

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна ретинографічна система діагностики
стану сітківки ока

Виконав: студент 4 курсу, групи РБ-41
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Бартосевич М.С.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент Дедів І.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 31 » грудня 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Бартосевичу Максиму Степановичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна ретинографічна система діагностики стану сітківки ока

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 31 » грудня 2025 року № 4/7-1168.

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи функціональні можливості комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану сітківки ока: завантаження даних; кореляційна, спектральна, спектрально-кореляційна та статистична обробка; візуалізації даних обробки; дані ЕРГ-сигналів

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

1) Актуальність, мета та задачі кваліфікаційної роботи

2) Існуючі комп'ютерні ретинографічні системи діагностики стану сітківки ока

3) Технічне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану сітківки ока

4) Математичне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану сітківки ока (математична модель)

4) Математичне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану сітківки ока (методи обробки)

6) Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану

7) Проектування та тестування ПЗ комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна ретинографічна система діагностики стану сітківки ока». Кваліфікаційна робота бакалавра // Бартосевич Максим Степанович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 // с. – 117, рис. – 60, табл. – 0, бібліогр. – 16, додат. – 2.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА РЕТИНОГРАФІЧНА СИСТЕМА, ЕЛЕКТРОРЕТИНОГРАФІЯ, ЕРГ-СИГНАЛ, ДІАГНОСТИКА СІТКІВКИ ОКА, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, ЦИФРОВА ОБРОБКА СИГНАЛІВ, MATLAB, APP DESIGNER.

У кваліфікаційній роботі розроблено комп'ютерну ретинографічну систему діагностики стану сітківки ока для реєстрації, обробки та аналізу ЕРГ-сигналів. Проведено аналіз методів електроретинографії, існуючих ретинографічних систем та підходів до обробки ЕРГ-сигналів. Проаналізовано структуру технічної складової комп'ютерної електроретинографічної системи та її основні компоненти. Проаналізовано дані ЕРГ-сигналів з відкритої бази даних.

Створено математичну модель ЕРГ-сигналу та алгоритмічне забезпечення статистичної, спектральної, кореляційної і спектрально-кореляційної обробки даних. Програмне забезпечення реалізовано у середовищі MATLAB із використанням App Designer. Розроблений графічний інтерфейс забезпечує завантаження сигналів, налаштування параметрів обробки, вибір методів обробки та візуалізацію результатів.

Проведене тестування на ЕРГ-сигналах нормального та патологічного станів сітківки ока підтвердило працездатність системи та можливість ефективного виявлення діагностично значущих змін функціонального стану сітківки.

ANNOTATION

Theme of the qualification work: «Computer Retinographic System for Diagnosing Retinal Conditions» Bachelor's qualification work // Bartosevych Maksym // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2026 // p. – 117, fig. – 60, tab. – 0, bibliography – 16, append. – 2.

Key words: COMPUTER RETINOGRAPHIC SYSTEM, ELECTRORETINOGRAPHY, ELECTRORETINOGRAM (ERG) SIGNAL, RETINAL DISEASE DIAGNOSIS, MATHEMATICAL MODEL, SIGNAL PROCESSING ALGORITHMS, DIGITAL SIGNAL PROCESSING, MATLAB, APP DESIGNER.

The qualification work develops a computer retinographic system for retinal condition diagnosis intended for the acquisition, processing, and analysis of electroretinographic (ERG) signals. An analysis of electroretinography methods, existing retinographic systems, and approaches to ERG signal processing was carried out. The structure of the hardware component of a computer electroretinographic system and its main components were analyzed. ERG signal data obtained from an open-access database were also investigated.

A mathematical model of the ERG signal and algorithmic support for statistical, spectral, correlation, and spectral-correlation data processing were developed. The software was implemented in the MATLAB environment using App Designer. The developed graphical user interface provides signal loading, processing parameter configuration, selection of processing methods, and visualization of the obtained results.

Testing performed on ERG signals corresponding to normal and pathological retinal conditions confirmed the operability of the developed system and its capability to effectively identify diagnostically significant changes in the functional state of the retina.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1 Аналіз існуючих підходів до розв’язання задачі.....	10
1.1.1 Електроретинографічний сигнал як показник стану сітківки ока.....	10
1.1.2 Порівняльний аналіз сучасних ретинографічних систем.....	13
1.2 Обґрунтування актуальності роботи.....	18
1.3 Підходи та засоби вирішення поставленої задачі.....	19
1.3.1 Обґрунтування необхідності розробки апаратного забезпечення.....	19
1.3.2 Обґрунтування необхідності математичної моделі.....	20
1.3.3 Необхідність розробки методів обробки електроретинографічних сигналів.....	21
1.3.4 Необхідність побудови алгоритмічного забезпечення.....	23
1.3.5 Необхідність реалізації програмного забезпечення системи в Matlab.....	24
1.4 Висновки до розділу 1.....	25
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	27
2.1 Технічна складова комп’ютерної ретинографічної системи.....	27
2.2 Розробка математичного забезпечення комп’ютерної ретинографічної системи.....	35
2.2.1 Математична модель ЕРГ-сигналу.....	35
2.2.2 Методи обробки ЕРГ-сигналу.....	41
2.3 Алгоритмічне забезпечення комп’ютерної ретинографічної системи.....	46
2.4 Програмне забезпечення комп’ютерної ретинографічної системи.....	54
2.4.1 Завантаження ЕРГ-сигналів.....	55
2.4.2 Попередня обробка ЕРГ-сигналів.....	56
2.4.3 Статистична обробка сигналів.....	57

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата				
Розроб.		Бартосевич М.			Комп’ютерна ретинографічна система діагностики стану сітківки ока Пояснювальна записка	Лім.	Арк.	Архивів
Перевір.		Хвостівський М.					6	117
Рецензент		Дедів І.Ю.				ТНТУ, ФПТ, каф. БТ		
Н. Контр.		Хвостівський М.				гр. РБ-41		
Затверд.		Яворська Є.Б.						

2.4.4 Візуалізація повторних реєстрацій.....	59
2.4.5 Реалізація спектральної обробки.....	60
2.4.6 Реалізація кореляційної обробки.....	63
2.4.7 Реалізація взаємкореляції.....	64
2.4.8 Реалізація спектрально-кореляційної обробки.....	65
2.4.9 Виділення діагностичних параметрів.....	66
2.4.10 Збереження результатів обробки.....	67
2.5 Програмне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи з графічним інтерфейсом.....	68
2.6 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи.....	74
2.7 Висновки до розділу 2.....	83
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	85
3.1 Вибір та обґрунтування програмного середовища реалізації комп'ютерної системи.....	85
3.2 Організація медико-біологічного експерименту.....	87
3.3 Висновки до розділу 3.....	92
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	94
4.1 Безпека життєдіяльності.....	94
4.2 Основи охорони праці.....	98
4.3 Висновки до розділу 4.....	101
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	103
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	105
ДОДАТОК А. Лістинг програмного забезпечення моделювання ЕРГ-сигналу.....	107
ДОДАТОК Б. Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи з графічним інтерфейсом.....	109

ВСТУП

Зір є одним із найважливіших органів чуття людини, що забезпечує отримання більшої частини інформації про навколишній світ. Порушення функціонування органу зору, зокрема сітківки ока, призводить до значного зниження якості життя людини та може стати причиною часткової або повної втрати зору. У сучасних умовах спостерігається зростання кількості офтальмологічних захворювань, таких як діабетична ретинопатія, глаукома, вікова макулярна дегенерація та спадкові патології сітківки, що обумовлює необхідність удосконалення методів їх ранньої діагностики.

Одним із ефективних методів дослідження функціонального стану сітківки ока є електроретинографія, яка дозволяє реєструвати біоелектричні сигнали, що виникають у відповідь на світлову стимуляцію. На відміну від методів візуалізації, електроретинографія дає можливість оцінити саме функціональний стан різних шарів сітківки, що є особливо важливим для виявлення патологічних змін на ранніх стадіях їх розвитку.

Сучасні електроретинографічні системи забезпечують високоточну реєстрацію сигналів, однак мають ряд недоліків, серед яких можна виділити високу вартість обладнання, складність експлуатації та обмежені можливості автоматизованого аналізу отриманих даних. Крім того, електроретинографічний сигнал є низькоамплітудним і зашумленим, що ускладнює його обробку та інтерпретацію.

Розвиток комп'ютерних технологій, методів цифрової обробки сигналів та алгоритмів аналізу даних створює передумови для розробки ефективних комп'ютеризованих систем діагностики. Використання таких систем дозволяє автоматизувати процес обробки електроретинографічних сигналів, підвищити точність визначення їх параметрів та зменшити вплив суб'єктивного фактору при постановці діагнозу.

У зв'язку з цим актуальним є створення комп'ютерної електроретинографічної системи, яка поєднує апаратні засоби реєстрації

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

сигналу, математичні методи його опису, алгоритми обробки та програмне забезпечення для аналізу результатів.

Метою даної роботи є розробка комп'ютерної електроретинографічної системи для діагностики стану сітківки ока, яка забезпечує реєстрацію, обробку та аналіз електроретинографічних сигналів.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

- провести аналіз існуючих методів та систем електроретинографії;
- обґрунтувати необхідність створення апаратного, математичного та програмного забезпечення;
- розробити математичну модель ЕРГ-сигналу;
- розробити методи обробки та аналізу сигналу ЕРГ-сигналу;
- розробити алгоритмічне забезпечення обробки та аналізу сигналу ЕРГ-сигналу;
- реалізувати програмне забезпечення для обробки ЕРГ-сигналу у середовищі MATLAB;
- провести тестування розробленої системи.

Об'єктом дослідження є процес обробки електроретинографічних сигналів.

Предметом дослідження є методи та засоби обробки ЕРГ-сигналу для діагностики стану сітківки ока.

Практичне значення роботи полягає у можливості створення ефективної комп'ютерної системи, яка може бути використана для автоматизованої діагностики стану сітківки ока, що сприятиме підвищенню точності та доступності офтальмологічних досліджень.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання

1.1.1 Електроретинографічний сигнал як показник стану сітківки ока

Електроретинографія (ЕРГ) є одним із ключових методів функціональної діагностики органу зору, що дозволяє об'єктивно оцінити стан сітківки ока на основі реєстрації її біоелектричної активності у відповідь на світлову стимуляцію. Даний метод базується на вимірюванні сумарного електричного сигналу, який генерується різними клітинними структурами сітківки при дії світлового подразника.

Сітківка ока є складною багат шаровою нейросенсорною тканиною, до складу якої входять фоторецептори (паличкові та колбочкові клітини), біполярні, горизонтальні, амакринові та гангліозні клітини (рис.1.1).

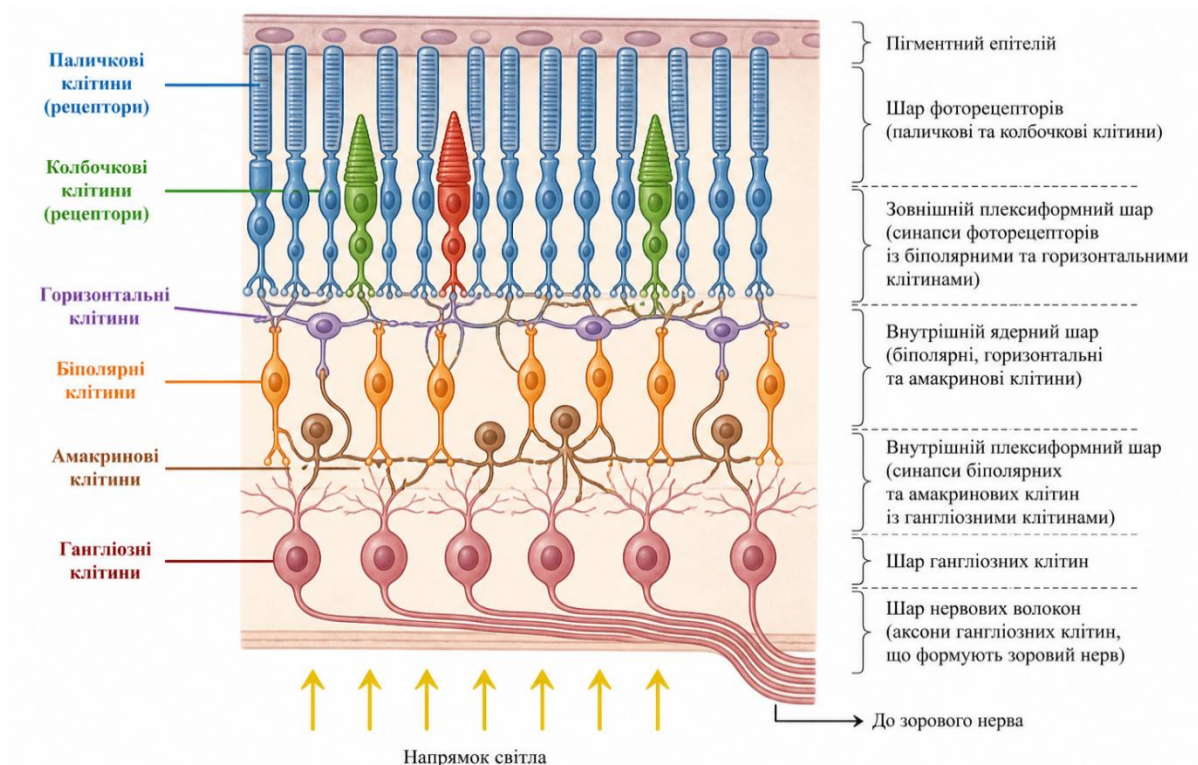


Рисунок 1.1 – Структурна організація сітківки ока та основні типи клітин

Кожен із цих типів клітин відіграє певну роль у формуванні ЕРГ-сигналу. При попаданні світла на сітківку відбувається фотохімічна реакція у фоторецепторах, що призводить до зміни мембранного потенціалу та формування електричних імпульсів, які передаються далі по зоровому шляху.

ЕРГ-сигнал являє собою часову залежність електричного потенціалу (рис.1.2), що реєструється з поверхні ока за допомогою спеціальних електродів.

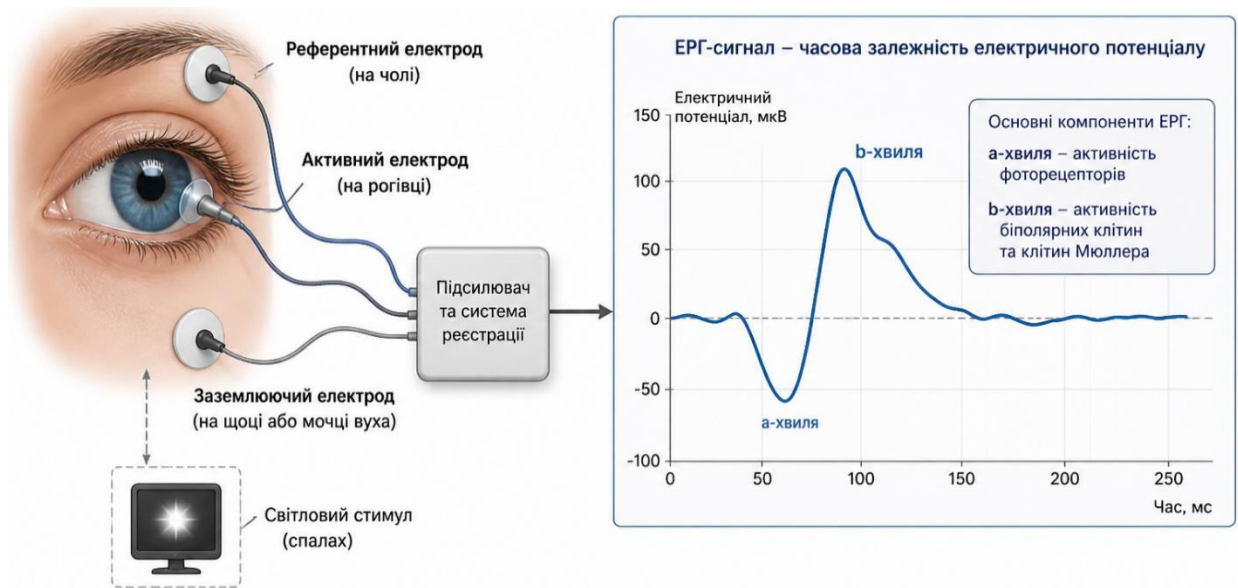


Рисунок 1.2 – Схема реєстрації електроретинографічного (ЕРГ) сигналу та його часові характеристики

Типова форма електроретинограми містить кілька характерних компонентів, серед яких основними є а-хвиля та б-хвиля (рис.1.2). а-хвиля є негативним відхиленням сигналу та відображає переважно активність фоторецепторів, тоді як б-хвиля є позитивним піком і пов'язана з функціонуванням біполярних та клітин Мюллера. Додатково можуть спостерігатися інші компоненти, такі як с-хвиля, що відображає процеси в пігментному епітелії, а також осциляційні потенціали, пов'язані з активністю внутрішніх шарів сітківки.

Перевагою електроретинографії є її об'єктивність, оскільки результати не залежать від суб'єктивних відчуттів пацієнта, на відміну від, наприклад, периметрії. Крім того, метод є неінвазивним та відносно безпечним, що дозволяє використовувати його як у клінічній практиці, так і в наукових дослідженнях. Водночас, слід враховувати, що ЕРГ-сигнал має низьку амплітуду та піддається впливу шумів, що ускладнює його реєстрацію та аналіз.

У зв'язку з цим актуальним є застосування сучасних методів цифрової/комп'ютерної обробки сигналів для підвищення якості аналізу електроретинографічних даних. Використання фільтрації, спектрального аналізу, вейвлет-перетворень та методів машинного навчання дозволяє більш точно виділяти інформативні ознаки сигналу та автоматизувати процес діагностики.

Таким чином, ЕРГ-сигнал є важливим інформативним показником функціонального стану сітківки ока. Його дослідження дозволяє отримати цінну діагностичну інформацію про стан різних структур сітківки, що робить електроретинографію ефективним інструментом у сучасній офтальмології та основою для створення комп'ютеризованих систем діагностики.

1.1.2 Порівняльний аналіз сучасних ретинографічних систем

Сучасні електроретинографічні системи призначені для високоточного вимірювання біоелектричної активності сітківки ока у відповідь на світлову стимуляцію. Вони забезпечують реєстрацію слабких сигналів у мікрвольтовому діапазоні, що вимагає використання високочутливих електродів, малошумних підсилювачів та спеціалізованого програмного забезпечення для обробки результатів.

Розвиток таких систем відбувається у напрямку підвищення точності вимірювань, автоматизації аналізу сигналів та інтеграції з медичними інформаційними системами. Для детального аналізу розглянемо найбільш поширені рішення, які використовуються в клінічній практиці.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

Однією з найбільш функціональних систем є платформа Diagnosys Espion E3 (рис.1.4) [9], яка широко застосовується у клініках та наукових лабораторіях для проведення різних типів електроретинографічних досліджень.



Рисунок 1.4 – Загальний вигляд електроретинографічної системи Diagnosys Espion E3 та приклад реєстрації сигналу [9]

Дана система включає джерело світлової стимуляції (Ganzfeld-купол), електроди для зчитування сигналу з поверхні ока, підсилювальний модуль та комп'ютер із програмним забезпеченням. Програмна частина забезпечує візуалізацію електроретинограми в реальному часі, автоматичне визначення основних параметрів сигналу (амплітуди та латентності а- і b-хвиль), а також порівняння результатів із нормативними значеннями.

Завдяки високій точності та відповідності міжнародним стандартам (ISCEV), ця система використовується як еталон у клінічній діагностиці. Водночас її недоліками є висока вартість та складність налаштування.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		14

Іншим поширеним рішенням є система Roland Consult RETIsan (RETport) (рис.1.5) [11], яка орієнтована як на клінічне застосування, так і на проведення наукових досліджень.



Рисунок 1.5 – Електроретинографічна система Roland Consult RETIsan та інтерфейс програмного забезпечення [11]

Система характеризується модульною структурою, що дозволяє адаптувати її до різних типів досліджень. Програмне забезпечення RETIsan забезпечує гнучкі можливості обробки сигналів, включаючи фільтрацію, спектральний аналіз та побудову звітів.

