = \int W^2(a,c)dc \quad (5.8)$$

Скейлограма відповідає спектру потужності Фур'є-перетворення сигналу, згладженому на кожному масштабі спектром Фур'є аналізуючого вейвлета:

$$E_w(a) = \int \left| \hat{f}(\omega) \hat{g}(a\omega) \right|^2 d\omega, \quad (5.9)$$

де знак $\hat{}$ позначає Фур'є-образ функції.

5.2. Алгоритм вейвлет-аналізу електроенцефалограми, його реалізація

За даними [36], приблизно 50 мільйонів людей у всьому світі мають епілепсію, що робить її одним із найпоширеніших неврологічних захворювань у всьому світі. Для епілепсії характерні повторювані судоми, викликані ненормальними розрядами в мозку [36]. Електроенцефалограма (ЕЕГ), технологія, яка безпосередньо реєструє електричну активність мозку, є важливим ресурсом даних у діагностичних завданнях епілепсії, таких як виявлення випадків, виявлення шипів та локалізація вогнищ епілептики. У клінічній практиці зазвичай потрібна тривала запис ЕЕГ до декількох днів. Тому було розроблено багато комп'ютерних рішень для надання допомоги неврологам. Поєднуючи обробку сигналів та машинне навчання, більшість із цих підходів

моделює цю проблему як класифікацію сигналів, таких як епілептичний проти здорового для діагностики епілепсії. Найпоширенішою проблемою класифікації є виявлення випадків, де необхідно виявити сегменти хворих на випадки та не випадкові EEG [36].

Застосування дискретної вейвлет-трансформації (DWT) для класифікації EEG-сигналів, пов'язаних з епілепсією, набирає позиції в останні роки. Основна перевага DWT полягає в тому, що роздільна здатність часу і частоти в DWT може бути адаптована до частотного вмісту досліджуваних шаблонів, тим самим приводячи до оптимальної роздільної здатності частоти в усіх діапазонах частот [36]. Ця перевага робить DWT особливо придатною для аналізу нестационарного сигналу, такого як EEG.

Хоча DWT показав багатообіцяючі результати щодо виявлення випадків, все ще залишається відкритим питання щодо використання всього потенціалу DWT для підвищення точності та надійності аналізу EEG. Тим часом, деякі методи показують лише перспективні результати для вибраних пацієнтів, надійність та відтворюваність результатів ставили під сумнів під час тестування на інших наборах даних EEG [36].

Визначеннями інтегрального вейвлет-перетворення, локального і глобального енергетичного спектра, які наведені вище, можна скористатися на практиці, оскільки при обробці результатів вимірювань основними об'єктами перетворення не є функції, які задані на всій осі часу, а лише часові ряди, довжина яких завжди кінцева. З цієї причини замість зазначених вище теоретичних понять слід ввести їх практичні аналоги. В цьому випадку для оцінки вейвлет-перетворення можна скористатися наступним виразом [34]:

$$W_A(a, c) = \frac{1}{A(a, c)} \sum_{k=0}^{N-1} f_k \psi^* \left(\frac{t_k - c}{a} \right), \quad (5.10)$$

$$A(a, c) = \sum_{k=0}^{N-1} e^{-\frac{1}{B} \left(\frac{t_k - c}{a} \right)^2} \quad (5.11)$$

Для різних вейвлетів параметр B є різною величиною.

Оцінку (5.10) називають амплітудною вейвлет-функцією. Використовуючи рівняння (5.11), введемо оцінку локального спектра енергії:

$$S(a_i, c_j) = |W_A(a_i, c_j)|^2 \quad (5.12)$$

Цю функцію зазвичай називають скалограмой, підкреслюючи тим самим її здатність описувати розподіл енергії за масштабами.

Вочевидь, що на основі скалограмми $S(a_i, c_j)$ можна ввести також і оцінку глобального спектра енергії як:

$$G(a_j) = \frac{1}{N^*} \sum_i S(a_i, c_j) \quad (5.13)$$

де N^* - число точок, за якими здійснюється осереднення.

Функцію (5.13) називають скейлограмой (scalegram). Скейлограма в вейвлет-аналізі є прямим аналогом згладженої періодограми в Фур'є-аналізі.

У загальному випадку результатом вейвлет-перетворення одновимірного ряду $f(t)$ є двовимірний масив амплітуд вейвлет-перетворення (значення коефіцієнтів $W(a, c)$). При цьому по одній осі відкладаються зрушення вейвлета або вісь часу, а по іншій - масштаби, тобто вісь масштабів. І в залежності від величини відповідних коефіцієнтів наноситься різна інтенсивність кольору. Зображення, яке отримано, називають результатом вейвлет-перетворення або вейвлет-зображенням. Вейвлет-зображення виявляє всі характерні особливості процесу: масштаб і інтенсивність періодичних змін, напрямки і величину трендів, наявність, розташування і тривалість стрибків [31].

Одним з важливих моментів вейвлет-аналізу є оцінка значущості циклічних коливань. З цією метою для часового ряду формулюється нульова гіпотеза, яка визначена в такий спосіб: передбачається, що часовий ряд має середню потужність спектра, яка найчастіше являє собою теоретичну модель «білого» або «червоного» шуму. Якщо пік в вейвлет-спектрі потужності зна-

чно перевищує фоновий спектр, то, з певним ступенем достовірності, можна вважати, що він є справжньою функцією.

Практичним шляхом було встановлено, що спектр потужності шуму вейвлет-перетворення практично повністю збігається зі спектром потужності Фур'є. Також, для глобального вейвлет-спектра на основі критерію χ^2 будується 95% довірчий інтервал. В результаті цього стає можливим зробити коректні статистичні висновки щодо значущості циклічних коливань.

РОЗДІЛ 6

РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ГОЛОВНОГО МОЗКУ»

6.1 Опис ідеї проекту (товару, послуги, технології)

Розглянувши в попередніх розділах технічні аспекти застосування система моніторингу функціонального стану головного мозку, виникає питання щодо комерційної привабливості такої системи. В цьому розділі буде проведено аналіз стартап-проекту який має на меті визначити чи зможе розглянута система вийти на ринок і конкурувати з продуктами які вже зайняли на ньому своє місце У таблиці 6.1 зображено зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Потенційними споживачами готової продукції є різні медичні організації та науково-дослідні інститути, в деяких аспектах (боротьба зі стресом) – широке коло приватних споживачів.