Особливістю даної системи є можливість детального аналізу слабких електроретинографічних сигналів, що робить її придатною для досліджень



Рисунок 1.7 – Система електроретинографії LKC Technologies UTAS [12]

Дана система характеризується надійністю та відносною простотою експлуатації. Вона забезпечує реєстрацію основних компонентів ЕРГ-сигналу та їх базовий аналіз. Програмне забезпечення дозволяє здійснювати фільтрацію сигналів, збереження результатів та їх подальший перегляд.

Недоліком системи є менш розвинений інтерфейс та обмежені можливості автоматизації обробки порівняно з більш сучасними аналогами.

Таким чином, проведений аналіз показує, що сучасні електроретинографічні системи мають подібну структурну організацію, яка включає джерело світлової стимуляції, систему реєстрації сигналів, підсилювальний тракт та програмне забезпечення для обробки даних. Основні відмінності між ними полягають у рівні автоматизації аналізу, точності вимірювань, гнучкості налаштувань та вартості.

Незважаючи на значний рівень розвитку, існуючі системи мають ряд обмежень, серед яких можна виділити складність використання, високу вартість та недостатню адаптацію до автоматизованих методів діагностики. Це обумовлює актуальність розробки нових комп'ютерних систем, які забезпечуватимуть більш ефективну обробку електроретинографічних сигналів та спрощення процесу діагностики.

									Арк.
									17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					

1.2 Актуальність виконання роботи

Захворювання органу зору, зокрема патології сітківки ока, залишаються однією з провідних причин зниження зору та сліпоти у світі. До найбільш поширених належать діабетична ретинопатія, глаукома, вікова макулярна дегенерація та спадкові дегенеративні захворювання сітківки. Багато з цих патологій характеризуються поступовим і часто безсимптомним перебігом на ранніх стадіях, що значно ускладнює їх своєчасну діагностику та лікування.

У зв'язку з цим особливого значення набувають методи функціональної діагностики, які дозволяють виявляти порушення роботи сітківки ще до появи виражених морфологічних змін. Одним із таких методів є електроретинографія, що дає змогу оцінити біоелектричну активність різних шарів сітківки у відповідь на світлову стимуляцію. На відміну від методів візуалізації, електроретинографія дозволяє отримати об'єктивну інформацію про функціональний стан фоторецепторів, біполярних клітин та інших елементів зорової системи.

Незважаючи на значні переваги, сучасні електроретинографічні системи мають ряд недоліків. До них належать висока вартість обладнання, складність налаштування та експлуатації, а також залежність результатів від кваліфікації медичного персоналу. Крім того, аналіз електроретинографічних сигналів часто виконується частково вручну або із використанням обмежених автоматизованих засобів, що знижує швидкість обробки даних та може призводити до суб'єктивності при інтерпретації результатів.

Ще однією важливою проблемою є наявність шумів та артефактів у електроретинографічному сигналі, які обумовлені як фізіологічними особливостями пацієнта, так і зовнішніми впливами. Це ускладнює виділення інформативних компонентів сигналу та потребує застосування ефективних методів цифрової обробки. У зв'язку з цим актуальним є використання сучасних алгоритмів фільтрації, спектрального аналізу та методів машинного навчання для підвищення точності діагностики.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						18
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розвиток комп'ютерних технологій, зокрема засобів обробки сигналів та штучного інтелекту, відкриває нові можливості для створення автоматизованих систем аналізу електроретинографічних даних. Такі системи здатні забезпечити об'єктивну оцінку стану сітківки, зменшити вплив людського фактору та підвищити швидкість і точність діагностики. Крім того, впровадження комп'ютеризованих рішень сприяє розширенню можливостей дистанційної медицини та моніторингу стану пацієнтів.

Таким чином, актуальність даної роботи обумовлена необхідністю розробки сучасної комп'ютерної електроретинографічної системи, яка забезпечуватиме ефективну реєстрацію, обробку та аналіз ЕРГ-сигналів. Реалізація такої системи дозволить підвищити достовірність діагностики захворювань сітківки ока, зменшити вплив суб'єктивних факторів та покращити якість медичного обслуговування.

1.3 Підходи та засоби вирішення поставленої задачі

1.3.1 Обґрунтування необхідності розробки апаратного забезпечення

Для реалізації комп'ютерної електроретинографічної системи необхідним є створення апаратного забезпечення, яке забезпечує реєстрацію біоелектричного сигналу сітківки ока.

Апаратне забезпечення повинно:

- забезпечувати надійне зчитування ЕРГ-сигналу за допомогою електродів;
- здійснювати підсилення слабкого біоелектричного сигналу без значних спотворень;
- виконувати первинну фільтрацію сигналу з метою зменшення впливу шумів та артефактів;
- забезпечувати перетворення аналогового сигналу у цифрову форму для подальшої обробки;

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		19

– узгоджувати роботу системи реєстрації сигналу з джерелом світлової стимуляції.

ЕРГ-сигнал має дуже малу амплітуду та піддається впливу зовнішніх і внутрішніх завад. Тому без спеціалізованого апаратного забезпечення неможливо отримати достовірний сигнал, придатний для подальшого аналізу. Використання стандартних пристроїв без відповідної адаптації не дозволяє забезпечити необхідну точність вимірювань.

Крім того, апаратна частина є основою всієї системи, оскільки саме на цьому етапі формується первинний сигнал, від якості якого залежить ефективність математичної та програмної обробки. Недостатня якість апаратної реалізації призводить до втрати інформативних компонентів сигналу та ускладнює процес діагностики.

Також необхідність розробки апаратного забезпечення обумовлена потребою узгодження всіх компонентів системи – електродів, підсилювача, фільтрів та аналого-цифрового перетворювача – в єдину функціональну структуру, яка забезпечує стабільну та безпечну роботу системи.

Причина необхідності: без створення спеціалізованого апаратного забезпечення неможливо забезпечити якісну реєстрацію ЕРГ-сигналу, що є критичною умовою для подальшої обробки та достовірної діагностики стану сітківки ока.

1.3.2 Обґрунтування необхідності математичної моделі

Для ефективного функціонування комп'ютерної електроретинографічної системи необхідним є створення математичної моделі, яка описує процес формування, реєстрації та обробки ЕРГ-сигналу.

Математична модель повинна:

- відображати процес перетворення світлового стимулу у біоелектричний сигнал сітківки ока;
- враховувати особливості формування основних компонентів ЕРГ-сигналу (а-хвиля, b-хвиля, осциляційні потенціали);

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- описувати вплив шумів та артефактів на зареєстрований сигнал;
- дозволяти представити сигнал у зручному вигляді для подальшої обробки та аналізу.

ЕРГ-сигнал є складним біомедичним сигналом із низькою амплітудою та значною варіативністю. Його характеристики залежать від фізіологічного стану сітківки, параметрів стимуляції та умов реєстрації. Без використання математичної моделі неможливо однозначно визначити інформативні параметри сигналу та встановити зв'язок між його характеристиками і станом органу зору.

Математична модель також є необхідною для розробки методів обробки сигналу, оскільки вона визначає структуру даних та дозволяє обґрунтувати вибір алгоритмів фільтрації, аналізу та виділення ознак. На її основі здійснюється перехід від сирого сигналу до набору параметрів, придатних для подальшої класифікації та діагностики.

Крім того, наявність математичної моделі дає можливість виконувати комп'ютерне моделювання роботи системи, що дозволяє оцінити її ефективність, дослідити вплив різних факторів та оптимізувати параметри ще на етапі проектування.

Причина необхідності: без створення математичної моделі неможливо забезпечити коректний аналіз ЕРГ-сигналу, обґрунтувати вибір методів обробки та реалізувати ефективне алгоритмічне і програмне забезпечення системи.

1.3.3 Необхідність розробки методів обробки електроретинографічних сигналів

Для забезпечення ефективного функціонування комп'ютерної електроретинографічної системи необхідним є створення методів обробки ЕРГ-сигналу.

Методи обробки сигналу повинні:

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- виділяти основні компоненти ЕРГ-сигналу (а-хвиля, b-хвиля, осциляційні потенціали);
- здійснювати аналіз часових характеристик сигналу;
- визначати інформативні параметри, необхідні для діагностики;
- підготовлювати сигнал для подальшої алгоритмічної обробки та класифікації.

ЕРГ-сигнал є низькоамплітудним та зашумленим, що ускладнює його безпосередній аналіз. На сигнал впливають зовнішні електромагнітні завади, фізіологічні рухи пацієнта, а також особливості апаратної частини системи. У зв'язку з цим сирий сигнал не може бути використаний без попередньої обробки.

Необхідність створення методів обробки обумовлена потребою виділення корисної інформації із загального сигналу. Без застосування відповідних методів неможливо точно визначити параметри електроретинограми, які мають діагностичне значення.

Крім того, методи обробки дозволяють зменшити вплив шумів, підвищити співвідношення сигнал/шум та забезпечити стабільність результатів аналізу. Це є важливою умовою для отримання достовірної інформації про стан сітківки ока.

Також обробка сигналу є необхідною передумовою для подальшого використання алгоритмів класифікації та автоматичної діагностики, оскільки саме на цьому етапі формується набір ознак, які характеризують електроретинографічний сигнал.

Причина необхідності: без створення ефективних методів обробки ЕРГ-сигналу неможливо виділити інформативні характеристики сигналу, що унеможлиблює подальший аналіз та достовірну діагностику стану сітківки ока.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3.4 Необхідність побудови алгоритмічного забезпечення

Для реалізації комп'ютерної електроретинографічної системи необхідним є створення алгоритмічного забезпечення, яке забезпечує автоматизований аналіз ЕРГ-сигналу.

Алгоритмічне забезпечення повинно:

- забезпечувати автоматичне визначення параметрів електроретинограми (амплітуда, латентність);
- виконувати виділення характерних компонентів сигналу;
- здійснювати аналіз отриманих ознак;
- забезпечувати класифікацію стану сітківки ока;
- формувати результати, придатні для подальшої інтерпретації.

Після етапу обробки сигналу формується набір параметрів, які характеризують електроретинографічний сигнал. Однак без відповідних алгоритмів ці параметри не можуть бути використані для прийняття діагностичних рішень. Саме алгоритмічне забезпечення забезпечує перетворення числових даних у змістовну інформацію про стан сітківки ока.

Необхідність створення алгоритмічного забезпечення обумовлена потребою автоматизації процесу аналізу. Ручна обробка та інтерпретація сигналів є складною, потребує високої кваліфікації спеціаліста та може призводити до суб'єктивності результатів. Використання алгоритмів дозволяє зменшити вплив людського фактору та підвищити точність діагностики.

Крім того, алгоритмічне забезпечення забезпечує можливість обробки великої кількості даних за короткий час, що є важливим для сучасних медичних систем. Це дозволяє використовувати систему не лише для індивідуальної діагностики, але й для масових обстежень та скринінгу.

Також алгоритми є основою для реалізації інтелектуальних методів аналізу, зокрема методів машинного навчання, які дозволяють виявляти приховані закономірності у даних та підвищувати ефективність діагностики.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Причина необхідності: без створення алгоритмічного забезпечення неможливо забезпечити автоматизований аналіз ЕРГ-сигналу та прийняття обґрунтованих діагностичних рішень.

1.3.5 Необхідність реалізації програмного забезпечення системи в Matlab

Для повноцінної реалізації комп'ютерної електроретинографічної системи необхідним є створення програмного забезпечення, яке забезпечує обробку, аналіз та візуалізацію ЕРГ-сигналу.

Програмне забезпечення повинно:

- забезпечувати введення та збереження ЕРГ-сигналів;
- реалізовувати методи обробки сигналу;
- виконувати алгоритмічний аналіз та визначення параметрів сигналу;
- забезпечувати візуалізацію результатів у вигляді графіків та характеристик;
- формувати звіти, придатні для подальшої інтерпретації.

Необхідність створення програмного забезпечення обумовлена тим, що всі етапи обробки та аналізу сигналу повинні бути об'єднані в єдину функціональну систему. Без програмної реалізації неможливо забезпечити взаємодію між апаратною частиною, математичною моделлю та алгоритмічним забезпеченням.

Вибір середовища MATLAB пояснюється наявністю широкого набору інструментів для обробки сигналів, математичного моделювання та аналізу даних. Дане середовище дозволяє ефективно реалізовувати алгоритми обробки ЕРГ-сигналів, виконувати їх візуалізацію та проводити дослідження параметрів сигналу.

Крім того, MATLAB забезпечує можливість швидкого прототипування та тестування алгоритмів, що є важливим на етапі розробки системи.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		24

Використання вбудованих бібліотек дозволяє значно скоротити час розробки та підвищити надійність програмної реалізації.

Також програмне забезпечення є необхідним для автоматизації процесу діагностики, оскільки воно забезпечує швидке отримання результатів та зменшує вплив людського фактору. Наявність зручного інтерфейсу користувача дозволяє спростити роботу з системою та підвищити її ефективність у практичному застосуванні.

Причина необхідності: без створення програмного забезпечення неможливо реалізувати взаємодію всіх компонентів системи, забезпечити обробку ЕРГ-сигналу та отримати результати, придатні для діагностики стану сітківки ока.

1.4 Висновки до розділу 1

У результаті виконання аналітичної частини було розглянуто особливості ЕРГ-сигналу як інформативного показника стану сітківки ока. Встановлено, що ЕРГ дозволяє об'єктивно оцінити функціональний стан різних шарів сітківки та виявляти патологічні зміни на ранніх стадіях їх розвитку.

Проведений порівняльний аналіз сучасних електроретинографічних систем показав, що вони мають подібну структурну організацію, яка включає засоби світлової стимуляції, систему реєстрації сигналу, підсилювальний тракт та програмне забезпечення для обробки даних. Водночас існуючі системи характеризуються високою вартістю, складністю експлуатації та обмеженими можливостями автоматизованого аналізу.

Обґрунтовано актуальність розробки комп'ютерної електроретинографічної системи, що пов'язано з необхідністю підвищення точності діагностики, зменшення впливу шумів та автоматизації процесу аналізу сигналів.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Визначено основні підходи до вирішення поставленої задачі, які передбачають комплексне використання апаратного, математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення.

Аналіз показав, що створення апаратної частини є необхідним для забезпечення якісної реєстрації слабкого ЕРГ-сигналу та його первинної обробки.

Обґрунтовано необхідність формування математичної моделі системи, яка дозволяє формалізувати процеси генерації та обробки сигналу, а також забезпечує основу для розробки методів аналізу.

Встановлено, що розробка методів обробки сигналу є критично важливою для виділення інформативних компонентів ЕРГ-сигналу та підвищення співвідношення сигнал/шум.

Показано, що алгоритмічне забезпечення дозволяє автоматизувати процес аналізу сигналу, здійснювати визначення його параметрів та реалізувати процедури класифікації стану сітківки ока.

Доведено, що реалізація програмного забезпечення в середовищі MATLAB забезпечує інтеграцію всіх етапів обробки, аналізу та візуалізації сигналу в єдину систему, що підвищує ефективність її використання.

Таким чином, результати аналітичного розділу підтверджують доцільність та необхідність розробки комп'ютерної електроретинографічної системи для діагностики стану сітківки ока, що є основою для подальшого проектування системи у наступному розділі.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2 ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічна складова комп'ютерної ретинографічної системи

Технічна складова комп'ютерної електроретинографічної системи визначає процес отримання, реєстрації та представлення ЕРГ-сигналу для подальшої обробки. Апаратна частина системи безпосередньо не розробляється, оскільки в якості джерела даних використовується існуюча електроретинографічна система та сформована нею база даних сигналів.

Для реалізації комп'ютерної системи обробки ЕРГ-сигналів використано клінічну електроретинографічну систему Diagnosys Espion E3, яка є однією з найбільш поширених платформ для проведення електрофізіологічних досліджень органу зору. Дана система відповідає міжнародним стандартам ISCEV та широко застосовується як у клінічній практиці, так і в наукових дослідженнях.



Рисунок 2.1 – Загальний вигляд електроретинографічної системи Diagnosys Espion E3

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		27

Система *Diagnosys Espion E3* призначена для реєстрації біоелектричних сигналів сітківки ока у відповідь на контрольований світловий стимул. Вона підтримує різні режими досліджень, зокрема повно-польову ЕРГ, мультифокальну ЕРГ та патерн-ЕРГ, що дозволяє оцінювати функціональний стан різних ділянок сітківки.

Як показано на рис. 2.1, система складається з таких основних компонентів:

Ganzfeld-стимулятора, який забезпечує рівномірне освітлення сітківки та формує світлові імпульси заданої інтенсивності;

- електродної системи, що здійснює реєстрацію біоелектричних сигналів;
- підсилювального модуля, який підсилює слабкий сигнал;
- аналого-цифрового перетворювача, що забезпечує оцифрування сигналу;
- комп'ютерного модуля, який виконує обробку та збереження даних.

На рис. 2.2 представлено структурну схему електроретинографічної системи, яка відображає основні етапи формування, реєстрації та обробки ЕРГ-сигналу.

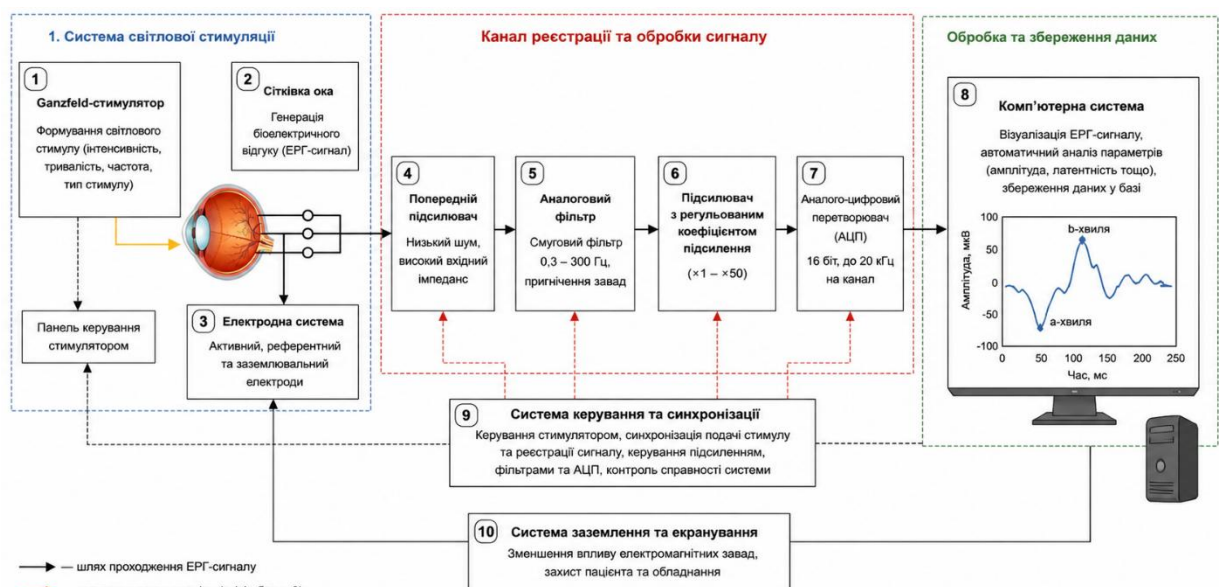


Рисунок 2.2 – Структурна схема ретинографічної системи

Робота системи починається з блоку (1) – Ganzfeld-стимулятора, який входить до складу системи світлової стимуляції. Даний блок формує світлові імпульси із заданими параметрами (інтенсивність, тривалість, частота та тип стимулу), що подаються на сітківку ока. Управління параметрами стимуляції здійснюється через панель керування, що дозволяє адаптувати умови дослідження.

Світловий стимул впливає на блок (2) – сітківку ока, яка виконує функцію біологічного перетворювача. У результаті фотохімічних процесів у фоторецепторах та інших клітинних структурах сітківки виникає біоелектричний сигнал – ЕРГ-сигнал. Амплітуда цього сигналу є дуже малою, що потребує його високочутливої реєстрації.

Зняття електричного сигналу здійснюється за допомогою блоку (3) – електродної системи, яка включає активний, референтний та заземлювальний електроди. Активний електрод розміщується поблизу рогівки або на нижній повіці, референтний – у скроневій ділянці або на лобі, а заземлювальний – на нейтральній ділянці тіла. Диференційна схема підключення дозволяє ефективно пригнічувати синфазні завади.