Таблиця 6.1. Опис ідеї стартап-проекту

<i>Зміст ідеї</i>	<i>Напрямки застосування</i>	<i>Вигоди для користувача</i>
Система моніторингу функціонального стану головного мозку з використанням вейвлет-аналізу для обробки даних ЕЕГ	1. Контроль стану пацієнта при загальному наркозі або медикаментозному сні	1. Можливість перенести наркоз при поганому стані здоров'я
	2. Контроль патологій головного мозку	2. Можливість виявити складні патології, пов'язані зі станом головного мозку
	3. Контроль стану стресу	3. Можливість запобігти погіршенню стану головного мозку, пов'язане зі стресом

В межах даного стартапу пропонується застосувати сучасні програмні методи обробки результаті моніторингу електричної активності мозку, що

формується вимірювальною системою з електродним шоломом, для аналізу стану наркозу, виявлення патологічних станів мозку, аналізу рівня стресу і його впливу на мозок.

Далі проводимо аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів. Результати аналізу наведені в таблиці 6.2.

Таблиця 6.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Brainte st-24	Нейро-поліграф	Енцефалограф DX-системи			
1.	Загальна вартість, грн	100000	127000	297000	115000			+
2.	Реєстрація енцефалограм	+	+	+	+		+	
3	Набір методів аналізу ЕЕГ	+	+	+	+		+	
4.	Використання вейвлет-анализу для обробки ЕЕГ	+	+	+	+		+	
5.	Збереження даних в БД	+	+	+	+		+	

Аналіз проводився по наступній схемі:

- визначаємо перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;

- визначаємо попереднє коло конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку,
- проводимо збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
- проводимо порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначено показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні).

6.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу проводимо аудит технології (мови програмування), за допомогою якої можна реалізувати ідею створення проекту.

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових:

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/добробити?
- чи доступні такі технології авторам проекту?

Найбільш розповсюдженими методами, які використовуються для обробки даних ЕЕГ, є швидке перетворення Фур'є та вейвлет-перетворення. Значний інтерес викликає також обробка ЕЕГ за допомогою нейронних мереж глибокого навчання (два останніх метода доповнюють один одного). Що стосується програмного забезпечення для виконання аналізу, то використовують або підходи, засновані на використанні Matlab (в першу чергу пакет Eeglab), або підходи, засновані на вільному програмному забезпеченні (Python, Keras, TensorFlow, PyEEG, PyWavelets). Більш перспективному з точки зору вартості програмного забезпечення здається другий підхід.

Апаратна частина системи моніторингу в більшості сучасних систем моніторингу активності головного мозку виконується на базі мікропроцесорів з використанням операційних підсилювачів.

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз складових які вказані в таблиці 6.3.

Таблиця 6.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ n/n	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Система моніторингу функціонального стану головного мозку з використанням вейвлет-аналізу для обробки даних ЕЕГ	Використання електродного шолому для зняття ЕЕГ	Наявна	Доступна
		Використання цифрових технологій для зняття ЕЕГ	Наявна	Доступна
		Використання вейвлет-аналізу для обробки ЕЕГ (мова програмування Python)	Наявна	Доступна
		Використання нейронних мереж глибокого навчання для обробки ЕЕГ (мова програмування Python)	Наявна	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: В якості оптимальної технології реалізації проекту обрано виготовлення електродних шоломів і виготовлення печатних плат власноруч із замовленням компонентів, використання відкритих програмних засобів для обробки зібраної інформації.				

Проаналізувавши таблицю можна зробити висновок що наш проект потребує лише доступні технології, проте деяку частину роботи для створення робочих схем буде необхідно робити власноруч. Це дозволить знизити кошти на виробництво, але обмежує швидкість їх створення. При зростанні об'ємів

продажу буде необхідно прийняття нових технологій для більш масового виробництва друкованих плат.

6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначимо ринкові можливості, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкові загрози, які можуть перешкодити його реалізації. Це дозволяє спланувати напрямок розвитку проекту та обрати найбільш ефективну стратегію входу на ринок. Спочатку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (таблиця 6.4).

Таблиця 6.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

<i>№ n/n</i>	<i>Показники стану ринку (найменування)</i>	<i>Характеристика</i>
1	Кількість головних гравців, од	12
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	130000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Необхідність підтвердження ефективності, середня конкуренція, високий показник якості обслуговування.
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Необхідна сертифікація
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	65 %

Так як ринок має зростаючу динаміку і хороший попит на запропонований нами продукт робимо висновок що ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням. Надалі визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи таблиця 6.5.

Визначена цільова аудиторія – будь-які медичні установи, що виготовляють деталі або експлуатують механізми, виготовлені з провідних та феромагнітних матеріалів.

Таблиця 6.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

<i>№ n/n</i>	<i>Потреба, що формує ринок</i>	<i>Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)</i>	<i>Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів</i>	<i>Вимоги споживачів до товару</i>
	Необхідність надійних засобів реєстрації та обробки ЕЕГ (в динаміці)	Медичні установи, приватні споживачі	Різні напрямки використання результатів моніторингу ЕЕГ	Низька ціна, надійність, можливість автоматичної обробки результатів

Різні вимоги потенційних клієнтів можуть бути виконані досить невеликими модифікаціями системи, та вимоги споживачів співпадають з сильними сторонами розроблюємої системи. При застосуванні даної технології існують певні загрози. (таблиця 6.6). Будь який бізнес, який базується на використанні послуг інших підприємств має деякі ризики. Також будь-який бізнес має ризики щодо конкуренції та економіки. Фактори загроз розглянуто в табл. 6.6

Таблиця 6.6. Фактори загроз

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст загрози</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
1	Конкуренція	Вихід на ринок конкурента	Знизити ціну за рахунок більш дешевих джерел живлення
2	Економічний фактор	Зростання цін на компоненти	Пошук нових постачальників, та можливий перехід на інші компоненти
3	Технічний фактор	Збої в вимірах, обробці або візуалізації інформації	Наявність кваліфікованої технічної підтримки, максимальна автоматизація процесу
5	Інфляція	Зростання ціни на компоненти, і відповідно дорожчання системи	Прив'язка ціни виробу до міжнародної валюти

Виходячи з таблиці 6.6, більшість факторів мають шляхи їх пом'якшення. Своєчасна реалізація запропонованих шляхів реакції на загрозу дозволяє максимально зменшити збитки від них. Поряд із колом загроз існують і певні можливості (таблиця 6.7).