Отриманий сигнал надходить до блоку (4) – попереднього підсилювача, який здійснює первинне підсилення сигналу. Цей блок має високий вхідний опір і низький рівень власних шумів, що забезпечує мінімальні спотворення та збереження форми сигналу.

Після первинного підсилення сигнал обробляється у блоці (5) – аналоговому фільтрі, який виконує частотну селекцію сигналу. Зазвичай використовується смуговий фільтр із діапазоном пропускання приблизно 0,3–300 Гц, що дозволяє виділити корисні компоненти сигналу та пригнічувати високочастотні шуми і низькочастотні дрейфи.

Далі сигнал надходить до блоку (6) – підсилювача з регульованим коефіцієнтом підсилення, який дозволяє адаптувати рівень сигналу до оптимального діапазону роботи аналого-цифрового перетворювача.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Регулювання коефіцієнта підсилення дозволяє уникнути перевантаження або втрати інформативності сигналу.

Після цього сигнал подається на блок (7) – АЦП, який виконує дискретизацію сигналу та його перетворення у цифрову форму. Висока розрядність та достатня частота дискретизації забезпечують точне відтворення часових характеристик електроретинограми.

Оцифровані дані передаються до блоку (8) – комп'ютерної системи, яка виконує візуалізацію, аналіз та збереження сигналів. У цьому блоці здійснюється відображення електроретинограми у вигляді графіка, визначення її основних параметрів (амплітуди, латентності), а також збереження результатів у базі даних для подальшого використання.

Координація роботи всіх елементів системи здійснюється за допомогою блоку (9) – системи керування та синхронізації. Цей блок забезпечує синхронізацію моменту подачі світлового стимулу з процесом реєстрації сигналу, а також керує параметрами підсилення, фільтрації та аналого-цифрового перетворення. На схемі це відображено у вигляді керуючих сигналів, що надходять від блоку (9) до блоків (4)–(7), що є технічно правильним, оскільки саме ці блоки потребують налаштування параметрів у процесі роботи.

Для зменшення впливу зовнішніх електромагнітних завад у системі передбачено блок (10) – систему заземлення та екранування, яка забезпечує підвищення якості сигналу та безпечні умови роботи з пацієнтом.

Таким чином, представлена структурна схема (рис. 3.2) відображає повний процес формування та обробки ЕРГ-сигналу – від генерації світлового стимулу до отримання цифрових даних. Взаємодія всіх блоків системи забезпечує високу точність реєстрації сигналу та створює основу для його подальшого аналізу і діагностики стану сітківки ока.

Перед проведенням подальшого аналізу електроретинографічних сигналів було використано дані, отримані з бази електроретинографічної системи

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Diagnosys Espion E3. Сигнали зареєстровані в умовах стандартного протоколу повно-польової електроретинографії відповідно до рекомендацій ISCEV.

Отримані дані представлені у вигляді часових залежностей амплітуди біоелектричного потенціалу сітківки ока. Для дослідження було відібрано сигнали, що відповідають нормальному функціональному стану сітківки, а також сигнали з ознаками патологічних змін. Це дозволяє провести порівняльний аналіз та виявити характерні відмінності між ними.

Перед проведенням аналізу ЕРГ-сигналів було сформовано набір даних, що використовується у подальших дослідженнях. Для цього застосовано відкриті наукові бази ЕРГ-сигналів, зокрема PERG IOBA Dataset, що розміщена на платформі PhysioNet та доступна для завантаження за посиланням: <https://physionet.org/content/perg-ioba-dataset/1.0.0/>.

На рис. 2.3 представлено типовий ЕРГ-сигнал, зареєстрований у нормі.

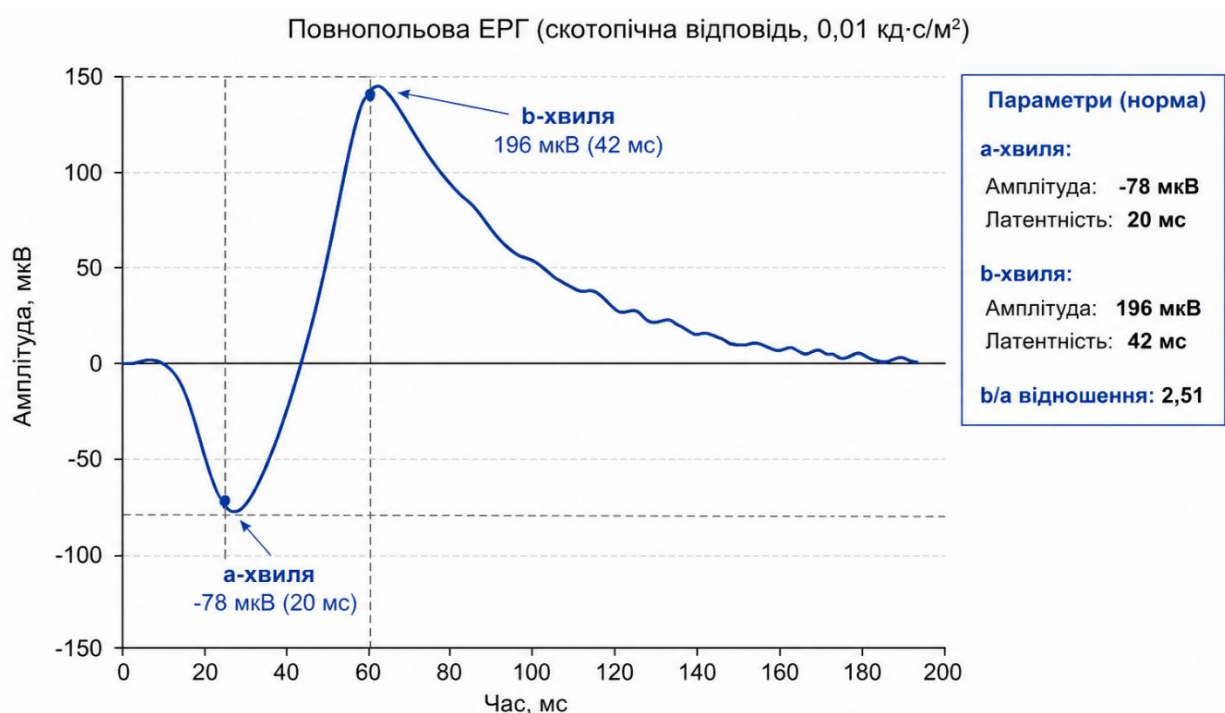
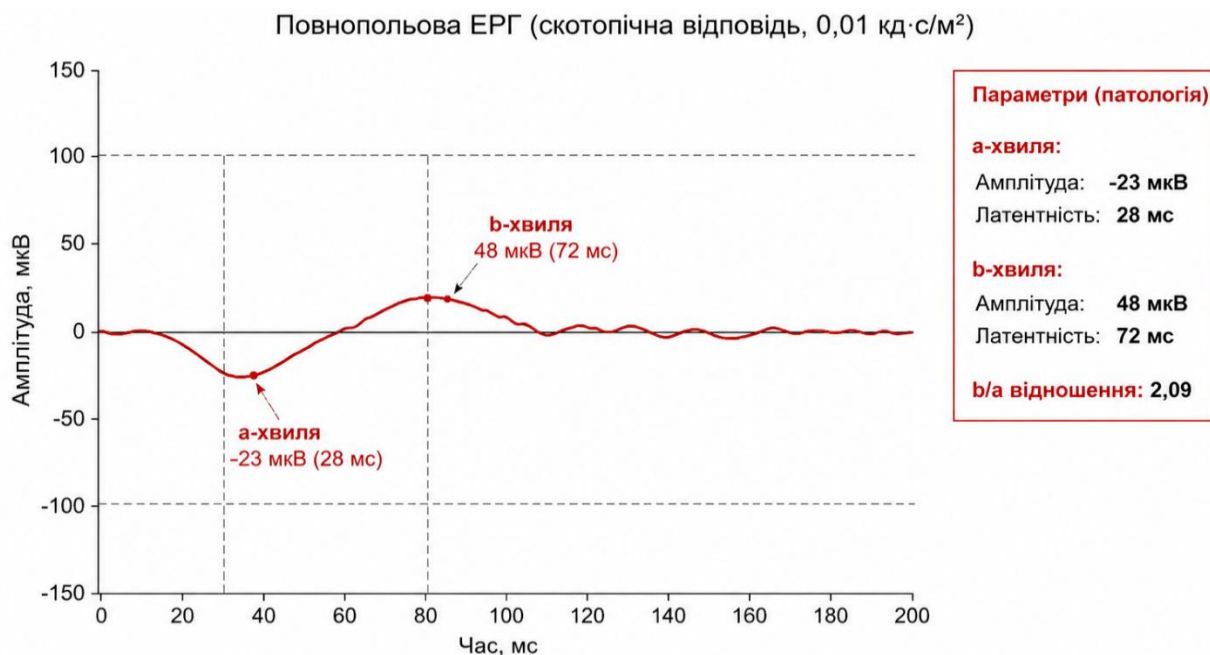


Рисунок 2.3 – Приклад ЕРГ-сигналу в нормі

Як видно з рис. 2.3, сигнал має чітко виражену структуру з характерними компонентами – а-хвилею та б-хвилею. Амплітуда сигналу є достатньо високою,

а латентність відповідає нормативним значенням. Форма кривої є плавною, з чітким переходом між фазами, що свідчить про нормальне функціонування фоторецепторів та біполярних клітин сітківки.

На рис. 2.4 наведено приклад ЕРГ-сигналу, отриманого при патологічних змінах сітківки.



Примітка. Спостерігається зниження амплітуди а- та б-хвиль, подовження латентності та згладжена форма сигналу, що може свідчити про патологічні зміни сітківки.

Рисунок 2.4 – Приклад ЕРГ-сигналу при патології (дифузне ураження сітківки – генералізована дисфункція)

Як показано на рис. 3.5, сигнал характеризується зменшенням амплітуди як а-хвилі, так і б-хвилі, а також збільшенням латентності. Форма сигналу є згладженою, що свідчить про порушення функціональної активності сітківки. Осциляційні потенціали виражені слабо або відсутні, що також є ознакою патологічних змін.

Таким чином, аналіз отриманих ЕРГ-сигналів показує суттєві відмінності між нормальним та патологічним станами, що підтверджує можливість використання цих даних для подальшої діагностики.

Для підвищення достовірності аналізу ЕРГ-сигналів у сучасних ретинографічних системах використовується метод багаторазової реєстрації відповіді сітківки на однаковий світловий стимул. Такий підхід дозволяє зменшити вплив випадкових шумів, артефактів та нестабільності біоелектричної активності ока. Для кожного дослідження виконувалося 10 повторних реєстрацій ЕРГ-сигналу, отриманих із бази даних PERG IOBA Dataset, після чого проводиться статистична обробка реалізацій сигналу.

На рис.2.5 наведено результати 10 повторних реєстрацій ЕРГ-сигналу для нормального стану сітківки ока.

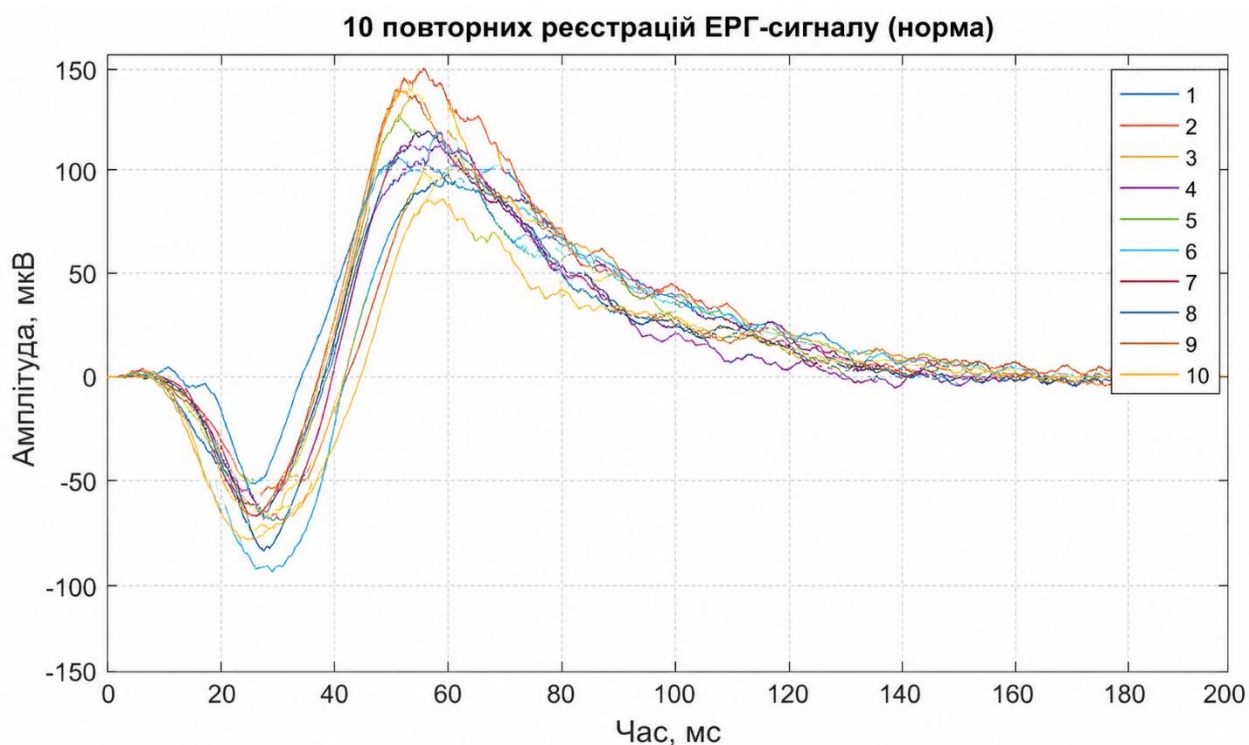


Рисунок 2.5 – 10 повторних реєстрацій ЕРГ-сигналу в нормі

Як видно з рис. 2.5, усі реалізації сигналу мають подібну форму та характерні компоненти ЕРГ-сигналу – негативну а-хвилю та позитивну б-хвилю. Водночас між окремими реалізаціями спостерігаються незначні відмінності амплітуди, латентності та форми сигналу, що обумовлено фізіологічною варіабельністю ЕРГ-відповіді та впливом шумів реєстрації.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Багаторазова реєстрація сигналу дозволяє підвищити співвідношення сигнал/шум шляхом подальшого усереднення реалізацій. У результаті цього зменшується вплив випадкових завад та забезпечується більш точне визначення діагностичних параметрів сигналу.

На рис. 2.6 наведено результати 10 повторних реєстрацій ЕРГ-сигналу при патологічному стані сітківки ока.

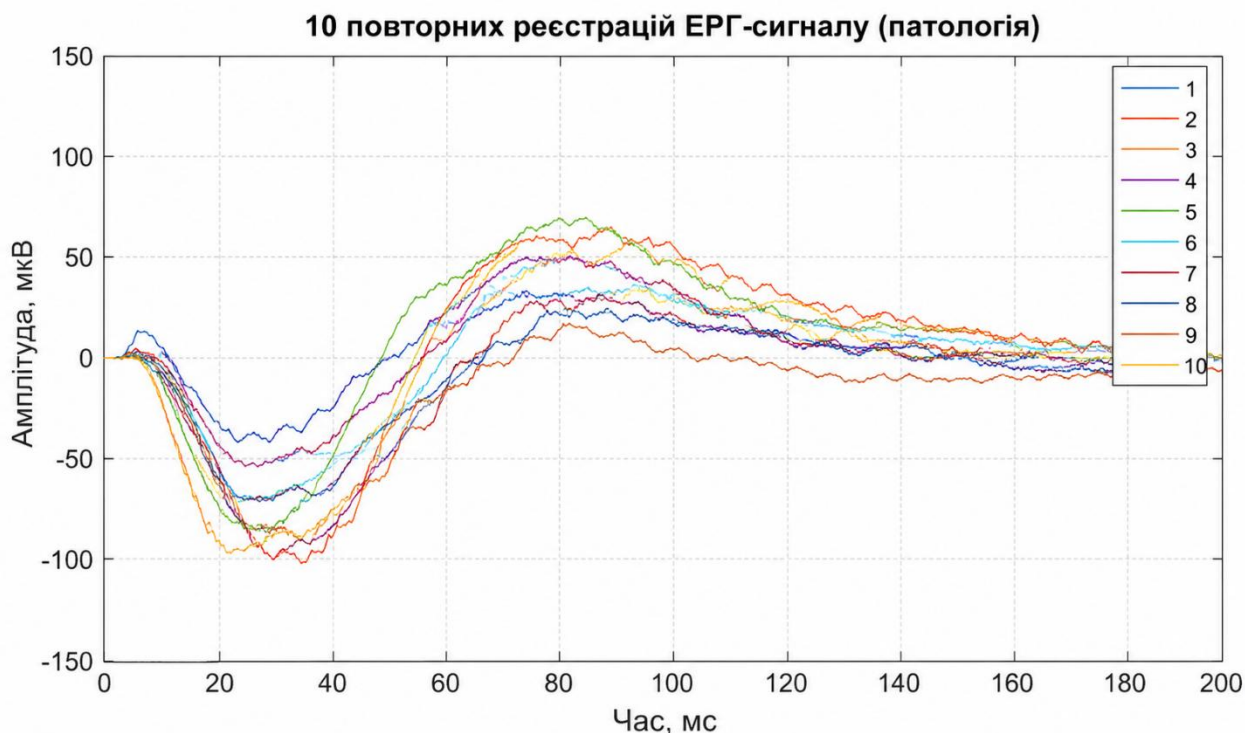


Рисунок 2.6 – 10 повторних реєстрацій ЕРГ-сигналу при патології

З рис. 2.6 видно, що патологічні сигнали характеризуються більшою варіабельністю форми та амплітуди порівняно з нормальними реалізаціями. У більшості сигналів спостерігається зменшення амплітуди b-хвилі, збільшення латентності основних компонентів та підвищений рівень шумів. Такі зміни є характерними для патологічних процесів у сітківці та можуть свідчити про порушення функціонального стану фоторецепторів і внутрішніх шарів сітківки.

Використання багаторазових реєстрацій дозволяє оцінити стабільність ЕРГ-відповіді, визначити статистичні характеристики сигналу та підвищити

достовірність подальшої автоматизованої діагностики. Саме тому метод повторної реєстрації сигналів широко використовується у сучасних комп'ютерних ретинографічних системах.

2.2 Розробка математичного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи

2.2.1 Математична модель ЕРГ-сигналу

ЕРГ-сигнал є складною біоелектричною відповіддю сітківки ока на світлову стимуляцію, яка формується внаслідок сумарної активності різних клітинних структур, зокрема фоторецепторів, біполярних клітин, клітин Мюллера та пігментного епітелію. Для ефективного аналізу, обробки та моделювання такого сигналу необхідно побудувати математичну модель, яка дозволяє формалізувати його основні складові та параметри.

З урахуванням фізіологічних особливостей формування сигналу у даній роботі використовується параметричний підхід, який полягає у представленні ЕРГ-сигналу як суми окремих компонентів.

ЕРГ-сигнал описується як:

$$x(t) = s_a(t) + s_b(t) + s_c(t) + s_d(t) + s_{op}(t) + n(t), \quad (2.1)$$

де $x(t)$ – загальний електроретинографічний сигнал, мкВ;

$s_a(t)$ – а-хвиля;

$s_b(t)$ – б-хвиля;

$s_c(t)$ – с-хвиля;

$s_d(t)$ – d-хвиля;

$s_{op}(t)$ – осциляційні потенціали;

$n(t)$ – шумова складова;

t – час, мс.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		35

Таке представлення базується на принципі суперпозиції, відповідно до якого сумарний сигнал формується як сума окремих фізіологічних компонентів. Це дозволяє незалежно описувати кожну складову сигналу та варіювати її параметри, що є важливим для моделювання різних станів сітківки.

а-хвиля описується виразом:

$$s_a(t) = -A_a \exp\left(-\frac{(t-t_a)^2}{2\sigma_a^2}\right), \quad (2.2)$$

де A_a – амплітуда а-хвилі, мкВ;

t_a – час досягнення мінімуму (латентність), мс;

σ_a – параметр ширини хвилі, мс.

а-хвиля має вигляд локалізованого негативного імпульсу з плавною формою. Гаусова функція забезпечує точне відтворення таких властивостей сигналу, зокрема симетричність та плавність. Негативний знак відображає фізіологічну природу а-хвилі як від'ємного відхилення сигналу.