Таблиця 6.7. Фактори можливостей

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст можливості</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
1	Конкуренція	Можливість підвищення кількості каналів, можливість вдосконалення алгоритмів обробки ЕЕГ	Вдосконалення програмної та компонентної частин системи
2	Економічний	Зменшення податків на даний вид виробництва	Збільшення обсягів виробництва та зменшення ціни на продукцію
3	Технічний	Можливість використання більш сучасних систем обробки інформації	Впровадження нових алгоритмів обробки та реєстрації ЕЕГ в програмну частину системи
4	Ринок збуту	Можливість виходу на міжнародний ринок	Розробка та виготовлення системи у відповідності з закордонними стандартами якості
5	Попит	Збільшення попиту на даний вид товару	Збільшення виробництва та розширення ринку

Отже, виходячи з таблиць 6.6 та 6.7, існує низка факторів, на які у проєкта повинні бути готові відповідні реакції. Правильні реакції на різноманітні ситуації, які виникають під час розвитку проєкту – дуже важливий крок в його створенні, яким не можна нехтувати. Далі проведемо аналіз конкуренції на ринку.

Результати аналізу пропозиції і визначення загальних рис конкуренції на ринку наведено в табл. 6.8.

Отже характеристики конкуренції диктують деякі умови, яких необхідно дотримуватися якщо проєкт планує бути успішним.

Таблиця 6.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

<i>Особливості конкурентного середовища</i>	<i>В чому проявляється дана характеристика</i>	<i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i>
1. Тип конкуренції: олігополія	Існування невеликої кількості компаній, що працюють в даній сфері	Якісна продукція, правильна цінова політика, висока якість обслуговування
2. Рівень конкурентної боротьби: міжнародна	Представники в різних країнах	Вихід на міжнародний ринок
3. За галузевою ознакою міжгалузева	Підприємства працюють в межах декількох галузей	Пропозиція товару за більш низькою ціною
4. Конкуренція за видами товарів: товарно-видова	Пропонують товари одного виду	Реклама, простота в користуванні
5. Конкуренція за характером конкурентних переваг: цінова	Вартість залежить від ціни на матеріали та комплектуючі	Вибір оптимального варіанту ціна/якість комплектуючих елементів
6. Конкуренція за інтенсивністю: немарочна	Відомі виробники володіють більшими ресурсами і аудиторією клієнтів	Отримання держзамовлення й подальше розширення ринку

Враховуючи низьку собівартість системи та високий загальний обсяг продаж, дуже актуальним буде вхід на ринок через бюджетні варіанти системи та підвищення цін, якості та функціоналу пізніше.

Після аналізу конкуренції проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі, результати якого наведені в таблиці 6.9.

Проаналізувавши дані з таблиці, можна зробити висновок що головним фактором для вихода на ринок є вибір правильного балансу між точністю й надійністю системи та її ціною.

Ринок медичних систем моніторингу ЕЕГ має системи з дуже високою ціною. Можливість зайняти нішу дешевих, але якісних систем може бути першим кроком до розширення бізнесу в більш спеціалізовані, серйозні та дорогі системи.

Таблиця 6.9 - Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	DX-системи Нейрософт Неасо Нейротех	Економія на масштабах Доступ до ресурсів	Значення розміру поставок для постачальників	Контроль якості	Лояльність споживачів
Висновки:	Середня конкуренція	Є можливість виходу на ринок за рахунок державних замовлень	Постачальники впливають на умови роботи на ринку	Клієнти вимагають якісної та точної системи	Більш відомі компанії захоплюють ринок

В таблиці 6.10 на основі аналізу проведеного в таблиці 6.9 визначили та обґрунтували фактори конкурентоспроможності нашого проекту. За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 6.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 6.11).

Таблиця 6.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Наявність патентів	Патенти захищають авторське право та дають можливість користуватися розробленою системою без ризику втратити прибуток при копіюванні ідеї
2	Велика кількість постачальників	Своєчасна доставка продукту в незалежності від ситуації на ринку постачальників
3	Висока якість	Висока якість продукту яка дозволяє клієнту бути впевненим у неперервності техпроцесу
4	Технічна підтримка	Технічна підтримка розробленого програмного забезпечення при виникненні збоїв та постійне вдосконалення продукту
5	Ціна	Опрацювання відгуків клієнтів, вдосконалення відповідно до їх пропозицій та за можливості зниження ціни на продукт

З таблиць 6.10 та 6.11 бачимо, що фактори конкурентоспроможності

суттєві та мають великий позитивний внесок при впровадженні цифрової системи моніторингу активності головного мозку з використанням вейвлет-аналізу.

Таблиця 6.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ n/n	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з товарами «DX-системи»						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Наявність патентів	10				+			
2	Велика кількість постачальників	15				+			
3	Висока якість	12	+						
4	Технічна підтримка	19		+					
5	Ціна	14				+			

Основною перевагою та головним досягненням є висока якість продукту та технічна підтримка на протязі всього терміну його використання споживачем.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 6.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 6.11).

Таблиця 6.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: 1. Новітній підхід до вирішення технічних завдань; 2. Низька ціна.	Слабкі сторони: 1. Необхідність розробки досконалого посібника користувача; 2. Залежність цін від постачальників.
Можливості: 1. Вдосконалення продукту через впровадження нових технологій; 2. Збільшення продаж; 3. Отримання державних замовлень на отримання послуг; 4. Розширення ринку за рахунок іноземних замовників.	Загрози: 1. Нестабільність економіки; 2. Прив'язка цін на компоненти від курсу долара; 3. Відсутність репутації під час виходу на ринок; 4. Недосконалість математичного ядра системи.

В таблиці 6.12 проводимо перелік сильних та слабких сторін проект. А також ринкових загроз та ринкових можливостей який складаємо на основі факторів загроз і можливостей який ми складали раніше. Ринкові загрози та можливості на відміну від факторів ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення.