б-хвиля описується як:

$$s_b(t) = -A_b \exp\left(-\frac{(t-t_b)^2}{2\sigma_b^2}\right), \quad (2.3)$$

де A_b – амплітуда б-хвилі, мкВ;

t_b – час досягнення максимуму, мс;

σ_b – параметр ширини хвилі, мс.

б-хвиля має форму широкого позитивного піка, що виникає після а-хвилі. Використання гаусової функції дозволяє адекватно описати її форму, забезпечуючи при цьому простоту математичного представлення та

можливість прямого зв'язку параметрів із клінічними характеристиками сигналу.

c-хвиля описується виразом:

$$s_c(t) = A_c \exp\left(1 - e^{-\frac{t-t_a}{\tau_c}}\right), \quad (2.4)$$

де A_c – амплітуда c-хвилі, мкВ;

t_c – момент початку формування хвилі, мс;

τ_c – постійна часу процесу, мс.

c-хвиля є повільною складовою сигналу, яка формується внаслідок взаємодії фоторецепторів із пігментним епітелієм. Її характерною особливістю є поступове зростання, що добре описується експоненційною функцією насичення.

d-хвиля описується як:

$$s_d(t) = A_d \exp\left(-\frac{(t-t_d)^2}{2\sigma_d^2}\right), \quad (2.5)$$

де A_d – амплітуда d-хвилі, мкВ;

t_d – момент виникнення хвилі, мс;

σ_d – ширина хвилі, мс.

d-хвиля виникає при припиненні світлового стимулу та має форму короткого імпульсу. Використання гаусової функції дозволяє адекватно описати її локалізований характер.

Осциляційні потенціали описуються як:

$$s_{op}(t) = A_{op} e^{-\alpha t} \sin(2\pi f t), \quad (2.6)$$

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

де A_{op} – амплітуда осциляцій, мкВ;
 α – коефіцієнт затухання;
 f – частота коливань, Гц.

Осциляційні потенціали мають високочастотний коливальний характер та поступово затухають у часі. Така поведінка добре описується гармонічною функцією з експоненційним затуханням.

Шумова складова задається як:

$$n(t) \sim N(0, \sigma_n^2), \quad (2.7)$$

де σ_n – середньоквадратичне відхилення шуму, мкВ.

ЕРГ-сигнал є низькоамплітудним і чутливим до завад. Модель білого гаусового шуму дозволяє адекватно описати випадковий характер зовнішніх та внутрішніх перешкод.

Для цифрової обробки сигнал подається у вигляді:

$$x[k] = x(t)|_{t=k\Delta t}, \quad (2.8)$$

де k – номер відліку;
 Δt – крок дискретизації, мс.

Дискретизація сигналу є необхідною умовою його обробки у цифрових системах. Це дозволяє застосовувати алгоритми цифрової фільтрації, аналізу та моделювання у середовищі MATLAB.

Таким чином, розроблена математична модель ЕРГ-сигналу враховує основні фізіологічні компоненти його формування та дозволяє описати як нормальні, так і патологічні стани сітківки. Використання параметричних функцій забезпечує гнучкість моделі та можливість її реалізації у програмному середовищі, що є необхідним для подальшого аналізу та розробки комп'ютерної системи діагностики.

Модель ЕРГ-сигналу реалізовано в середовищі Matlab у вигляді програмного коду, який наведено на рис.2.7.

```

1  clc;
2  clear;
3  close all;
4  %% Часова вісь
5  dt = 1; % крок дискретизації, мс
6  t = 0:dt:250; % час, мс
7  %% ----- НОРМА -----
8  Aa = 80; ta = 22; sigma_a = 8;
9  Ab = 210; tb = 65; sigma_b = 18;
10 Ac = 35; tc = 120; tau_c = 45;
11 Ad = 25; td = 180; sigma_d = 10;
12 Aop = 18; alpha = 0.025; f = 0.11;
13 noise_level = 4;
14 sa = -Aa * exp(-((t - ta).^2) / (2 * sigma_a^2));
15 sb = Ab * exp(-((t - tb).^2) / (2 * sigma_b^2));
16 sc = zeros(size(t));
17 idx_c = t >= tc;
18 sc(idx_c) = Ac * (1 - exp(-(t(idx_c) - tc) / tau_c));
19 sd = Ad * exp(-((t - td).^2) / (2 * sigma_d^2));
20 sop = zeros(size(t));
21 idx_op = t >= ta & t <= 120;
22 sop(idx_op) = Aop * exp(-alpha * (t(idx_op) - ta)) .* ...
23     sin(2*pi*f*(t(idx_op) - ta));
24 noise = noise_level * randn(size(t));
25 erg_norm = sa + sb + sc + sd + sop + noise;
26 %% ----- ПАТОЛОГІЯ -----
27 Aa_p = 25; ta_p = 32; sigma_a_p = 12;
28 Ab_p = 60; tb_p = 90; sigma_b_p = 28;
29 Ac_p = 12; tc_p = 140; tau_c_p = 70;
30 Ad_p = 8; td_p = 195; sigma_d_p = 15;
31 Aop_p = 5; alpha_p = 0.035; f_p = 0.09;
32 noise_level_p = 7;
33 sa_p = -Aa_p * exp(-((t - ta_p).^2) / (2 * sigma_a_p^2));
34 sb_p = Ab_p * exp(-((t - tb_p).^2) / (2 * sigma_b_p^2));
35 sc_p = zeros(size(t));
36 idx_cp = t >= tc_p;
37 sc_p(idx_cp) = Ac_p * (1 - exp(-(t(idx_cp) - tc_p) / tau_c_p));
38 sd_p = Ad_p * exp(-((t - td_p).^2) / (2 * sigma_d_p^2));
39 sop_p = zeros(size(t));
40 idx_opp = t >= ta_p & t <= 140;
41 sop_p(idx_opp) = Aop_p * exp(-alpha_p * (t(idx_opp) - ta_p)) .* ...
42     sin(2*pi*f_p*(t(idx_opp) - ta_p));
43 noise_p = noise_level_p * randn(size(t));
44 erg_pathology = sa_p + sb_p + sc_p + sd_p + sop_p + noise_p;
45 %% ----- Побудова графіків -----
46 figure(1)
47 plot(t, erg_norm, 'Linewidth', 1.5);
48 hold on;
49 plot(t, erg_pathology, 'Linewidth', 1.5);
50 grid on;
51 xlabel('Час, мс');
52 ylabel('Амплітуда, мкВ');
53 title('Порівняння ЕРГ-сигналів у нормі та при патології');
54 legend('Норма', 'Патологія');

```

Рисунок 2.7 – Програмний код моделювання ЕРГ-сигналу

Для перевірки адекватності розробленої математичної моделі було виконано моделювання електроретинографічних сигналів у середовищі MATLAB.

У процесі моделювання сформовано два типи сигналів: сигнал, що відповідає нормальному функціональному стану сітківки ока, та сигнал, який характеризує патологічні зміни.

Моделювання виконувалося на основі запропонованої математичної моделі, яка враховує основні компоненти ЕРГ-сигналу: а-хвилю, b-хвилю, осциляційні потенціали та шумову складову. Для патологічного сигналу параметри моделі змінювалися відповідно до характерних ознак порушення функціонального стану сітківки, зокрема зменшення амплітуди основних хвиль та збільшення їх латентності.

Результати моделювання електроретинографічних сигналів у нормі та при патології наведено на рис. 2.8.

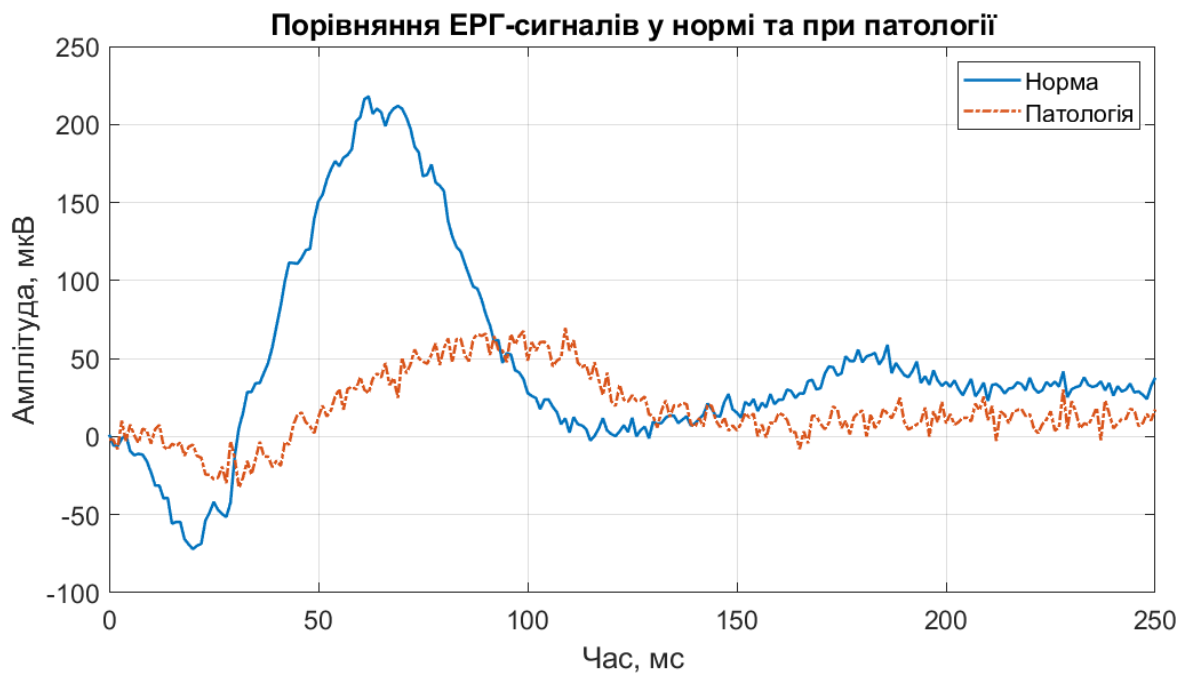


Рис.2.8. Реалізації ЕРГ-сигналів норми та патології (один відгук)

Як видно з рис. 2.8, змодельований сигнал у нормі характеризується чітко вираженими а- та б-хвилями, що відповідає типовій формі електроретинограми здорової сітківки. Негативна а-хвиля спостерігається у початковій частині сигналу, після чого формується виражена позитивна б-хвиля з високою амплітудою. Також у сигналі присутні осциляційні компоненти та незначна шумова складова, що наближує модель до реальних умов реєстрації.

У випадку патологічного сигналу спостерігається суттєве зменшення амплітуди основних хвиль, а також збільшення часу їх виникнення. Форма сигналу є більш згладженою, а співвідношення сигнал/шум – нижчим порівняно з нормальним сигналом. Такі зміни відповідають характерним ознакам патологічних процесів у сітківці та узгоджуються з реальними електроретинографічними даними.

Отримані результати підтверджують, що розроблена математична модель дозволяє адекватно відтворювати як нормальні, так і патологічні ЕРГ-сигнали. Це свідчить про можливість її подальшого використання для

тестування алгоритмів цифрової/комп'ютерної обробки та автоматизованої діагностики стану сітківки ока.

2.2.2 Методи обробки ЕРГ-сигналу

ЕРГ-сигнал є інформативним біомедичним сигналом, аналіз якого дозволяє оцінити функціональний стан сітківки ока та виявити патологічні зміни на ранніх стадіях розвитку захворювань. Однак через низьку амплітуду сигналу та значний вплив шумів і артефактів його безпосередня обробка є недостатньо ефективним. У зв'язку з цим необхідним є застосування спеціалізованих методів цифрової/комп'ютерної обробки сигналів, які дозволяють виділити діагностично значущі ознаки та підвищити достовірність оцінки стану сітківки.

Для подальшої автоматизованої діагностики використовуються методи статистичної, спектральної, кореляційної та спектрально-кореляційної обробки. Вибір саме цих методів обумовлений тим, що вони дозволяють оцінити як часові, так і частотні характеристики ЕРГ-сигналу, а також визначити ступінь його відхилення від нормального стану.

Під час реєстрації ЕРГ-сигналів на результати вимірювання значною мірою впливають випадкові шуми, артефакти та нестабільність біоелектричної відповіді сітківки. У зв'язку з цим для підвищення достовірності отриманих результатів у даній роботі використовується статистичний метод обробки сигналів.

Суть даного методу полягає у багаторазовій реєстрації ЕРГ-відповіді на однаковий світловий стимул. У даній роботі сигнал реєструвався 10 разів, у результаті чого формувалася масив окремих реалізацій ЕРГ-сигналу. Подальша статистична обробка дозволяє зменшити вплив випадкових шумів та виділити стійкі інформативні компоненти сигналу.

Для визначення середньої реалізації сигналу використовується формула:

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\bar{x}(n) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M x_i(n), \quad (2.9)$$

де $\bar{x}(n)$ – усереднений ЕРГ-сигнал;

$x_i(n)$ – i -та реалізація сигналу;

M – кількість реалізацій сигналу;

n – номер відліку сигналу.

Усереднення декількох реалізацій сигналу дозволяє зменшити вплив випадкових шумів, оскільки корисна складова сигналу є стабільною у всіх реалізаціях, а шум має випадковий характер. У результаті цього співвідношення сигнал/шум збільшується, що підвищує точність подальшого аналізу.

Для оцінки розсіювання сигналів використовується дисперсія:

$$D(n) = \frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (x_i(n) - \bar{x}(n))^2, \quad (2.10)$$

де $D(n)$ – дисперсія сигналу;

$\bar{x}(n)$ – середнє значення сигналу;

$x_i(n)$ – окрема реалізація сигналу.

Дисперсія дозволяє оцінити ступінь варіації сигналів відносно середнього значення. Збільшення дисперсії може свідчити про нестабільність відповіді сітківки або наявність патологічних змін.

Статистична обробка сигналів дозволяє:

- підвищити співвідношення сигнал/шум;
- зменшити вплив випадкових завад;
- оцінити стабільність ЕРГ-відповіді;
- підвищити достовірність подальшої діагностики.

Спектральний аналіз використовується для дослідження частотної структури ЕРГ-сигналу та виявлення змін спектральних характеристик, які можуть бути пов'язані з патологічними процесами у сітківці ока. Даний метод є особливо ефективним при аналізі осциляційних потенціалів, оскільки вони мають високочастотний характер і є чутливими до функціональних порушень внутрішніх шарів сітківки.

Для переходу від часової області до частотної використовується перетворення Фур'є:

$$X(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(t) e^{-j \frac{2\pi}{N} ft}, \quad (2.11)$$

де $X(f)$ – спектр сигналу;

$x(t)$ – ЕРГ-сигнал.

Перетворення Фур'є дозволяє визначити спектральний склад сигналу та виділити частотні компоненти, які мають діагностичне значення. При патологічних змінах сітківки спостерігається зміна енергетичного розподілу спектра, зменшення амплітуди високочастотних компонентів та зміщення домінуючих частот. Це дозволяє використовувати спектральні характеристики як інформативні ознаки для автоматизованої діагностики.

У цифровій реалізації використовується дискретне перетворення Фур'є:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j \frac{2\pi}{N} kn}, \quad (2.12)$$

де $X[k]$ – спектр дискретного сигналу;

$x[n]$ – дискретний ЕРГ-сигнал;

N – кількість відліків сигналу;

k – номер спектральної компоненти.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						43
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Дискретне перетворення Фур'є дозволяє реалізувати спектральний аналіз у середовищі MATLAB та забезпечує можливість автоматичного визначення спектральних параметрів сигналу. Отримані характеристики можуть використовуватись як вхідні ознаки у системах комп'ютерної діагностики.

Кореляційний аналіз використовується для оцінки подібності ЕРГ-сигналів та визначення ступеня їх відхилення від референтного нормального сигналу. Застосування цього методу дозволяє виявляти приховані закономірності у сигналі та оцінювати стабільність його структури.

Для аналізу внутрішньої структури сигналу використовується автокореляційна функція:

$$R_{xx}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)x(t+\tau)dt, \quad (2.13)$$

де $R_{xx}(\tau)$ – автокореляційна функція;

τ – часовий зсув;

$x(t)$ – ЕРГ-сигнал.

Автокореляційна функція дозволяє визначити ступінь повторюваності структури сигналу та оцінити його періодичні властивості. Для сигналів у нормі характерна стабільна структура та чітко виражені кореляційні залежності. При патологіях кореляційні характеристики змінюються, що може використовуватись як діагностична ознака.

Для порівняння сигналів використовується взаємна кореляційна функція:

$$R_{xy}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)y(t+\tau)dt, \quad (2.14)$$

де $R_{xy}(\tau)$ – взаємна кореляційна функція;

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$x(t)$ – сигнали, що порівнюються.

Взаємна кореляція дозволяє оцінити ступінь подібності між досліджуваним сигналом та еталонним сигналом норми. Зменшення коефіцієнта кореляції може свідчити про патологічні зміни у сітківці. Таким чином, кореляційний аналіз може використовуватися для автоматизованого виявлення відхилень від нормального стану.

У цифровій формі кореляційний аналіз реалізується як:

$$R_{xx}[m] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]x[n+m], \quad (2.15)$$

де m – дискретний часовий зсув.

Спектрально-кореляційний аналіз поєднує переваги спектрального та кореляційного методів і дозволяє одночасно оцінювати часові та частотні характеристики сигналу. Даний підхід є особливо ефективним при аналізі складних та зашумлених ЕРГ-сигналів.

Взаємозв'язок між автокореляційною функцією та спектральною щільністю потужності визначається теоремою Вінера–Хінчина:

$$S_x(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau, \quad (2.16)$$

де $S_x(f)$ – спектральна щільність потужності;

$R_{xx}(\tau)$ – автокореляційна функція сигналу.

Спектрально-кореляційний аналіз дозволяє оцінювати спектральні характеристики сигналу з урахуванням його кореляційних властивостей. Це підвищує стійкість аналізу до шумів та забезпечує більш точне виділення діагностично значущих компонентів сигналу.

Застосування спектрально-кореляційного аналізу дозволяє:

- визначати приховані періодичні компоненти сигналу;

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- оцінювати стабільність ЕРГ-відповіді;
- виявляти патологічні зміни у частотній структурі сигналу;
- підвищувати достовірність автоматизованої діагностики.

Результати спектрального, кореляційного та спектрально-кореляційного аналізу використовуються як інформативні ознаки для подальшої комп'ютерної діагностики стану сітківки ока. Отримані параметри дозволяють оцінювати функціональний стан різних шарів сітківки та виявляти патологічні зміни на ранніх стадіях.

Застосування комплексу методів забезпечує підвищення точності діагностики, оскільки дозволяє враховувати як часові, так і частотні характеристики сигналу. Реалізація цих методів у середовищі MATLAB створює основу для подальшої розробки автоматизованої системи аналізу електроретинографічних сигналів.

Таким чином, використання методів спектрального, кореляційного та спектрально-кореляційного аналізу забезпечує ефективне виділення діагностично значущих параметрів ЕРГ-сигналу. Комплексне застосування зазначених методів дозволяє підвищити достовірність оцінки функціонального стану сітківки та створює основу для реалізації автоматизованої системи діагностики.

2.3 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи

Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи є однією з ключових складових процесу аналізу ЕРГ-сигналів. Основним призначенням алгоритмів є автоматизація процесу обробки сигналів, виділення інформативних ознак та формування параметрів, необхідних для подальшої діагностики стану сітківки ока.

Алгоритмічне забезпечення базується на використанні методів статистичної, спектральної, кореляційної та спектрально-кореляційної

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

обробки. Для кожного з методів розроблено окрему блок-схему алгоритму, що відображає послідовність обробки сигналу та основні етапи формування діагностичних параметрів.

Для дослідження статистичних властивостей ЕРГ-сигналів було розроблено алгоритм статистичної обробки, блок-схему якого наведено на рис. 2.9.

На першому етапі алгоритму виконується багаторазова реєстрація електроретинографічних сигналів у відповідь на однаковий світловий стимул. У даній роботі формується масив із десяти реалізацій сигналу.

Після цього виконується попередня обробка кожної реалізації, що включає фільтрацію та усунення постійної складової. Це дозволяє зменшити вплив шумів та забезпечити коректність статистичного аналізу.