На основі SWOT-аналізу розробляємо альтернативи ринкової поведінки для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів. Можливі варіанти альтернативної поведінки на ринку представлені у таблиці 6.13.

Встановлення безкоштовних зразків та реклама інноваційності методу обробки ЕЕГ — є оптимальною стратегією, яка дозволить швидко набрати клієнтську базу, відсіяти потенційно невігідних клієнтів та отримати зворотній зв'язок від клієнтів за короткий період часу.

Таблиця 6.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

<i>№ n/n</i>	<i>Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки</i>	<i>Ймовірність отримання ресурсів</i>	<i>Строки реалізації</i>
1	Встановлення безкоштовних зразків	Висока	0,5 роки
2	Агресивна маркетингова компанія	Середня	3 місяці
3	Проведення спільних випробувань з науково-дослідними організаціями задля підтвердження ефективності розробки.	Низька	1 рік
4	Реклама інноваційності методу обробки ЕЕГ	Мала/Середня	1-3 міс.

6.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 6.14 - Вибір цільових груп потенційних споживачів

<i>№ n/n</i>	<i>Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів</i>	<i>Готовність споживачів сприйняти про- дукт</i>	<i>Орієнтовний попит в ме- жах цільової групи (сегме- нту)</i>	<i>Інтенсивність конкуренції в сегменті</i>	<i>Простота входу у се- гмент</i>
1	Великі меди- чні установи	Дуже велика за- требуваність продукту	Високий	Висока	Середня
2	Приватні лі- карі	Велика затребу- ваність продукту	Високий	Середня	Висока
3	Фізичні осо- би	Середня затребу- ваність продукту	Низький	Низький	Висока
<p>Які цільові групи обрано: малий бізнес та фізичні особи</p> <p>Під час аналізу потенційних груп споживачів було прийнято рішення що компанія буде працювати із малим бізнесом та фізичними особами, адже саме ці групи найбільш цінуть сильні сторони розробленої системи.</p>					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів ми обрали цільові групи для яких буде пропонуватися система контролю системи моніторингу функціонування мозку. Великі медичні установи – великий ринок, більшість якого контролюється державою, що робить роботу на ньому досить складною. Фокусування на малому бізнесі та фізичних особах, навіть не дивлячись на дещо нижчий попит, дозволяє увійти на ринок простіше та швидше почати роботу.

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку.

Запровадження інноваційної системи на ринок - це привнесення нового товару на існуючий ринок. Також те, що цільовою групою не було обрано великих клієнтів, які мають контракти з серйозними гравцями ринку, надає можливості знайти свою нішу ринку та розширитися з неї.

Таблиця 6.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Встановлення безкоштовних зразків, реклама інноваційності методу обробки ЕЕГ	Диференційований маркетинг	Якісний дешевий продукт, до якого прихильні споживачі, з якісною технічною підтримкою та індивідуальним підходом до впровадження алгоритмів роботи системи, постійний зворотній зв'язок з клієнтами.	Стратегія розвитку товару

Підлаштування товару під вимоги клієнтів роблять стратегію охоплення диференційованою.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 6.16).

Таблиця 6.16 - Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Ні	Забирати існуючих	Так, елементна база буде аналогічною	Наступальна

Проект не є першопрохідцем на ринку, хоча має унікальні характеристики та методи роботи. Ці два фактори, та той фактор, що клієнти, які вже працюють з іншими гравцями ринку, будуть розглядати нову систему з точки

зору інноваційності, означає що в стратегії будуть присутні елементи боротьби за клієнтів. Це робить стратегію наступальною.

В таблиці 6.17 проводимо аналіз того як будемо поводити себе в конкурентній боротьбі і в залежності від прийнятих нами рішень обираємо стратегію конкурентної поведінки.

Таблиця 6.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Ціна, надійність, повний пакет можливостей обробки ЕЕГ	Стратегія розвитку товару	Застосування нових технологій до традиційних методів медичного дослідження, низька ціна, індивідуальний підхід до клієнтів, що створює репутацію	Ціна, Ефективність, Іноваційність, Техічна підтримка

На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника і продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та стратегії конкурентної поведінки розробляємо стратегію позиціонування яка визначається у формування ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект.

Результатом даного підрозділу є система рішень щодо ринкової поведінки компанії, вона визначає в якому напрямі буде працювати компанія на ринку

6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Під час розроблення маркетингової програми першим кроком є розробка маркетингової концепції товару, який отримає споживач. У таблиці 6.18 підсумовуємо результати аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 6.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Низька ціна	Продаж за нижчою ніж у конкурентів ціною	Декілька нижча ціна, що дозволяє більш масове обладнання установ, збільшення кількості клієнтів.
2	Сучасні алгоритми обробки результатів моніторингу	Можливість більш точного виявлення особливостей роботи мозку на ЕЕГ	Збільшення точності виявлення особливостей ЕЕГ за рахунок більш сучасної алгоритмічної бази та програмного забезпечення.
3	Технічна підтримка	Якісна технічна підтримка	Якісне обслуговування системи дозволяє мінімізувати неробочий час, підвищуючи ефективність.

Отже ключові переваги потенційного товару вже реалізовані на даний момент – низька ціна, сучасні алгоритми обробки результатів моніторингу, технічна підтримка.

Результати розробки тривірневої маркетингової моделі товару наведені в таблиці 6.19.

Отже модель за трьома рівнями демонструє всі характеристики товару, його пакування, орієнтовну марку та підкріплення, яке планується надавати. В порівнянні з аналогами конкурентів, модель показує більш глибокий фокус на здобуття особистої репутації та лояльності серед клієнтів, що є несумнівним плюсом.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватися при встановленні ціни на потенційний товар, це передбачає аналіз цін товарів конкурентів, та доходів споживачів продукту (табл. 6.20).

В таблиці 6.20 проаналізовано ринкові ціни на товари аналоги та заміники, а також середній рівень доходів споживачів. За отриманими даними буду встановлена верхня та нижня межа на нашу систему моніторингу.