На наступному етапі формується матриця сигналів, де кожен рядок відповідає окремій реалізації ЕРГ-сигналу. Після формування масиву сигналів виконується обчислення середнього значення сигналу для кожного відліку часу.

Далі виконується визначення дисперсії сигналу, що дозволяє оцінити стабільність ЕРГ-відповіді та ступінь розсіювання реалізацій сигналу.

Після завершення статистичної обробки формується усереднений сигнал та масив статистичних параметрів, які використовуються для подальшого спектрального, кореляційного та спектрально-кореляційного аналізу.

Застосування статистичного методу обробки дозволяє підвищити достовірність результатів аналізу та забезпечити більш точне визначення діагностичних параметрів ЕРГ-сигналу.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

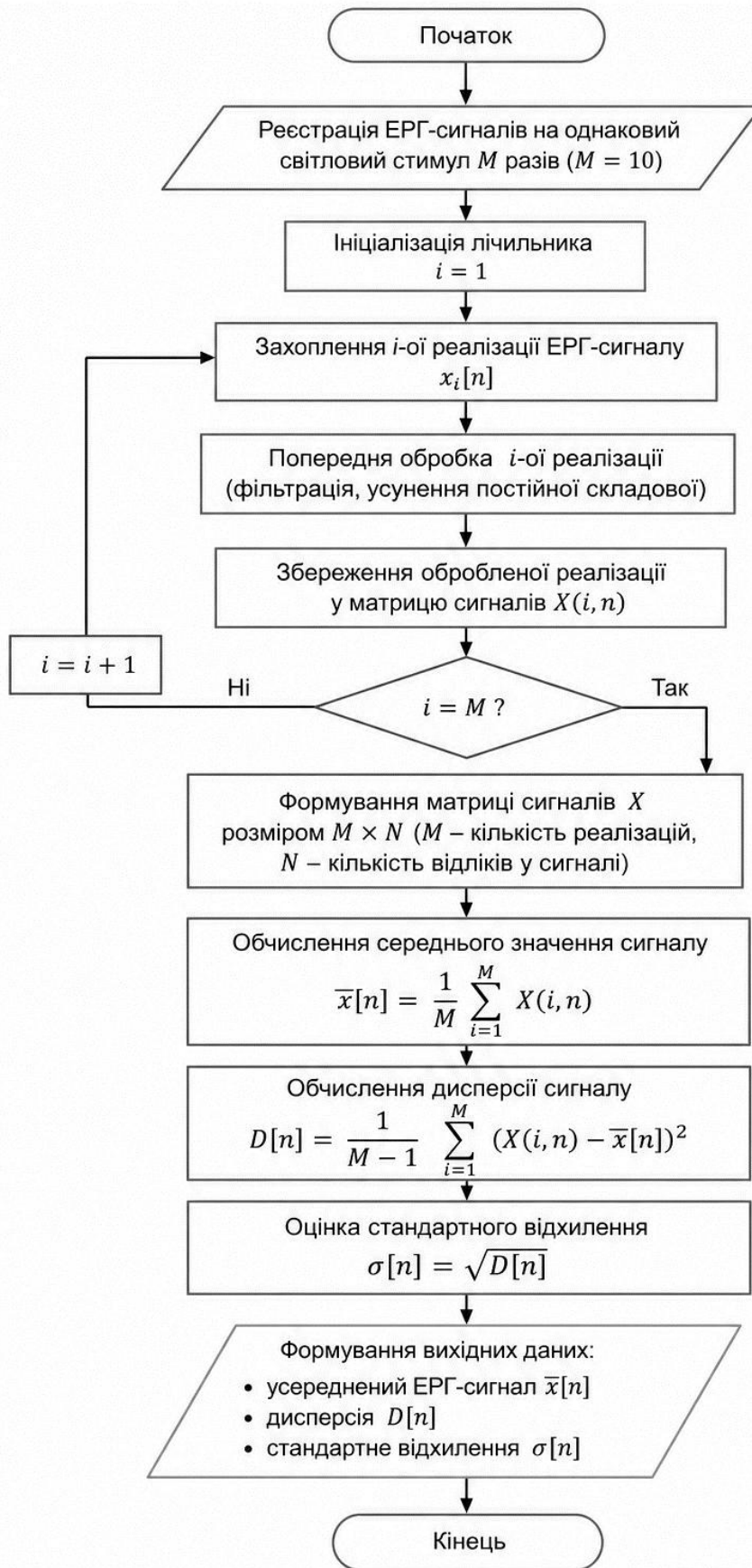


Рисунок 2.9 – Блок-схема алгоритму статистичної обробки ЕРГ-сигналу

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Для дослідження частотної структури ЕРГ-сигналу було розроблено алгоритм спектрального аналізу, блок-схему якого наведено на рис. 2.8.

Як показано на рис. 2.10, робота алгоритму починається з надходження вхідного ЕРГ-сигналу $x[n]$.



Рисунок 2.10 – Блок-схема алгоритму спектральної обробки ЕРГ-сигналу

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

На першому етапі виконується попередня обробка сигналу, яка включає фільтрацію та усунення трендової складової. Це дозволяє зменшити вплив шумів та низькочастотних перешкод.

Після попередньої обробки за необхідності виконується віконування сигналу. Використання віконних функцій дозволяє зменшити спектральні витікання та підвищити точність спектрального аналізу.

Наступним етапом є обчислення дискретного перетворення Фур'є (FFT), за допомогою якого сигнал переводиться з часової області у частотну. На основі отриманого спектра визначається амплітудний спектр сигналу та спектральна щільність потужності.

Після цього виконується виділення інформативних спектральних ознак, до яких належать:

- домінуючі частоти;
- енергетичні характеристики;
- спектральна щільність потужності;
- амплітуди високочастотних компонентів.

Отримані параметри використовуються для подальшої діагностики патологічних змін сітківки ока. Завершальним етапом алгоритму є формування вихідних даних у вигляді спектральних характеристик та інформативних ознак.

Застосування спектрального аналізу дозволяє виявляти зміни частотної структури ЕРГ-сигналу, які можуть бути пов'язані з патологічними процесами у сітківці.

Для оцінки подібності сигналів та аналізу часових залежностей було розроблено алгоритм кореляційного аналізу, блок-схему якого наведено на рис. 2.11.

Відповідно до блок-схеми на рис. 2.11, алгоритм починається з надходження вхідного ЕРГ-сигналу та виконання його попередньої обробки, що включає фільтрацію та нормалізацію.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Після цього здійснюється вибір типу кореляційної обробки ЕРГ-сигналу:

- автокореляційна обробка;
- взаємкореляційна обробка.

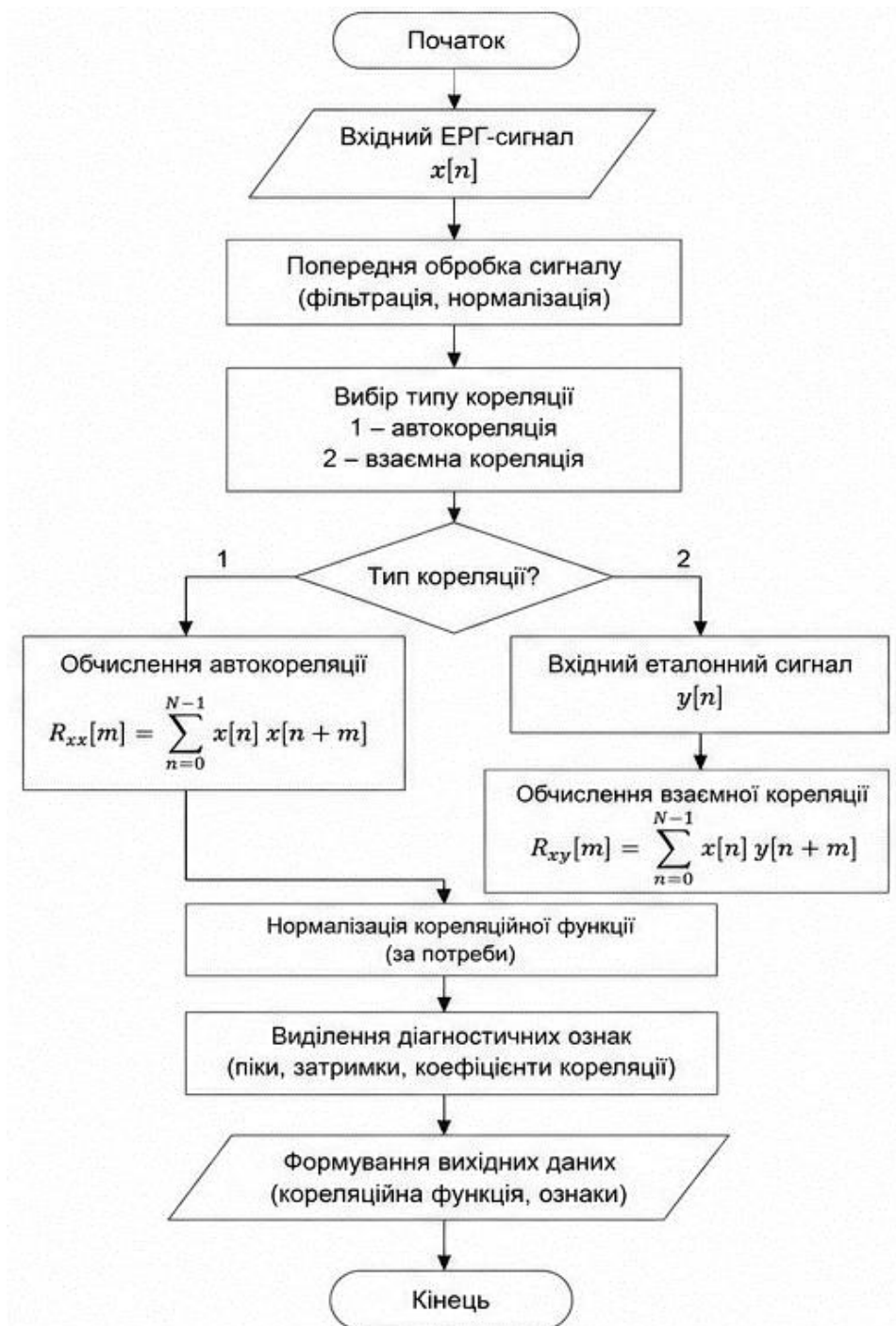


Рисунок 2.11 – Блок-схема алгоритму кореляційної обробки

У випадку автокореляційної обробки виконується обчислення автокореляційної функції сигналу, що дозволяє оцінити ступінь повторюваності його структури та визначити періодичні компоненти.

Для взаємокореляційної обробки додатково використовується еталонний сигнал $u[n]$, після чого визначається взаємна кореляційна функція між досліджуваним та еталонним сигналами.

Після обчислення кореляційних функцій виконується їх нормалізація, що дозволяє порівнювати результати для сигналів з різними амплітудами.

На наступному етапі здійснюється виділення діагностичних ознак:

- коефіцієнтів кореляції;
- часових затримок;
- положення максимумів кореляційної функції.

Отримані параметри використовуються для оцінки ступеня відхилення досліджуваного сигналу від нормального стану. Завершальним етапом є формування вихідних даних у вигляді кореляційних характеристик.

Кореляційний аналіз дозволяє автоматично оцінювати подібність ЕРГ-сигналів та виявляти структурні зміни, характерні для патологічних станів сітківки.

Для комплексного аналізу часових та частотних характеристик сигналу було розроблено алгоритм спектрально-кореляційної обробки, блок-схему якої наведено на рис. 2.12.

Згідно з блок-схемою на рис. 2.12, алгоритм починається з надходження вхідного ЕРГ-сигналу та його попередньої обробки.

Після цього виконується обчислення автокореляційної функції сигналу, яка використовується для визначення його часових характеристик та повторюваності структури.

На наступному етапі відповідно до теореми Вінера–Хінчина виконується обчислення спектральної щільності потужності шляхом застосування перетворення Фур'є до автокореляційної функції.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		52

- часові залежності;
- енергетичний розподіл;
- стійкість компонентів сигналу.

Після цього виконується виділення інформативних ознак, які використовуються для подальшої діагностики:

- спектральні коефіцієнти;
- параметри кореляційної функції;
- енергетичні характеристики;
- частотні показники.

На завершальному етапі формуються вихідні дані, що містять спектрально-кореляційні параметри сигналу.

Застосування спектрально-кореляційної обробки дозволяє підвищити достовірність оцінки стану сітківки ока, оскільки даний метод є більш стійким до шумів та дозволяє одночасно враховувати часові та частотні особливості сигналу.

Таким чином, розроблене алгоритмічне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи дозволяє автоматизувати процес обробки ЕРГ-сигналів та забезпечує виділення інформативних ознак, необхідних для подальшої діагностики стану сітківки ока. Використання спектральної, кореляційної та спектрально-кореляційної обробки забезпечує комплексну оцінку сигналу та підвищує точність виявлення патологічних змін.

2.4 Програмне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи

Програмне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи реалізовано у середовищі MATLAB, яке забезпечує широкі можливості для цифрової обробки біомедичних сигналів, математичного аналізу та візуалізації результатів. Використання MATLAB обумовлено наявністю вбудованих

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						54
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

засобів спектрального, кореляційного та статистичного аналізу, а також можливістю реалізації алгоритмів обробки ЕРГ-сигналів.

Розроблене програмне забезпечення забезпечує:

- завантаження ЕРГ-сигналів із бази даних;
- попередню цифрову обробку сигналів;
- статистичну обробку множини реалізацій;
- спектральний аналіз;
- кореляційний аналіз;
- спектрально-кореляційний аналіз;
- визначення діагностичних параметрів;
- візуалізацію результатів аналізу.

2.4.1 Завантаження ЕРГ-сигналів

На початковому етапі роботи програми виконується завантаження електроретинографічних сигналів із файлів бази даних (рис. 2.13).

```
9 X_norm = readmatrix('ERG_Normal_10.dat');  
10 X_path = readmatrix('ERG_Pathology_10.dat');
```

Рисунок 2.13 – Фрагмент коду завантаження ЕРГ-сигналів

У наведеному фрагменті за допомогою функції `readmatrix()` виконується завантаження масивів ЕРГ-сигналів у нормі та при патології. Масив `X_norm` містить 10 реалізацій сигналів нормального стану сітківки, а масив `X_path` – 10 реалізацій патологічних сигналів.

Після завантаження сигналів виконується формування часової осі (рис. 2.14).

```

12 Fs = 1000;           % частота дискретизації, Гц
13 dt = 1/Fs;         % крок дискретизації, с
14 |
15 M = size(X_norm, 1); % кількість повторних реєстрацій
16 N = size(X_norm, 2); % кількість відліків
17
18 t = (0:N-1) * dt;   % час, с
19 t_ms = t * Fs;     % час, мс

```

Рисунок 2.14 – Фрагмент коду формування часової осі

У даному фрагменті змінна F_s задає частоту дискретизації сигналу. На основі цього значення формується часовий крок dt . Функція `size()` використовується для визначення кількості реалізацій сигналу M та кількості відліків N . Масив t містить часові відліки у секундах, а t_ms – у мілісекундах.

2.4.2 Попередня обробка ЕРГ-сигналів

Перед проведенням аналізу сигнали проходять етап попередньої обробки, який включає усунення постійної складової та смугову фільтрацію (рис. 2.15).

```

28 [b, a] = butter(4, [f_low f_high] / (Fs/2), 'bandpass');

```

Рисунок 2.15 – Фрагмент коду смугової фільтрації

У наведеному фрагменті функція `butter()` використовується для формування коефіцієнтів смугового фільтра Баттерворта четвертого порядку. Граничні частоти фільтра задаються змінними f_low та f_high . Коефіцієнти фільтра записуються у змінні b та a .

Фільтрація кожної реалізації сигналу виконується у циклі (рис. 2.16).

```

30 X_norm_f = zeros(size(X_norm));
31 X_path_f = zeros(size(X_path));
32
33 for i = 1:M
34     x_n = X_norm(i, :) - mean(X_norm(i, :));
35     x_p = X_path(i, :) - mean(X_path(i, :));
36
37     X_norm_f(i, :) = filtfilt(b, a, x_n);
38     X_path_f(i, :) = filtfilt(b, a, x_p);
39 end

```

Рисунок 2.16 – Фрагмент коду попередньої обробки в циклі

У даному фрагменті виконується послідовна обробка всіх реалізацій сигналів. Спочатку із сигналів x_n та x_p усувається постійна складова шляхом віднімання середнього значення за допомогою функції `mean()`. Після цього функція `filtfilt()` використовується для двосторонньої цифрової фільтрації сигналів без фазових спотворень. Результати обробки записуються у масиви `X_norm_f` та `X_path_f`.

2.4.3 Статистична обробка сигналів

Для підвищення достовірності обробки у програмному забезпеченні реалізовано статистичну обробку множини ЕРГ-сигналів (рис. 2.17).

```

45 erg_norm_mean = mean(X_norm_f, 1);
46 erg_path_mean = mean(X_path_f, 1);

```

Рисунок 2.17 – Фрагмент коду обчислення середнього значення

У наведеному фрагменті функція `mean()` використовується для обчислення середнього значення сигналів по всіх реалізаціях. У результаті формуються усереднені сигнали `erg_norm_mean` та `erg_path_mean`.

На рис.2.18 наведено реалізації усереднених ЕРГ-сигналів.

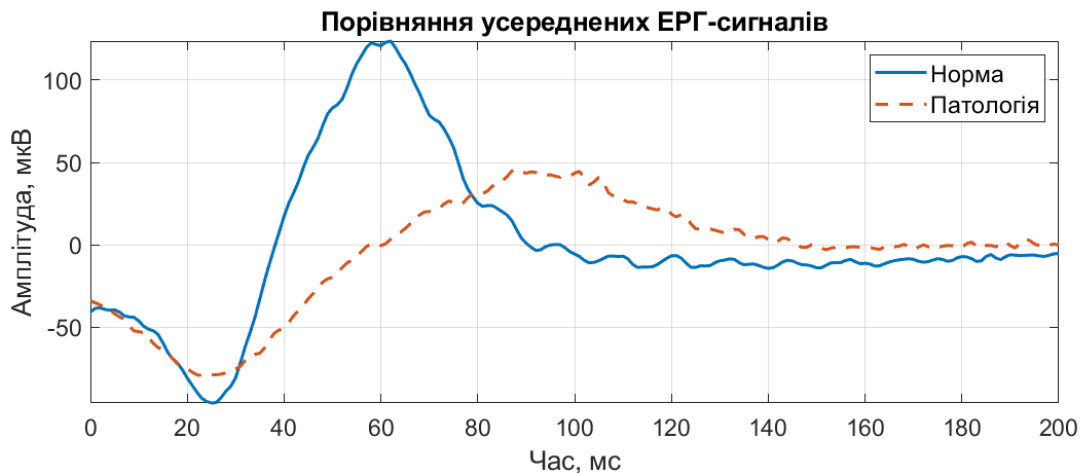


Рисунок 2.18 – Реалізації усереднених ЕРГ-сигналів (норма та патологія)

У процесі роботи ПЗ автоматично виконує статистичну обробку декількох реалізацій сигналів та формує усереднений ЕРГ-сигнал для подальшого аналізу. Для нормального сигналу спостерігаються чітко виражені а- та в-хвилі з більшою амплітудою та стабільною формою. Для патологічного ЕРГ-сигналу характерне зменшення амплітуди основних компонентів, збільшення латентності в-хвилі та більш згладжена форма сигналу. Отримані результати підтверджують працездатність розробленого програмного забезпечення та можливість його використання для автоматизованої статистичної обробки і аналізу ЕРГ-сигналів.

Для оцінки варіабельності сигналів визначається дисперсія (рис. 2.19).

```
48 var_norm = var(X_norm_f, 0, 1);
49 var_path = var(X_path_f, 0, 1);
```

Рисунок 2.19 – Фрагмент коду обчислення дисперсії

У даному фрагменті функція var() використовується для визначення дисперсії сигналів у кожному часовому відліку (рис.2.20). Отримані результати записуються у змінні var_norm та var_path.



Рисунок 2.20 – Реалізації дисперсії ЕРГ-сигналів (норма та патологія)

У процесі роботи ПЗ автоматично обчислює дисперсію сигналів для оцінювання стабільності та варіабельності електроретинографічної відповіді. Для нормального ЕРГ-сигналу найбільші значення дисперсії спостерігаються у зоні формування а- та в-хвиль, після чого дисперсія швидко зменшується. Для патологічного сигналу характерне більш тривале збереження підвищеної дисперсії та більша варіабельність сигналу у часовому діапазоні. Отримані результати підтверджують працездатність розробленого ПЗ та можливість його використання для статистичної обробки ЕРГ-сигналів і оцінювання функціонального стану сітківки ока.

2.4.4 Візуалізація повторних реєстрацій

Для аналізу варіабельності сигналів у програмному забезпеченні реалізовано побудову графіків 10 повторних реєстрацій (рис. 2.21).

```

81 figure;
82 plot(t_ms, erg_norm_mean, 'LineWidth', 1.8);
83 hold on;
84 plot(t_ms, erg_path_mean, '--', 'LineWidth', 1.8);
85 grid on;
86 axis tight;
87 xlabel('Час, мс', 'FontSize', 14);
88 ylabel('Амплітуда, мкВ', 'FontSize', 14);
89 title('Порівняння усереднених ЕРГ-сигналів', 'FontSize', 14);
90 legend('Норма', 'Патологія', 'FontSize', 14);
91 set(gca, 'FontSize', 14);

```

Рисунок 2.21 – Фрагмент коду побудову графіків усереднених ЕРГ-сигналів

У даному фрагменті функція plot() використовується для побудови накладених реалізацій ЕРГ-сигналів у нормі та патології в межах фігури figure. Оператор транспонування «'» дозволяє відобразити всі сигнали на одному графіку. Результат візуалізації ЕРГ-сигналів наведено на рис. 2.22.

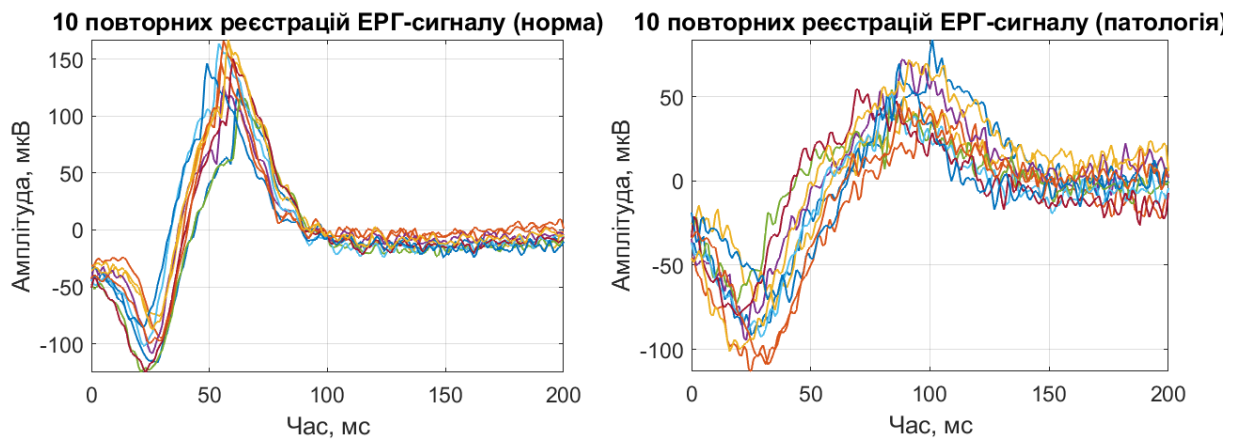


Рисунок 2.22 – Реалізації ЕРГ-сигналів (норма та патологія)

Для автоматичного масштабування графіків використовується команда axis tight, яка забезпечує автоматичне встановлення меж координат відповідно до меж сигналу.

Нормальний ЕРГ-сигнал характеризується чітко вираженими а- та в-хвилями, стабільною формою та високою амплітудою відповіді. Для патологічного сигналу спостерігається зменшення амплітуди основних компонентів, згладження форми сигналу та підвищена варіабельність між реалізаціями. Отримані результати підтверджують, що розроблене програмне забезпечення забезпечує ефективну візуалізацію ЕРГ-сигналів та дозволяє виявляти зміни функціонального стану сітківки ока для подальшої автоматизованої діагностики.

2.4.5 Реалізація спектральної обробки

Для аналізу частотної структури сигналу використовується швидке перетворення Фур'є (рис. 2.23).

```

113 Y_norm = fft(erg_norm_mean);
114 Y_path = fft(erg_path_mean);

```

Рисунок 2.23 – Фрагмент коду швидкого перетворення Фур'є

У даному фрагменті функція `fft()` виконує швидке перетворення Фур'є для усереднених сигналів `erg_norm_mean` та `erg_path_mean`.

Амплітудний спектр сигналів визначається таким чином (рис. 2.24).

```

121 amp_norm = abs(Y_norm) / N;
122 amp_path = abs(Y_path) / N;

```

Рисунок 2.24 – Фрагмент коду обчислення амплітудного спектру

Тут функція `abs()` використовується для визначення модуля спектра сигналу.

Результат візуалізації ЕРГ-сигналів наведено на рис. 2.25.

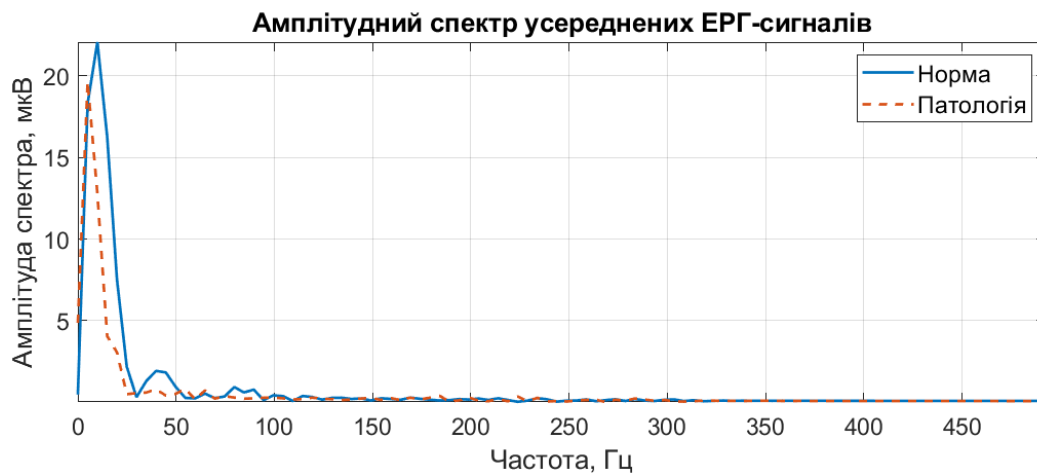


Рисунок 2.25 – Реалізації амплітудних спектрів ЕРГ-сигналів (норма та патологія)

У процесі обробки ПЗ виконує обчислення амплітудних спектрів усереднених ЕРГ-сигналів та відображає їх у графічному вигляді. Для нормального сигналу характерна більша амплітуда спектральних складових у низькочастотному діапазоні, тоді як при патології спостерігається зниження

амплітуди спектра та згладження спектральної характеристики. Отримані результати підтверджують працездатність розробленого ПЗ та можливість його використання для спектрального аналізу і автоматизованої діагностики функціонального стану сітківки ока.

Для визначення спектральної щільності потужності використовується (рис. 2.26).

```
124 power_norm = (abs(Y_norm).^2) / N;
125 power_path = (abs(Y_path).^2) / N;
```

Рисунок 2.26 – Фрагмент коду обчислення спектральної щільності потужності

На рис.2.27 наведено результат обчислення спектральної щільності ЕРГ-сигналів.

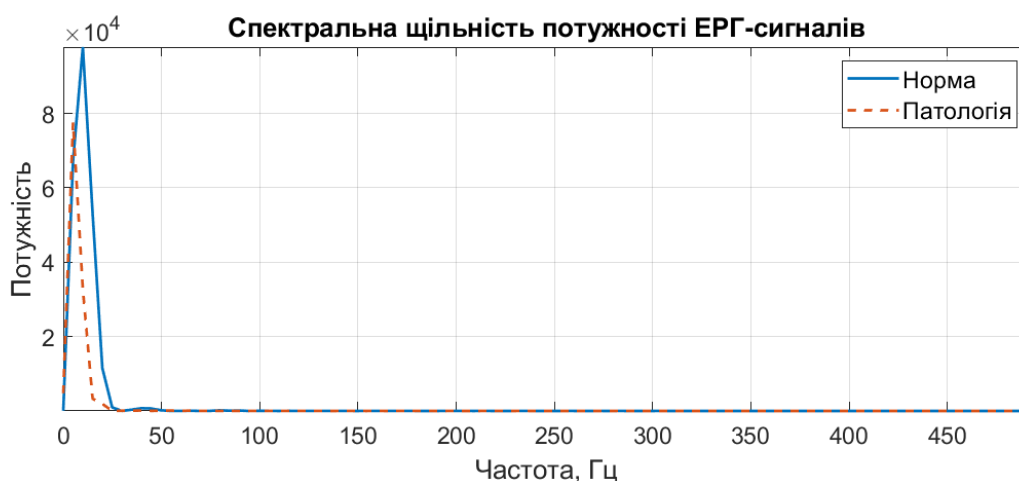


Рисунок 2.27 – Реалізації спектральної щільності ЕРГ-сигналів (норма та патологія)

У процесі обробки ПЗ автоматично визначає розподіл потужності спектральних складових усереднених ЕРГ-сигналів у нормі та при патології. Для сигналу норми спостерігається більша потужність низькочастотних компонентів, що відповідає стабільній та вираженій біоелектричній відповіді сітківки. Для патологічного ЕРГ-сигналу характерне зниження спектральної потужності та менш виражені спектральні складові. Отримані результати

підтверджують працездатність розробленого ПЗ та можливість його використання для спектрального аналізу і оцінювання функціонального стану сітківки ока.

2.4.6 Реалізація кореляційної обробки

Для аналізу часової структури сигналів використовується автокореляційна функція (рис. 2.28).

```
161 [R_norm, lags_norm] = xcorr(erg_norm_mean, 'normalized');  
162 [R_path, lags_path] = xcorr(erg_path_mean, 'normalized');
```

Рисунок 2.28 – Фрагмент коду обчислення автокореляційної функції

У наведеному фрагменті функція `xcorr()` використовується для обчислення автокореляційної функції сигналу `erg_norm_mean` та `erg_path_mean`. Результат записується у змінну `R_norm` та `R_path`, а часові зсуви – у змінну `lags_norm`.

Результат візуалізації автокореляції ЕРГ-сигналів наведено на рис. 2.29.

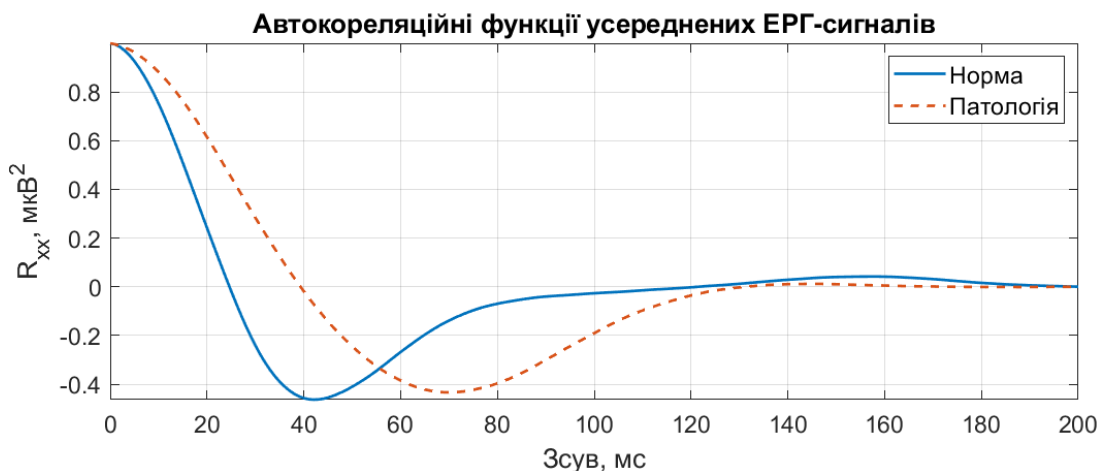


Рисунок 2.29 – Реалізації автокореляції ЕРГ-сигналів (норма та патологія)

У процесі роботи ПЗ автоматично обчислює автокореляційні функції усереднених ЕРГ-сигналів та відображає їх у графічному вигляді. Для сигналу

норми характерне швидше згасання автокореляційної функції та більш впорядкована структура сигналу. Для патологічного ЕРГ-сигналу спостерігається зміщення мінімуму автокореляційної функції та більш повільне згасання кореляційних залежностей, що свідчить про порушення часової структури біоелектричної відповіді сітківки. Отримані результати підтверджують працездатність розробленого ПЗ та можливість його використання для кореляційної обробки ЕРГ-сигналів.

Для подальшого аналізу використовуються лише додатні часові зсуви (рис. 2.30).

```
164     idx_norm = lags_norm >= 0;
165     idx_path = lags_path >= 0;
166
167     R_norm_pos = R_norm(idx_norm);
168     R_path_pos = R_path(idx_path);
```

Рисунок 2.30 – Фрагмент коду формування додатніх часових зсувів

У даному фрагменті формуються логічні масиви `idx_norm` і `idx_path`, які містять додатні значення часових зсувів. Після цього відповідні значення автокореляційної функції записуються у змінні `R_norm_pos` та `R_path_pos`.

2.4.7 Реалізація взаємкореляції

Для оцінки подібності сигналів у нормі та при патології використовується взаємкореляція (рис. 2.31).

```
189     [R_cross, lags_cross] = xcorr(erg_norm_mean, erg_path_mean, 'normalized');
190
191     idx_cross = lags_cross >= 0;
192
193     R_cross_pos = R_cross(idx_cross);
194     lags_cross_ms = lags_cross(idx_cross) / Fs * 1000;
```

Рисунок 2.31 – Фрагмент коду взаємкореляції

У даному фрагменті виконується обчислення взаємної кореляційної функції між усередненими сигналами норми та патології (рис.2.32).

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

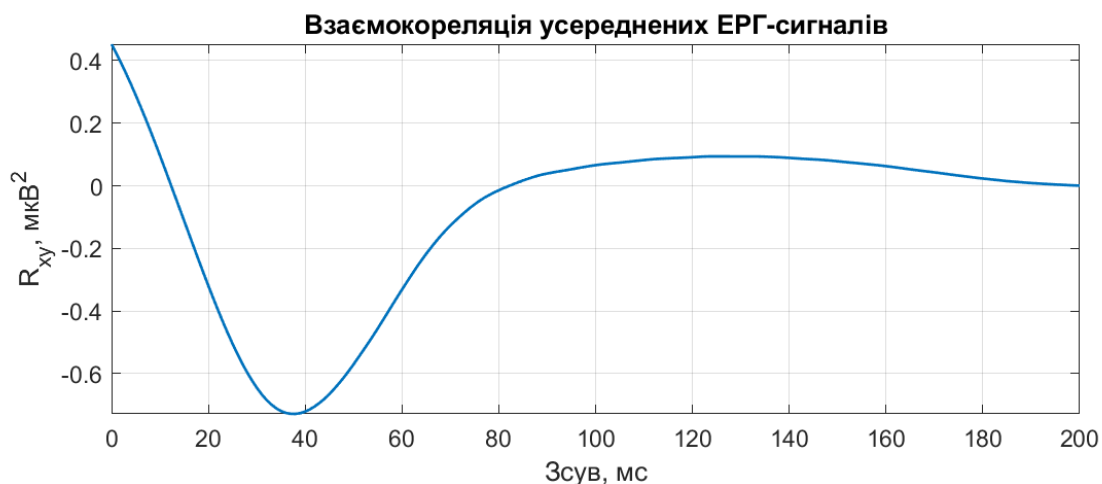


Рисунок 2.32 – Реалізація взаємкореляції ЕРГ-сигналів норми та патології

У процесі обробки ПЗ автоматично обчислює взаємкореляційну функцію між усередненими сигналами та відображає її у графічному вигляді. Отримана залежність характеризує ступінь подібності між нормальним та патологічним ЕРГ-сигналами при різних часових зсувах. Для досліджуваних сигналів спостерігається виражений мінімум взаємкореляційної функції приблизно при зсуві 35-40 мс, що свідчить про суттєві відмінності у часовій структурі сигналів. Отримані результати підтверджують працездатність розробленого ПЗ та можливість його використання для порівняльного аналізу ЕРГ-сигналів різних функціональних станів сітківки ока.

2.4.8 Реалізація спектрально-кореляційної обробки

Для комплексного аналізу часових та частотних характеристик сигналу використовується спектрально-кореляційна обробка (рис. 2.33).

```

209 S_corr_norm = abs(fft(R_norm_pos));
210 S_corr_path = abs(fft(R_path_pos));

```

Рисунок 2.33 – Фрагмент коду спектрально-кореляційної обробки

У даному фрагменті до автокореляційної функції R_{norm_pos} та R_{path_pos} застосовується швидке перетворення Фур'є. Отримана

спектрально-кореляційна характеристика записується у змінну S_corr_norm та S_corr_path (рис.2.34).

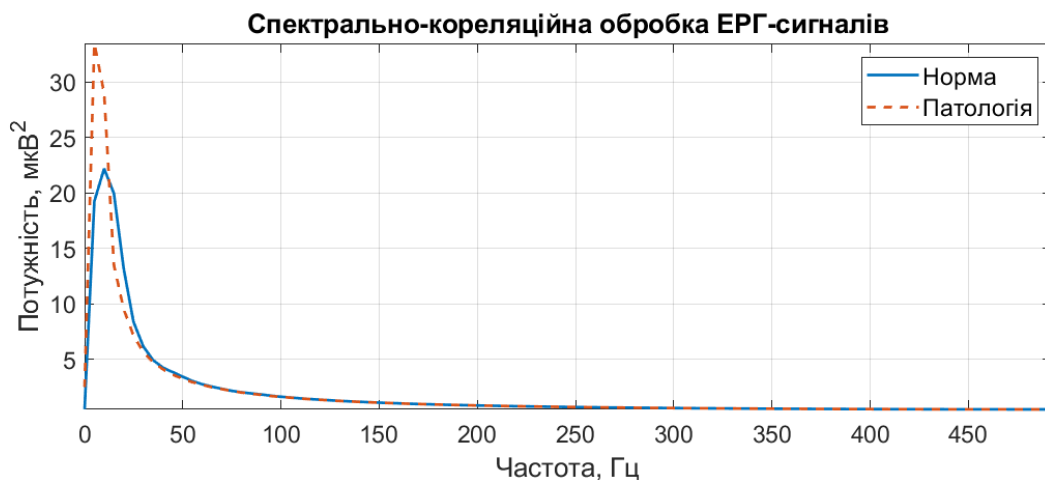


Рисунок 2.34 – Реалізація спектру потужності ЕРГ-сигналів (норма та патологія)

У процесі роботи ПЗ автоматично виконує спектральну обробку автокореляційних функцій усереднених ЕРГ-сигналів та відображає спектр потужності у графічному вигляді. Для патологічного сигналу спостерігається підвищення потужності низькочастотних компонентів порівняно із нормою, а також більш повільне згасання спектрально-кореляційних складових. Це свідчить про порушення часової структури та зниження стабільності біоелектричної відповіді сітківки. Отримані результати підтверджують працездатність розробленого ПЗ та можливість його використання для комплексного аналізу функціонального стану сітківки ока.

2.4.9 Виділення діагностичних параметрів

Для автоматизованої оцінки стану сітківки визначаються основні параметри сигналу (рис. 2.35).

```

237 [a_min_norm, a_idx_norm] = min(erg_norm_mean);
238 [b_max_norm, b_idx_norm] = max(erg_norm_mean);
239
240 a_latency_norm = t_ms(a_idx_norm);
241 b_latency_norm = t_ms(b_idx_norm);
242
243 [a_min_path, a_idx_path] = min(erg_path_mean);
244 [b_max_path, b_idx_path] = max(erg_path_mean);
245
246 a_latency_path = t_ms(a_idx_path);
247 b_latency_path = t_ms(b_idx_path);
248
249 [~, dom_idx_norm] = max(amp_norm_half);
250 [~, dom_idx_path] = max(amp_path_half);
251
252 dominant_freq_norm = f_half(dom_idx_norm);
253 dominant_freq_path = f_half(dom_idx_path);
254
255 max_corr = max(R_cross_pos);
256
257 mean_var_norm = mean(var_norm);
258 mean_var_path = mean(var_path);

```

Рисунок 2.35 – Фрагмент коду автоматизованої оцінки стану сітківки

У наведеному фрагменті функції `min()` та `max()` використовуються для визначення мінімального та максимального значень сигналу, які відповідають амплітудам а- та б-хвиль. Положення екстремумів записуються у змінні `a_idx_norm`, `a_idx_path`, `b_idx_norm` та `b_idx_path`.