Таблиця 6.19. Опис трьох рівнів моделі товару

<i>Рівні товару</i>	<i>Сутність та складові</i>		
I. Товар за задумом	Система моніторингу функціонального стану головного мозку з використанням вейвлет-аналізу для обробки даних ЕЕГ, що дозволяє виявляти особливості на ЕЕГ за часом моніторингу		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Напрацювання на відмову	М	Тх
	2. Гарантійний термін (довгий термін гарантійного обслуговування)	Нм	Е
	3.Досконалість виробничого виконання (Досконалий дизайн)	Нм	Тл
	4.Вартість обслуговування (Низька вартість необхідного програмного забезпечення та обслуговування)	Нм	Вр
	Якість: Визначається відсотком хибних знайдених артефактів на ЕЕГ		
Пакування: програмне забезпечення записане на компакт диск, прилад в пластиковому корпусі			
Марка: Нейрокон			
III. Товар із підкріпленням	До продажу консультація щодо індивідуальної структури системи		
	Після продажу гарантійний ремонт, налаштування, гарантія повернення грошей		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: Товар буде захищено ліцензійним договором , обфускацією коду та апаратними методами			

Таблиця 6.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	110-200 тис. грн.	100-400 тис. грн.	-	80-150 тис. грн..

Дані про формування системи збуту наведено в таблиці 6.21.

Таблиця 6.21 - Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Покупка товару один раз з діючою ліцензією на встановлений термін продовження ліцензії після її закінчення в разі необхідності.	Консультація щодо структури системи, продаж, оформлення та перевезення системи, встановлення та налаштування.	Канал збуту нульового рівня	Власний або через авторизовані компанії-дилери у регіонах.

Було розроблено концепцію маркетингових комунікацій між споживачами та виробниками (таблиця 6.22). В нашому випадку це робота в мережі Інтернет, рекламна кампанія в медичних установах та серед приватних лікарів, напряду з клієнтами або через авторизованих посередників .

Таблиця 6.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Спостереження за новинками на ринку, пошук можливо-стей для оптимізації виробництва	Виставки, мережа Інтернет, спеціалізована література	Ціна Алгоритми обробки ЕЕГ Обслуговування	Заслужити довіру клієнтів	Індивідуальний підхід до кожного клієнта

Таким чином, маркетингова концепція фокусується на індивідуальному підході до кожного клієнта, що є дуже ефективним засобом заслуження довіри від клієнтів. Маркетинг системи як недорогої системи для приватних лікарів та фізичних осіб треба буде проводити засобами мережі інтернет та публікацій в тематичних збірниках, реєструватися на виставки та форуми.

Висновки

Узагальнюючи проведений аналіз стартап-проекту, можна зробити висновки, що цей проект має достатній потенціал для ринкової комерціалізації. Це обумовлено необхідністю систем моніторингу функцій головного мозку для багатьох лікарів-спеціалістів, які працюють як в крупних медичних установах або ведуть приватну практику. Необхідність системи створює попит на неї. Привабливість проекту обумовлюється нижчою ціною відносно систем конкурентів та використанням інноваційних методів обробки ЕЕГ, які можуть значно збільшити вірогідність виявлення патологічних станів і захворювань.

В ході аналізу було підтверджено рентабельність проекту, виходячи з собівартості системи та рівня цін на аналогічні товари. Наявність конкуренції не дає відразу увійти на ринок великих медичних установ, проте ринок приватної практики та фізичних осіб має аудиторію, яка зацікавиться проектом.

Аналоги, присутні на ринку на даний момент зазвичай використовують переважно методи обробки ЕЕГ на базі частотного аналізу. Проект пропонує використання вейвлет-аналізу для отримання більшої кількості інформаційних параметрів, що може значно підвищити кількість інформації, отримуваної під час вимірювань, що може допомогти обігнати товари конкурентів.

Головними перевагами проекту, які будуть виділяти його серед конкурентів під час виходу на ринок, є низька ціна системи та можливість її особистого налаштування під кожного клієнта. Такий підхід дозволяє здобути лояльних клієнтів та отримати необхідну репутацію на ринку, що стане плацда-

рмом для розширення проекту в більш потужний ринок серйозних виробництв.

Також в подальшому є можливість виходу на світовий ринок. Переваги приладу дозволять йому знайти та зайняти певну нішу навіть в насиченому світовому ринку. Можливим наступним кроком розвитку проекту буде створення максимально автоматизованої системи з використанням нейронних мереж, яка дасть можливість значно зменшити необхідність в технічній підтримці.

ВИСНОВКИ

В цієї магістерській дисертації розглянуто сучасні методи та засоби моніторингу функціонального стану головного мозку. Проаналізовано їх ефективність та перспективи застосування і розвитку у майбутньому.

В дисертації представлено ескізний проект системи моніторингу функціонального стану головного мозку, розглянути два методи обробки енцефалограм: з використанням вейвлетів і з використанням нейронних мереж глибокого навчання.

Розглянуті дискретні та неперервні вейвлет-трансформації ЕЕГ на базі декількох типів вейвлетів. Показана ефективність вейвлет-трансформації для обробки даних ЕЕГ. Встановлено, що одним з важливих моментів вейвлет-аналізу є оцінка значущості циклічних коливань. З цією метою для часового ряду формулюється нульова гіпотеза, яка визначена в такий спосіб: передбачається, що часовий ряд має середню потужність спектра, яка найчастіше являє собою теоретичну модель «білого» або «червоного» шуму. Якщо пік в вейвлет-спектрі потужності значно перевищує фоновий спектр, то, з певним ступенем достовірності, можна вважати, що він є справжньою функцією.

Також виявлено, що спектр потужності шуму вейвлет-перетворення практично повністю збігається зі спектром потужності Фур'є.

Розглянуті три типи нейронних мереж глибокого навчання для обробки даних ЕЕГ і виявлення можливих приступів епілепсії, побудовані з використанням пакетів Keras і TensorFlow.

При навчанні конволюційної нейронної мережи по вказаним даним встановлено, що точність розпізнання склала біля 96,5%.

При навчанні рекуррентної нейронної мережи по вказаним даним встановлено, що точність розпізнання склала біля 98,5%. Однак її час навчання виявилося на порядок більше (2 хвилини на епоху навчання проти 15-20с у випадку конволюційної нейронної мережи).