2.4.10 Збереження результатів обробки

Для подальшого аналізу результати роботи програми зберігаються у файли формату CSV (рис. 2.36).

```

303 writetable(results, 'ERG_analysis_results.csv');
318 writetable(signals, 'ERG_processed_signals.csv');

```

Рисунок 2.36 – Фрагмент коду збереження

У наведеному фрагменті функція `writetable()` використовується для збереження таблиці діагностичних параметрів у файл `ERG_analysis_results.csv`.

Таким чином, розроблене програмне забезпечення забезпечує повний цикл обробки ЕРГ-сигналів – від завантаження даних та статистичної обробки до спектральної, кореляційної та спектрально-кореляційної обробки. Реалізація алгоритмів у середовищі MATLAB дозволяє автоматизувати процес аналізу ЕРГ-сигналів та забезпечує можливість подальшої комп'ютерної діагностики стану сітківки ока.

2.5 Програмне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи з графічним інтерфейсом

Графічний інтерфейс користувача комп'ютерної ретинографічної системи розроблено у середовищі MATLAB App Designer. Інтерфейс забезпечує завантаження ЕРГ-сигналу з файлу, введення параметрів обробки, вибір методу обробки та візуалізацію результатів.

Вибір методу обробки реалізовано за допомогою випадаючого меню, що дозволяє користувачу обрати статистичну, спектральну, кореляційну або спектрально-кореляційну обробку. Такий підхід забезпечує зручність роботи з програмою та дозволяє швидко порівнювати результати різних методів аналізу ЕРГ-сигналу.

Для забезпечення зручної взаємодії користувача із програмним забезпеченням у роботі розроблено графічний інтерфейс комп'ютерної системи обробки ЕРГ-сигналів у середовищі MATLAB App Designer. Використання App Designer дозволило створити сучасний інтерактивний інтерфейс із можливістю завантаження ЕРГ-сигналів, налаштування параметрів обробки, вибору методів обробки та візуалізації результатів обробки.

На рис. 2.37 наведено загальний вигляд розробленого графічного інтерфейсу комп'ютерної системи обробки ЕРГ-сигналів в середовищі MATLAB App Designer.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		68


```

% Button pushed function: LoadButton
function LoadButtonPushed(app, event)
    [file, path] = uigetfile({'*.dat;*.txt;*.csv','Signal Files (*.dat, *.txt, *.csv)'});
    if isequal(file, 0); return; end
    fullName = fullfile(path, file);
    X = readmatrix(fullName);
    if isempty(X) || all(isnan(X(:)))
        uialert(app.UIFigure, 'Файл не містить коректних числових даних.', 'Помилка'); return;
    end
    if size(X,1) > size(X,2); X = X'; end
    app.SignalData = X;
    app.Fs = str2double(app.FsEditField.Value);
    N = size(X, 2)
    app.Time_ms = (0:(N-1))./ app.Fs * 1000;
    cla(app.InputAxes);
    plot(app.InputAxes, app.Time_ms, app.SignalData', 'LineWidth', 1.1);
    grid(app.InputAxes, 'on'); axis(app.InputAxes, 'tight');
    xlabel(app.InputAxes, 'Час, мс'); ylabel(app.InputAxes, 'Амплітуда, мкВ');
    title(app.InputAxes, 'Завантажені ЕРГ-сигнали');
    app.TextArea.Value = {'Завантажено файл: ', file}, ['Кількість реалізацій: ', num2str(size(X,1))], ['Кількість відлі
end

```

Рисунок 2.38 – Фрагмент коду виконавчої функції кнопки LoadButton

Кнопка ProcessButton («Обробити сигнал») запускає алгоритми цифрової обробки та аналізу ЕРГ-сигналів згідно вибраного користувачем методу обробки.

Фрагмент коду функції ProcessButtonPushed(app, event) кнопки ProcessButton зображено на рис.2.39.

```

% Button pushed function: ProcessButton
function ProcessButtonPushed(app, event)
    if isempty(app.SignalData)
        uialert(app.UIFigure, 'Спочатку завантажте ЕРГ-сигнал.', 'Помилка'); return;
    end
    app.Fs = str2double(app.FsEditField.Value);
    f_low = str2double(app.LowFreqEditField.Value);
    f_high = str2double(app.HighFreqEditField.Value);
    if f_low <= 0 || f_high >= app.Fs/2 || f_low >= f_high
        uialert(app.UIFigure, 'Некоректні параметри фільтра. Перевірте f_low, f_high та Fs.', 'Помилка параметрів');
        return;
    end
    X = app.SignalData;
    [b, a] = butter(4, [f_low f_high] / (app.Fs/2), 'bandpass');
    Xf = zeros(size(X));
    for i = 1:size(X,1)
        x = X(i,:) - mean(X(i,:));
        Xf(i,:) = filtfilt(b, a, x);
    end
    app.FilteredSignal = Xf;
    switch app.MethodDropDown.Value
        case 'Статистична обробка'; StatisticalProcessing(app);
        case 'Спектральна обробка'; SpectralAnalysis(app);
        case 'Кореляційна обробка'; CorrelationAnalysis(app);
        case 'Спектрально-кореляційна обробка'; SpectralCorrelationAnalysis(app);
    end
end
end

```

Рисунок 2.39 – Фрагмент коду виконавчої функції кнопки ProcessButton

Кнопка SaveButton («Зберегти результат») дозволяє виконати експорт результатів обробки у файл для подальшого аналізу або архівування. Фрагмент коду функції SaveButtonPushed(app, event) кнопки SaveButton зображено на рис.2.40.

```

% Button pushed function: SaveButton
function SaveButtonPushed(app, event)
    if isempty(app.LastResult)
        uialert(app.UIFigure, 'Немає результатів для збереження.', 'Помилка'); return;
    end
    [file, path] = uiputfile({'*.csv'; '*.dat'}, 'Зберегти результат');
    if isequal(file,0); return; end
    writematrix([app.LastResultX, app.LastResult], fullfile(path,file), 'Delimiter', 'tab');
    app.TextArea.Value = {'Результат успішно збережено.'};
end

```

Рисунок 2.40 – Фрагмент коду виконавчої функції кнопки SaveButton

Кнопка ClearButton «Очистити» призначена для очищення графіків та службових даних програми. Фрагмент коду функції ClearButtonPushed(app, event) кнопки ClearButton зображено на рис.2.41.

```

% Button pushed function: ClearButton
function ClearButtonPushed(app, event)
    cla(app.InputAxes);
    cla(app.ResultAxes);
    cla(app.MeanERG);
    app.SignalData = [];
    pp.FilteredSignal = [];
    app.LastResult = [];
    app.LastResultX = [];
    app.TextArea.Value = {'Дані очищено.'};
end

```

Рисунок 2.41 – Фрагмент коду виконавчої функції кнопки ClearButton

Ліва частина інтерфейсу містить блок налаштування параметрів обробки сигналу (рис.2.42). У даному блоці користувач може задавати:

- частоту дискретизації сигналу F_s ;
- нижню граничну частоту смугового фільтра;
- верхню граничну частоту смугового фільтра.

Частота Fs, Гц	1000
Нижня частота, Гц	0,5
Верхня частота, Гц	300
Метод обробки	Статистична обробка ▼

Рис.2.42. Блок інтерфейсу параметрів обробки сигналу

Значення параметрів вводяться у спеціальні поля типу Numeric Edit Field. Це дозволяє змінювати параметри цифрової фільтрації залежно від типу дослідження та характеристик сигналу.

Нижче розташовано меню вибору методу обробки ЕРГ-сигналу (рис.2.43). Вибір реалізовано за допомогою елемента DropDown (функція MethodDropDown), який містить такі методи обробки:

- статистична обробка (функція StatisticalProcessing(app));
- спектральна обробка (функція SpectralAnalysis(app));
- кореляційна обробка (функція CorrelationAnalysis(app));
- спектрально-кореляційна обробка (функція SpectralCorrelationAnalysis(app)).

Метод обробки	Статистична обробка ▼
Повідомлення	Статистична обробка Кореляційна обробка Спектральна обробка Спектрально-кореляційна обробка

Рисунок 2.43 – Блок інтерфейсу меню вибору методу обробки ЕРГ-сигналу

Такий підхід забезпечує можливість швидкого перемикання між різними алгоритмами аналізу без зміни структури програмного забезпечення.

У центральній та правій частинах інтерфейсу розташовано графічні області відображення результатів. Верхній графік «Завантажений ЕРГ-сигнал» використовується для візуалізації вхідних електроретинографічних сигналів після їх завантаження у систему.

Нижня ліва графічна область «Середній ЕРГ-сигнал» призначена для відображення результатів статистичної обробки, зокрема усередненого сигналу, який формується на основі декількох повторних реєстрацій.

Нижня права область «Результат обробки» використовується для відображення результатів спектральної, кореляційної або спектрально-кореляційної обробки сигналу залежно від вибраного користувачем методу.

У нижній частині інтерфейсу розташовано текстове поле «Повідомлення», яке виконує функцію журналу роботи системи. У даному полі відображаються:

- службові повідомлення;
- результати виконання алгоритмів;
- інформація про завантажені файли;
- повідомлення про помилки або некоректні параметри.

Розроблений графічний інтерфейс забезпечує інтуїтивно зрозумілу взаємодію користувача із програмним забезпеченням та дозволяє автоматизувати процес обробки електроретинографічних сигналів. Використання середовища MATLAB App Designer забезпечує високу гнучкість подальшого розширення функціональних можливостей системи та інтеграції нових алгоритмів аналізу ЕРГ-сигналів.

Код програмного забезпечення системи з графічним інтерфейсом наведено в додатку А.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		73

2.6 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи

На рис.2.44 наведено графічний інтерфейс комп'ютерної ретинографічної системи.

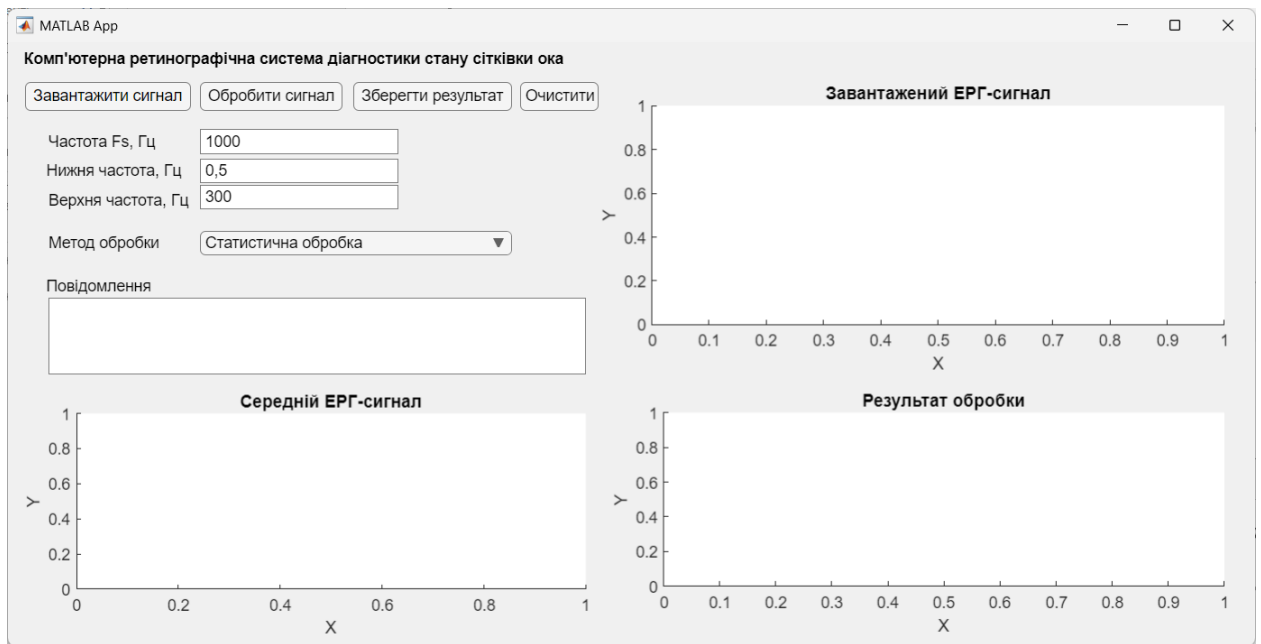


Рисунок 2.44 – Стартовий екран запуску інтерфейсу комп'ютерної системи

У процесі тестування перевірялась:

- коректність завантаження ЕРГ-сигналів;
- працездатність алгоритмів статистичної обробки;
- правильність побудови графічних залежностей;
- коректність визначення параметрів сигналу;
- стабільність роботи графічного інтерфейсу.

На рис. 2.45 наведено результати статистичної обробки ЕРГ-сигналів у нормі.

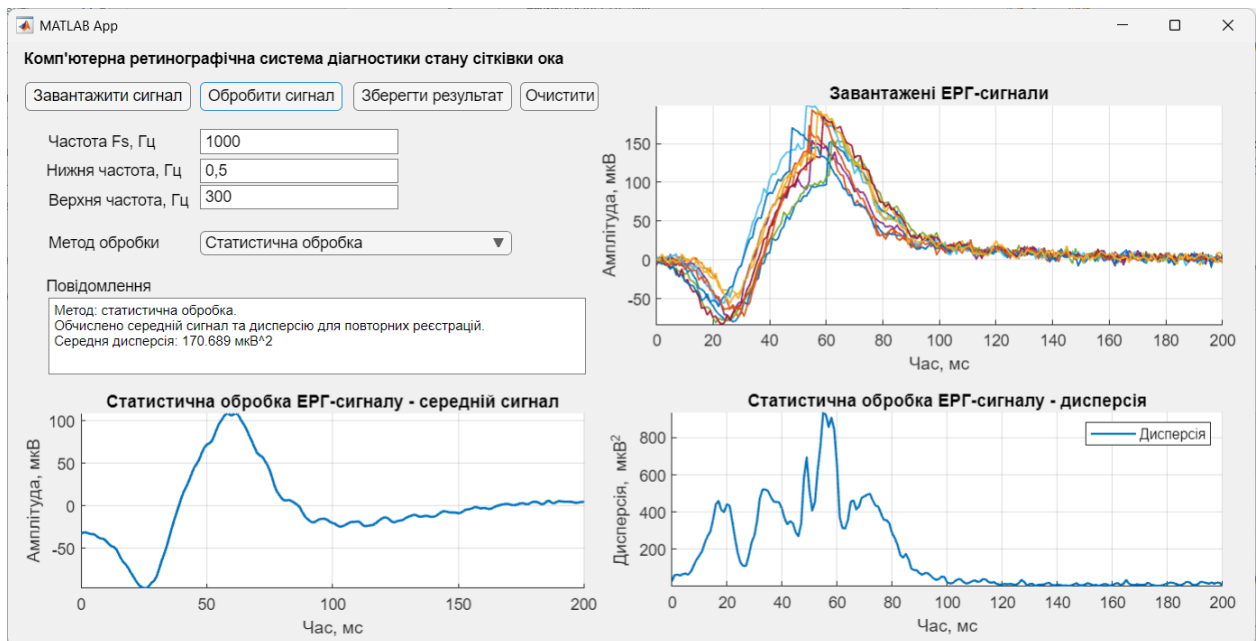


Рисунок 2.45 – Результат статичної обробки ЕРГ-сигналу (норма)

Після завантаження десяти повторних реалізацій ЕРГ-сигналу система виконала їх попередню фільтрацію, усереднення та розрахунок дисперсії. На верхньому графіку відображено накладені повторні реалізації ЕРГ-сигналів, які характеризуються високою подібністю форми та часових параметрів. Це свідчить про стабільність реєстрації та високу повторюваність біоелектричної відповіді сітківки.

На нижньому лівому графіку наведено усереднений ЕРГ-сигнал. Для сигналу в нормі характерна наявність чітко виражених:

- негативної а-хвилі;
- позитивної b-хвилі великої амплітуди.

Максимальна амплітуда b-хвилі спостерігається приблизно у діапазоні 55-65 мс, що відповідає типовим параметрам нормального ЕРГ-сигналу.

На нижньому правому графіку наведено залежність дисперсії сигналу від часу. Найбільші значення дисперсії спостерігаються у зоні формування а- та b-хвиль, що пояснюється незначними варіаціями амплітуд між окремими реалізаціями сигналу. При цьому загальний рівень дисперсії залишається відносно невисоким, що підтверджує стабільність ЕРГ-відповіді у нормі.

На рис.2.46 наведено результати статистичної обробки ЕРГ-сигналів при патології сітківки.

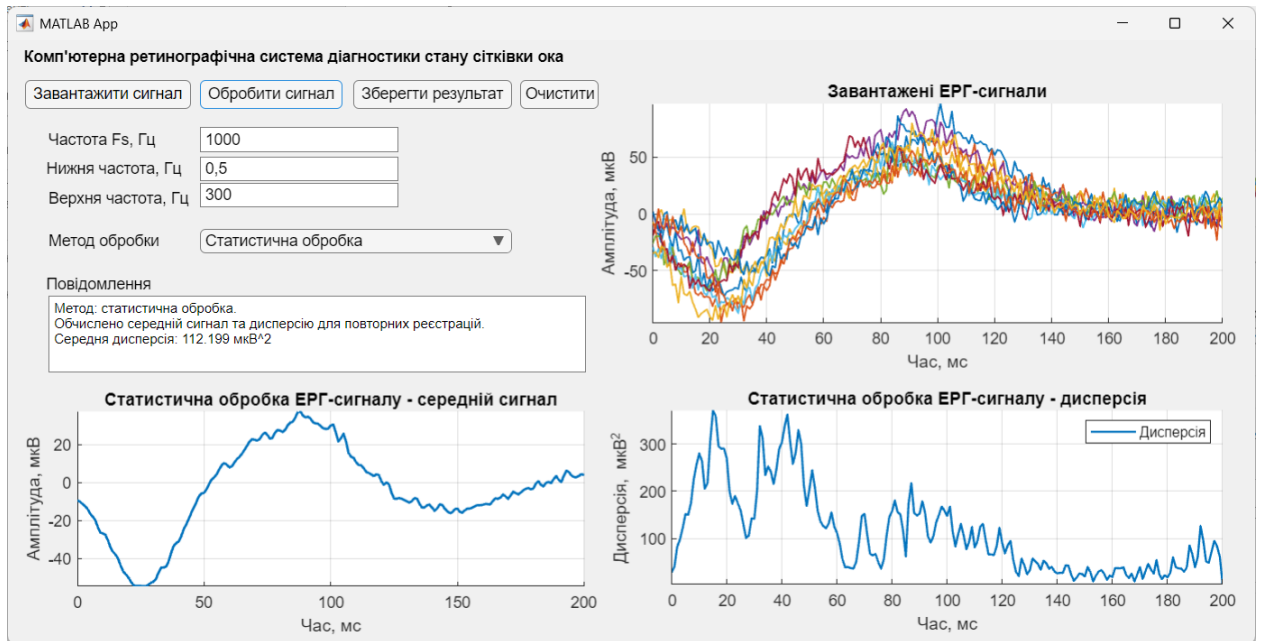


Рисунок 2.46 – Результат статичної обробки ЕРГ-сигналу (патологія)

Для патологічного ЕРГ-сигналу, що відповідає дифузному ураженню сітківки та генералізованій дисфункції, спостерігається суттєва зміна форми електроретинографічної відповіді. На верхньому графіку видно значно більший розкид між повторними реалізаціями сигналів, що свідчить про нестабільність функціонування сітківки та зниження відтворюваності біоелектричної відповіді.

Усереднений патологічний ЕРГ-сигнал характеризується:

- зменшенням амплітуди а-хвилі;
- значним зменшенням амплітуди b-хвилі;
- розширенням форми сигналу;
- збільшенням латентності основних компонентів.