ДОДАТОК А

Функції для підготовки даних

```

import numpy as np
import os

def save_data(filepath, binary, augment):
    from keras.utils import np_utils, plot_model
    csv_data = np.genfromtxt(filepath, delimiter=",")
    eeg_data = csv_data[1:]

    labels = []
    cleaned_eeg_data = []

    if binary:
        for i in range(len(eeg_data)):
            #seizure vs non-seizure only
            labels.append(0 if (eeg_data[i][-1] == 1) else 1)
            cleaned_eeg_data.append((eeg_data[i][::-1])[1:])
    else:
        for i in range(len(eeg_data)):
            labels.append(eeg_data[i][-1]-1)
            cleaned_eeg_data.append((eeg_data[i][::-1])[1:])

    if augment:
        labels, cleaned_eeg_data = augment_data(labels,
cleaned_eeg_data)

    labels = np.array(labels)
    labels = np_utils.to_categorical(labels)
    np.save("dataset/y_test", labels)
    cleaned_eeg_data = np.array(cleaned_eeg_data)
    cleaned_eeg_data = np.reshape(cleaned_eeg_data,
(cleaned_eeg_data.shape[0], cleaned_eeg_data.shape[1], 1, 1))
    np.save("dataset/x_test", cleaned_eeg_data)

    #needed for SNNtoolbox
    np.savez_compressed("dataset/y_test.npz", labels)
    np.savez_compressed("dataset/x_test.npz", cleaned_eeg_data)
    np.savez_compressed("dataset/x_norm.npz", cleaned_eeg_data)

def save_data_to_3d(filepath, binary, augment):
    from keras.utils import np_utils, plot_model
    csv_data = np.genfromtxt(filepath, delimiter=",")
    eeg_data = csv_data[1:]

    labels = []
    cleaned_eeg_data = []

    if binary:
        for i in range(len(eeg_data)):
            #seizure vs non-seizure only
            labels.append(0 if (eeg_data[i][-1] == 1) else 1)
            cleaned_eeg_data.append((eeg_data[i][::-1])[1:])
    else:
        for i in range(len(eeg_data)):
            labels.append(eeg_data[i][-1]-1)
            cleaned_eeg_data.append((eeg_data[i][::-1])[1:])

    if augment:

```

```

        labels, cleaned_eeg_data = augment_data(labels,
cleaned_eeg_data)

    labels = np.array(labels)
    labels = np_utils.to_categorical(labels)
    np.save("dataset/y_test", labels)
    cleaned_eeg_data = np.array(cleaned_eeg_data)
    cleaned_eeg_data = np.reshape(cleaned_eeg_data,
(cleaned_eeg_data.shape[0], cleaned_eeg_data.shape[1], 1))
    np.save("dataset/x_test", cleaned_eeg_data)

    #needed for SNNtoolbox
    np.savez_compressed("dataset/y_test.npz", labels)
    np.savez_compressed("dataset/x_test.npz", cleaned_eeg_data)
    np.savez_compressed("dataset/x_norm.npz", cleaned_eeg_data)

def load_data():
    exists = os.path.isfile('./dataset/x_test.npy') and
os.path.isfile('./dataset/y_test.npy')
    if not exists:
        raise Exception("Save the data to .npy first! Call
save_data(filepath).")

    eeg_data = np.load('./dataset/x_test.npy')
    labels = np.load('./dataset/y_test.npy')

    return eeg_data, labels

def augment_data(labels, eeg_data):
    import random
    # data_augmentation using white gaussian noise + shuffling
    for i in range(len(eeg_data)):
        noise = np.random.normal(0, 0.1, len(eeg_data[0]))
        eeg_data.append([x + y for x, y in zip(eeg_data[i], noise)])
        labels.append(labels[i])

    combined = list(zip(labels, eeg_data))
    random.shuffle(combined)
    labels[:, eeg_data[:]] = zip(*combined)

    return labels, eeg_data

```

ДОДАТОК Б

Побудова конволюційної нейронної мережи глибокого навчання

```
import numpy as np
import os
os.environ["PATH"] += os.pathsep + 'C:/Program Files (x86)/Graphviz2.38/bin/'

#configuring keras
import keras
from keras.models import Model
from keras.layers import Input, BatchNormalization, Conv2D, Dense, Dropout,
Flatten, GaussianDropout
from keras.utils import plot_model
import data_processing as dp

# NOTE: comment the next line if running more than once back-to-back
dp.save_data('./dataset/EEG_data_178steps_12000samples_5classes.csv',
binary=1, augment=0)
eeg_data, labels = dp.load_data()

inputs = Input(shape=(178, 1, 1))
x = GaussianDropout(0.1)(inputs)
x = Conv2D(24, kernel_size=(5, 1), strides=3, activation="relu")(x)
x = BatchNormalization()(x)
x = Conv2D(16, (3,1), strides=2, activation="relu")(x)
x = BatchNormalization()(x)
x = Conv2D(8, (3,1), strides=2, activation="relu")(x)
x = BatchNormalization()(x)
x = Flatten()(x)
x = Dense(20)(x)
x = Dropout(0.3)(x)
predictions = Dense(units=2, activation="softmax")(x)

model = Model(inputs, predictions)
plot_model(model, to_file='ANN_Conv2D_AutoAug__BinaryClass.png',
show_shapes=True)

adam = keras.optimizers.Adam(lr=0.0001, beta_1=0.9, beta_2=0.999,
epsilon=None, decay=0.0, amsgrad=False)
model.compile(adam, loss='categorical_crossentropy', metrics=['accuracy'])

csv_logger = keras.callbacks.CSVLogger("ANN_Conv2D_AutoAug__BinaryClass",
separator=',', append=False)
es = keras.callbacks.EarlyStopping(patience=10)

model.fit(eeg_data, labels, epochs=200, verbose=1, validation_split=0.1,
callbacks=[es, csv_logger])
model.save("ANN_Conv2D_AutoAug_BinaryClass.h5")
```


ДОДАТОК В

Побудова рекурентної нейронної мережи

```
import numpy as np
import os
os.environ["PATH"] += os.pathsep + 'C:/Program Files (x86)/Graphviz2.38/bin/'

#configuring keras
import keras
from keras.models import Model
from keras.layers import Input, Dense, Dropout, Flatten, GaussianDropout,
LSTM, Bidirectional
import data_processing as dp

# NOTE: comment the next line if running more than once back-to-back
dp.save_data_to_3d('./dataset/EEG_data_178steps_12000samples_5classes.csv',
binary=1, augment=0)
eeg_data, labels = dp.load_data()

inputs = Input(shape=(178, 1))
x = GaussianDropout(0.1)(inputs)          #generating noise during training for
better generalization
x = LSTM(60)(x)
x = Dropout(0.2)(x)
x = Dense(20)(x)
x = Dropout(0.2)(x)
predictions = Dense(units=2, activation="sigmoid")(x)

model = Model(inputs, predictions)

adam = keras.optimizers.Adam(lr=0.0001, beta_1=0.9, beta_2=0.999,
epsilon=None, decay=0.0, amsgrad=False)
model.compile(adam, loss='categorical_crossentropy', metrics=['accuracy'])

es = keras.callbacks.EarlyStopping(patience=10)
tensorboard =
keras.callbacks.TensorBoard(log_dir="logs/{}".format(os.path.basename(__file__
_)[:-3]), histogram_freq=1, write_graph=True, write_images=True)

model.fit(eeg_data, labels, epochs=200, verbose=1, validation_split=0.1,
callbacks=[es, tensorboard])
model.save("{}".format(os.path.basename(__file__)[:-3]))
```

ДОДАТОК Г

Побудова нейронної мережи глибокого навчання на базі AutoEncoder

```

import numpy as np
import os
os.environ["PATH"] += os.pathsep + 'C:/Program Files (x86)/Graphviz2.38/bin/'

#configuring keras
import keras
from keras.models import Model, load_model
from keras.layers import Input, Dense, GaussianDropout, BatchNormalization
import data_processing as dp
from sklearn.preprocessing import MinMaxScaler
import seaborn as sns
import matplotlib.pyplot as plt

# NOTE: comment out next line if running more than once back-to-back
dp.save_data('./dataset/EEG_data_178steps_12000samples_5classes.csv',
binary=1, augment=0)
eeg_data, labels = dp.load_data()

X_train = list([])
X_anomaly = list([])

for i in range(eeg_data.shape[0]):
    if labels[i] != 0:
        X_train.append(eeg_data[i])
    else:
        X_anomaly.append(eeg_data[i])

X_train = np.asarray(X_train)
X_anomaly = np.asarray(X_anomaly)
X_train = X_train.reshape(X_train.shape[0], X_train.shape[1])
X_anomaly = X_anomaly.reshape(X_anomaly.shape[0], X_anomaly.shape[1])

#Normalizing the input
scaler = MinMaxScaler()
X_train = scaler.fit_transform(X_train)
X_anomaly = scaler.fit_transform(X_anomaly)
X_train, X_test = X_train[0:8500], X_train[8500:]

inputs = Input(shape=(178,))
x = GaussianDropout(0.05)(inputs)
x = Dense(80, activation='tanh')(x)
x = BatchNormalization()(x)
x = Dense(40, activation='tanh')(x)
x = BatchNormalization()(x)
x = Dense(20, activation='tanh')(x)
x = BatchNormalization()(x)
x = Dense(40, activation='tanh')(x)
x = BatchNormalization()(x)
x = Dense(80, activation='tanh')(x)
x = BatchNormalization()(x)
predictions = Dense(178, activation='tanh')(x)

autoEncoder = Model(inputs, predictions)
autoEncoder.summary()

adam = keras.optimizers.Adam(lr=0.0005, beta_1=0.9, beta_2=0.999,
epsilon=None, decay=0.0, amsgrad=False)

```

```

autoEncoder.compile(adam, loss='mse')

tensorboard =
keras.callbacks.TensorBoard(log_dir="logs/{}".format(os.path.basename(__file_
__)[:-3]), histogram_freq=1, write_graph=True, write_images=True)

autoEncoder.fit(X_train, X_train, epochs=50, verbose=1, batch_size=32,
shuffle=True, validation_split=0.2, callbacks=[tensorboard])
autoEncoder.save("{}".format(os.path.basename(__file__)[:-3]))

#autoEncoder = load_model("{}".format(os.path.basename(__file__)[:-3]))
#autoEncoder.summary()

THRESHOLD = 0.03

predictions = autoEncoder.predict(X_anomaly)
mseSeizure = np.mean(np.power(X_anomaly - predictions, 2), axis=1)
print ("false negatives: " + str(np.sum(mseSeizure < THRESHOLD)) + "out of "
+ str(mseSeizure.shape[0]))

predictions = autoEncoder.predict(X_test)
mseNormal = np.mean(np.power(X_test - predictions, 2), axis=1)
print ("false positives: " + str(np.sum(mseNormal > THRESHOLD)) + "out of " +
str(mseNormal.shape[0]))

plt.hist([mseSeizure, mseNormal], color=["red", "blue"])
plt.xlabel("MSE")
plt.ylabel("# of samples")
plt.legend()
plt.show()

```

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Исследование электрической активности головного мозга / Н.В.Звёздочкина. – Казань: Казан. ун-т, 2014. – 59 с.
2. Илясов Л.В. Биомедицинская измерительная техника: Учеб. пособие для вузов/Л.В. Илясов. — М.: Высш. шк., 2007. — 342 с.
3. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування : навчальний посібник / [Злепко С. М., Павлов С. В., Коваль Л. Г. та ін.] – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 133 с.
4. Биотехнические системы: теория и проектирование : учебн.пособие / [Ахутин В. М., Немирко А. П. , Першин Н. Н. и др.]. – Л. : ЛГУ, 1981. – 220 с.
5. Кузьмин И. В. Основы теории информации и кодирования / И. В. Кузьмин, В. А. Кедрус. – К. : Вища школа, 1977. – 180 с.
6. Мещанінов С.К. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань: навчальний посібник / С.К. Мещанінов, В.М. Співак, А.Т. Орлов . – К.; Кафедра, 2015. – 211 с.
7. Лобасюк Б.А., Карпинская О.Н., Ружицкая.М. С. Практикум по электроэнцефалографии. ОНУ. 2016. 57 с.
8. Система биомедицинских измерений. Руководство по проведения экспериментов с KL-720. –режим доступа: <http://www.kandh.com.tw>
9. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1. [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка» спеціалізації «Медичні прилади і системи» а також спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані системи спеціалізації «Комп'ютерно-інтегровані медичні системи» / Н. В. Безугла, І. О. Яковенко, М. О. Безуглий ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові данні (1 файл: 3,98 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 81 с.
10. <https://atesmedica.ru/catalog/ges-300-sistema-ekspertnogo-klassa/>

11. <http://ua.bizorg.su/elektroentsefalografy-r/p5048456-holter-eeg-neyrospektrsm-besprovodnoy-elektroentsefalograf-entsefalograf>
12. http://medicom-mtd.com/PDF/booklet/catalogue_EEGA_Ru.pdf
13. А.А. Бунятян, В.М. Мизиков. Анестезиология : национальное руководство . - М. : ГЭОТАР-Медиа,2011. - 1104 с.
14. Дискретный мониторинг биоэлектрической активности головного мозга в процессе фармакотерапии тема диссертации и автореферата по ВАК РФ 03.00.02, кандидат биологических наук Рудковский, Михаил Владимирович
15. Марочков А.В. Особенности электроэнцефалографического мониторинга при анестезиологическом обеспечении нейрохирургических вмешательств на голове / Д.П. Маркевич, А.В. Марочков // Новости хирургии. – Том 26. - № 3. - 2018 – С.348-357.
16. Короновский А.А. Диагностика и анализ осцилляторной нейросетевой активности головного мозга с использованием непрерывного вейвлетного преобразования / А.А. Короновский, Van Luijtelaa Gilles, А.А. Овчинников, Е.Ю. Ситникова, А.Е. Храмов // ИЗВЕСТИЯ ВЫСШИХ УЧЕБНЫХ ЗАВЕДЕНИЙ. ПРИКЛАДНАЯ НЕЛИНЕЙНАЯ ДИНАМИКА – 2011. – т. 19. - № 1. – С.86-108.
17. Боснякова Д.Ю. Новые подходы к поиску нестационарных характеристик электроэнцефалограмм / Д.Ю.Боснякова, Ю.В.Обухов, Ф.А Дикарев и др.// Альманах клинической медицины. – 2008. С.164-168.
18. Schmidhuber J. Deep learning in neural networks: an overview // Neural Networks. 2015. V. 61. P. 85-117.
19. Grossberg S. Towards solving the hard problem of consciousness: the varieties of brain resonances and the conscious experiences that they support // Neural Networks. 2017. V. 87. P. 38-95.
20. Meruelo A.C., Simpson D.M., Veres S.M., Newland P.L. Improved system identification using artificial neural networks and analysis of individual differences in responses of an identified neuron // Neural Networks. 2016. V. 75. P. 56-65.

21. Kim J., Jang G.-J., Lee M. Fast learning method for convolutional neural networks using extreme learning machine and its application to lane detection // *Neural Networks*. 2017. V. 87. P. 109-121.
22. van Luijtelaar G., Lüttjohann A., Makarov V.V., Maksimenko V.A., Koronovskii A.A., Hramov A.E. Methods of automated absence seizure detection, interference by stimulation, and possibilities for prediction in genetic absence models // *Journal of Neuroscience Methods*. 2016. V. 260. P. 144.
23. Grubov V.V., Runnova A.E., Kurovskaya M.K., Pavlov A.N., Koronovskii A.A., Hramov A.E. Demonstration of brain noise on human EEG signals in perception of bistable images // *Proc. SPIE*. 2016. V. 9707. DOI: 10.1117/12.2207390
24. Hramov A.E., Koronovskii A.A., Makarov V.A., Pavlov A.N., Sitnikova E.Y. *Wavelets in Neuroscience*. Heidelberg; New York; Dordrecht; London, Springer, 2015. 318 p.
25. Maksimenko V.A., Heukelum S., Makarov V.V., Kelderhuis J., Lüttjohann A., Koronovskii A.A., Hramov A.E., Luijtelaar G. Absence Seizure Control by a Brain Computer Interface // *Scientific Reports*. 2017. V. 7. P. 2487.
26. Николенко С. Глубокое обучение /С.Николенко, А. Кадурын, Е. Архангельская // СПб.: Питер, 2018. — 480 с.
27. Вьюгин В.В. Математические основы теории машинного обучения и прогнозирования. —М.: 2013. —387 с.
28. Isogawa, Kenzo & Ida, Takashi & Shiodera, Taichiro & Takeguchi, Tomoyuki. (2017). Deep Shrinkage Convolutional Neural Network for Adaptive Noise Reduction. *IEEE Signal Processing Letters*. PP. 1-1. 10.1109/LSP.2017.2782270.
29. Tavanaei, Amirhossein & Maida, Anthony. (2017). Multi-Layer Unsupervised Learning in a Spiking Convolutional Neural Network. 10.1109/IJCNN.2017.7966099.
30. Ullah, Ihsan & Hussain, Muhammad & Qazi, Emad-ul-Haq & Aboalsamh, Hatim. (2018). An Automated System for Epilepsy Detection using EEG Brain

- Signals based on Deep Learning Approach. Expert Systems with Applications. 107. 10.1016/j.eswa.2018.04.021. Источник: <https://arxiv.org/pdf/1801.05412.pdf>
31. Нагорнов О.В. Вейвлет-анализ в примерах / О.В. Нагорнов, В.Г. Никитаев, В.М. Простокишин, С.А. Тюфлин, А.Н. Проничев, Т.И. Бухарова, К.С. Чистов, Р.З. Кашафутдинов, В.А. Хоркин // М.: НИЯУ МИФИ, 2010. – 120 с.
 32. Дьяконов, В.П. Вейвлеты. От теории к практике / В.П. Дьяконов // М.: СОЛОН-Р – 2002 – С. 448.
 33. Астафьева, Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения / Н.М. Астафьева // УФН – 1996 – Т. 166, № 11 – С. 1145 – 1170.
 34. Витязев, В.В. Вейвлет-анализ временных рядов / Витязев В.В. // Учебное пособие – СПб.: Изд. СПбГУ – 2001 – С. 58.
 35. Torrence C.A. Practical Guide to Wavelet Analysis / C.A. Torrence, G.P. Compo // Bull. Amer. Meteor. Soc. – 1998 – Pp. 61–78.
 36. Chen D, Wan S, Xiang J, Bao FS. A high-performance seizure detection algorithm based on Discrete Wavelet Transform (DWT) and EEG. PLoS One. 2017;12(3):e0173138. Published 2017 Mar 9. doi:10.1371/ journal.pone.0173138