Особливо помітним є суттєве зниження амплітуди b-хвилі, що є характерною ознакою генералізованої дисфункції внутрішніх шарів сітківки та порушення передачі сигналу від фоторецепторів до біполярних клітин.

На графіку дисперсії також спостерігається підвищений рівень статистичного розкиду сигналу практично у всьому часовому діапазоні. Це свідчить про нестабільність патологічної відповіді сітківки та підвищену варіабельність електрофізіологічних параметрів.

Порівняльний аналіз результатів тестування показав, що розроблене програмне забезпечення дозволяє ефективно виявляти відмінності між нормальними та патологічними ЕРГ-сигналами. Реалізовані алгоритми статистичної обробки забезпечують:

- автоматизоване усереднення повторних реєстрацій;
- оцінювання варіабельності сигналу;
- виявлення змін амплітудних та часових параметрів ЕРГ-сигналів.

Отримані результати підтверджують працездатність розробленої комп'ютерної ретинографічної системи та можливість її використання для автоматизованого аналізу електроретинографічних сигналів при діагностиці патологічних станів сітківки ока.

На рис.2.47-2.48 наведено результати кореляційної обробки ЕРГ-сигналів норми та при патології сітківки.

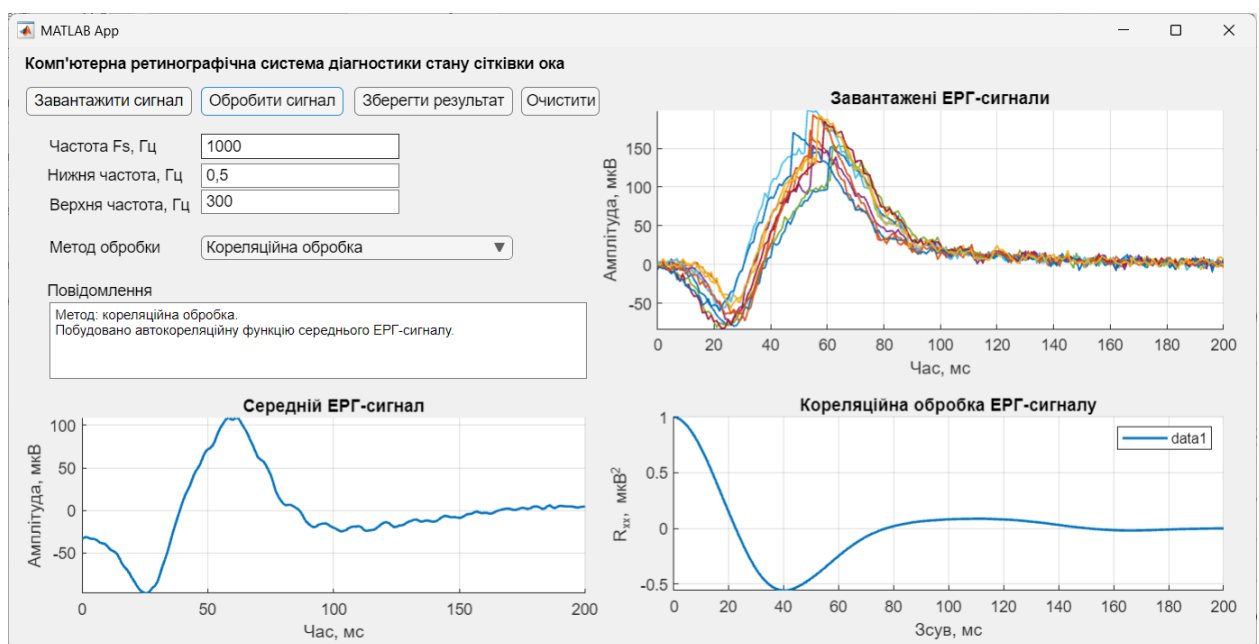


Рисунок 2.47 – Результат кореляційної обробки ЕРГ-сигналу (норма)

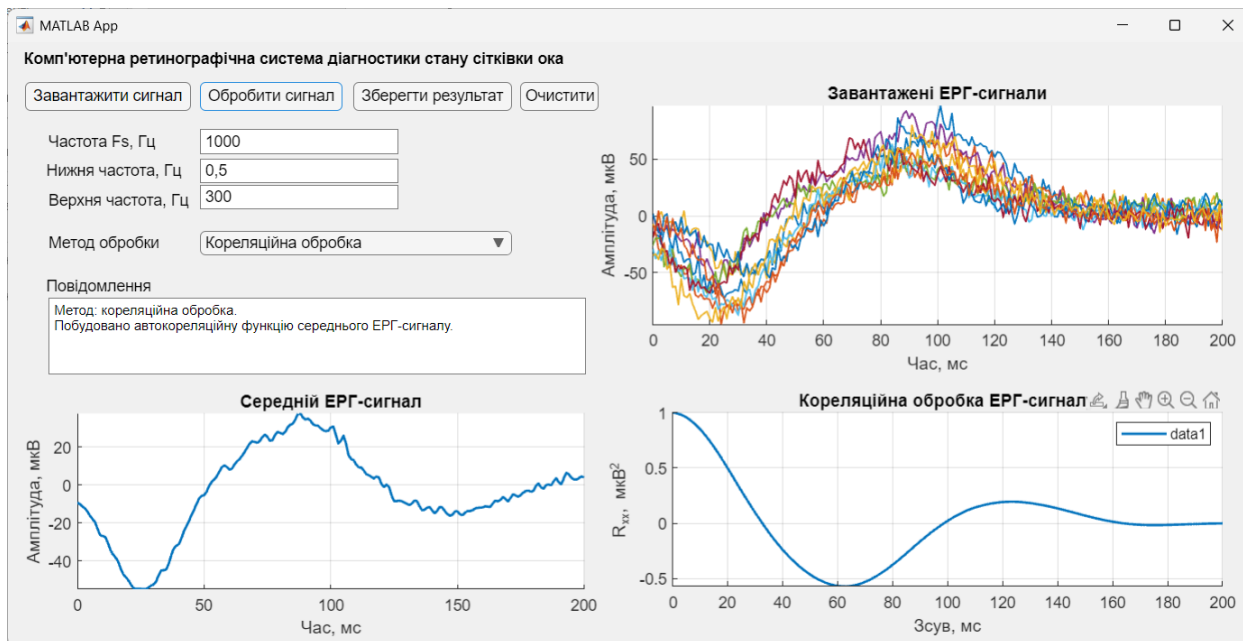


Рисунок 2.48 – Результат кореляційної обробки ЕРГ-сигналу (патологія)

Порівняння результатів кореляційної обробки ЕРГ-сигналів у нормі та при патології показало суттєві відмінності у характері автокореляційних функцій. Для нормального ЕРГ-сигналу автокореляційна функція характеризується більш впорядкованою та стабільною формою, що свідчить про високу повторюваність структури сигналу при повторних реєстраціях. Мінімум автокореляційної функції для нормального сигналу спостерігається приблизно при часовому зсуві 35-40 мс та становить близько $R_{xx} \approx -0,55$. Після 140-160 мс значення функції практично прямують до нуля, що вказує на швидке згасання кореляційних зв'язків.

Для патологічного ЕРГ-сигналу при дифузному ураженні сітківки спостерігається зміщення мінімуму автокореляційної функції у область 55-65 мс та більш повільне згасання кореляційної залежності. Мінімальне значення становить приблизно $R_{xx} \approx -0,58$. Автокореляційна функція має більш розтягнутий характер та знижений рівень впорядкованості, що пов'язано із генералізованою дисфункцією сітківки та порушенням часової структури ЕРГ-сигналу.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Отже, для нормального сигналу мінімум автокореляційної функції формується швидше та має більш виражений характер, що відповідає чіткій структурі а- та в-хвиль ЕРГ-сигналу. У патологічному сигналі спостерігається зміщення кореляційних максимумів та мінімумів у часі, а також зменшення швидкості згасання автокореляційної функції.

Отримані результати підтверджують, що кореляційний аналіз дозволяє ефективно виявляти зміни часових параметрів та структури ЕРГ-сигналу при патологічних станах сітківки ока.

На рис.2.49-2.50 наведено результати спектральної обробки ЕРГ-сигналів норми та при патології сітківки.

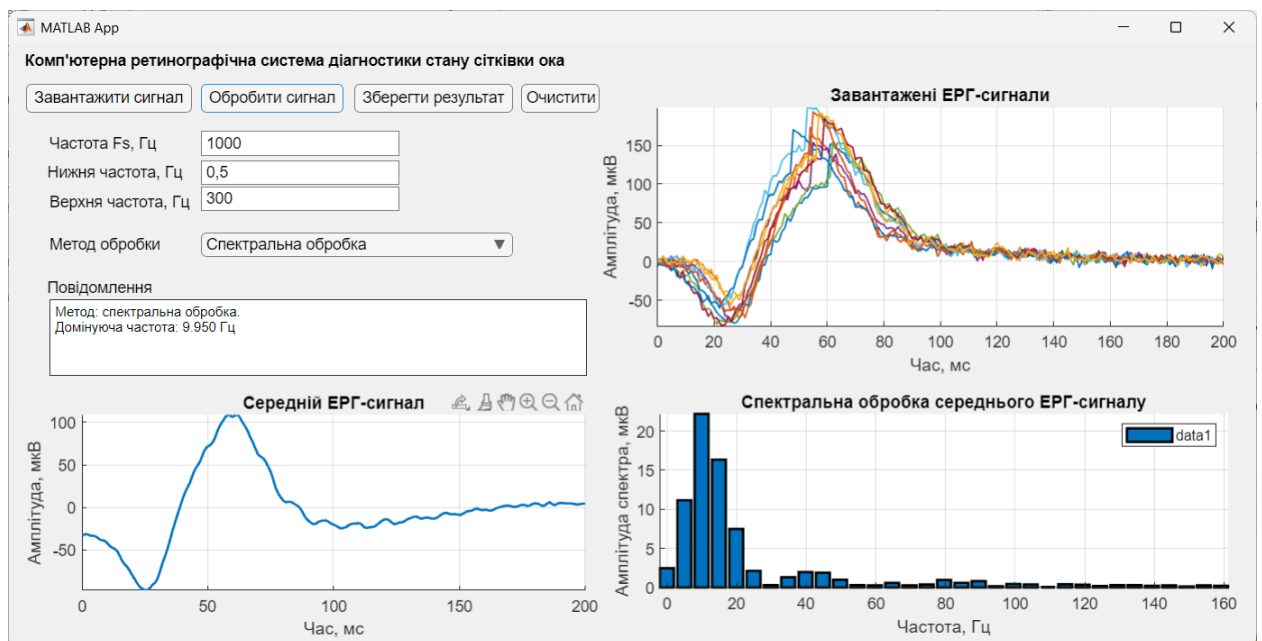


Рисунок 2.49 – Результат спектральної обробки ЕРГ-сигналу (норма)

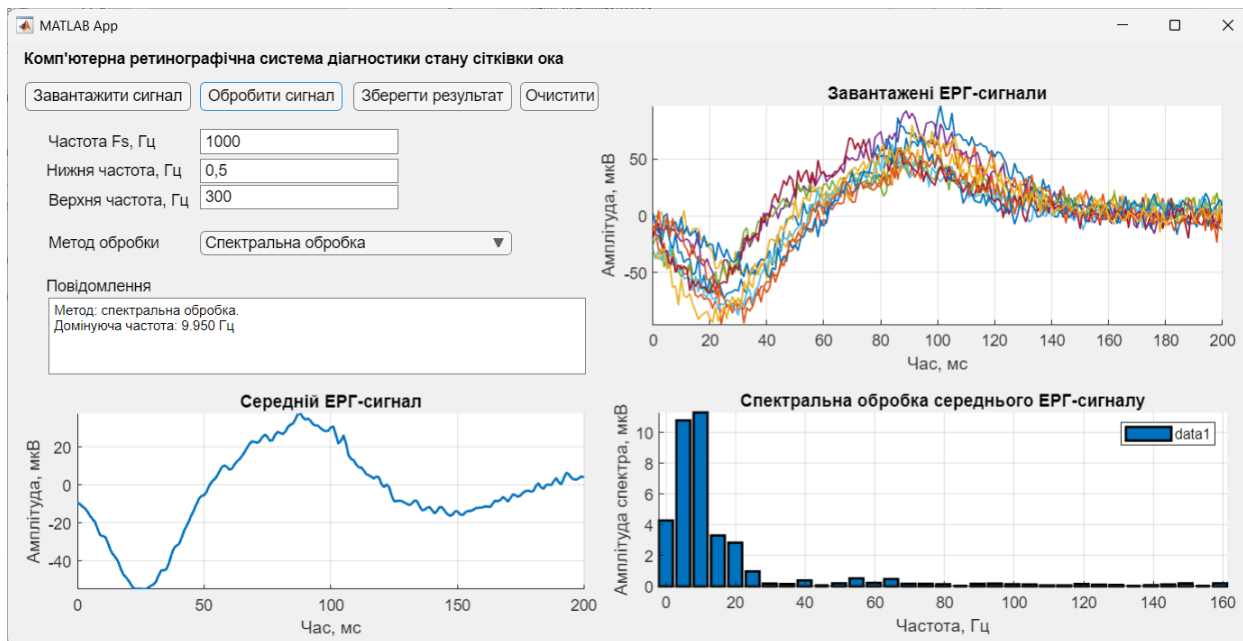


Рисунок 2.50 – Результат спектральної обробки ЕРГ-сигналу (патологія)

У результаті спектральної обробки встановлено, що для ЕРГ-сигналу в нормі основна енергія зосереджена в низькочастотному діапазоні приблизно 5-20 Гц. Максимальна амплітуда спектра становить близько 22 мкВ і спостерігається в області 10 Гц. Це свідчить про наявність чітко сформованої електроретинографічної відповіді з вираженими а- та b-хвилями.

Для патологічного сигналу також спостерігається домінування низькочастотних складових, однак амплітуда спектра є значно меншою. Максимальне значення становить приблизно 11 мкВ, тобто майже вдвічі менше порівняно з нормою. Крім того, у патологічному сигналі спектр має більш згладжений характер, а складові в діапазоні 15-25 Гц виражені слабше.

Отже, головна відмінність полягає не у зміщенні домінуючої частоти, а саме у зменшенні амплітуди спектральних компонентів при патології. Це узгоджується з часовою формою патологічного ЕРГ-сигналу, де спостерігається зниження амплітуди основних хвиль та менш виражена біоелектрична відповідь сітківки. Отримані результати підтверджують, що розроблена система коректно виконує спектральний аналіз і дозволяє

виявляти кількісні відмінності між нормальним та патологічним станом сітківки.

На рис.2.51-2.52 наведено результати спектрально-кореляційної обробки ЕРГ-сигналів норми та при патології сітківки.

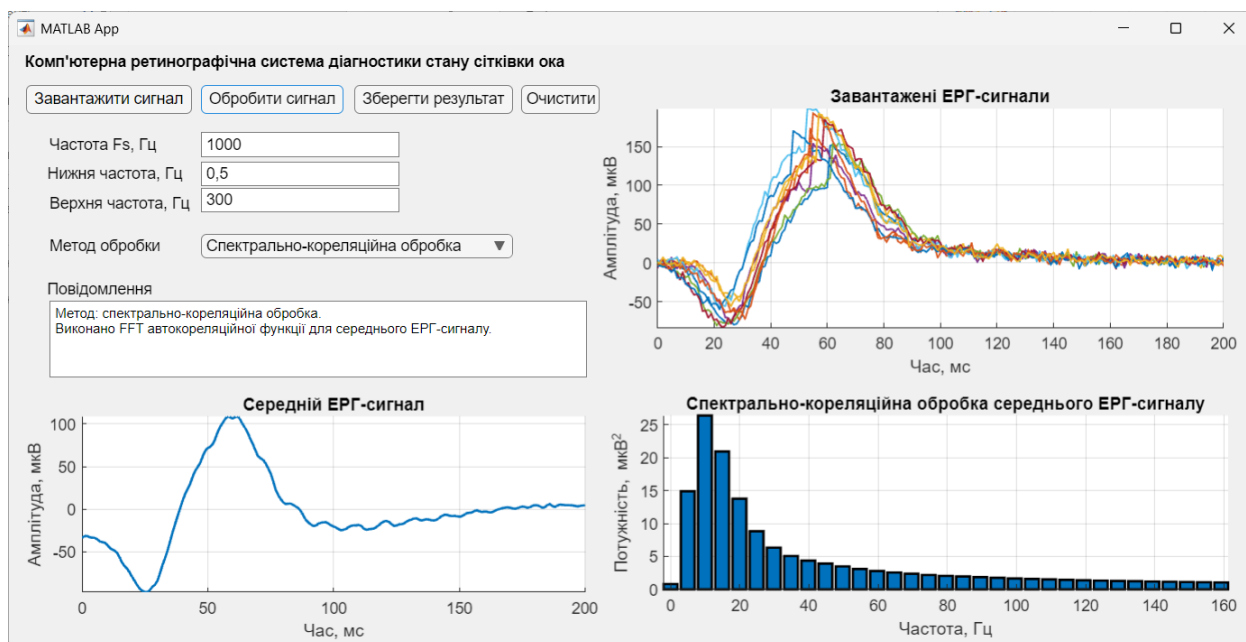


Рисунок 2.51 – Результат спектрально-кореляційної обробки ЕРГ-сигналу (норма)

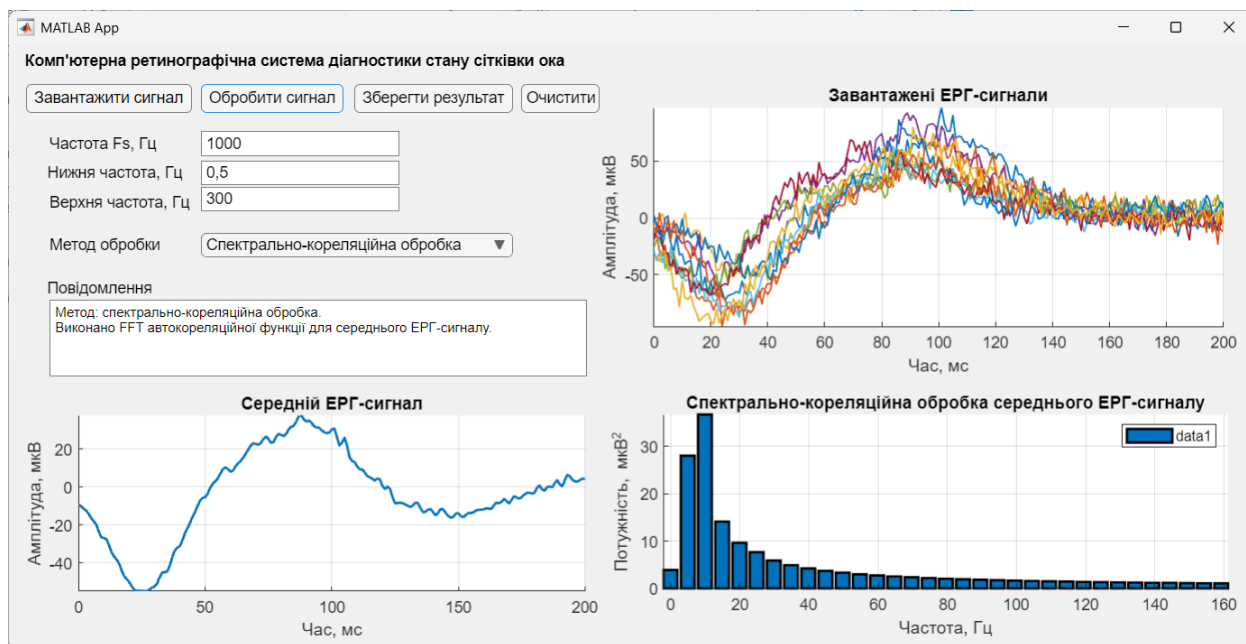


Рисунок 2.52 – Результат спектрально-кореляційної обробки ЕРГ-сигналу (патологія)

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Порівняння результатів спектрально-кореляційної обробки ЕРГ-сигналів у нормі та при патології також підтвердило ефективність роботи розробленої комп'ютерної ретинографічної системи. Для нормального ЕРГ-сигналу спектрально-кореляційний аналіз показав наявність чітко виражених низькочастотних компонентів у діапазоні 5-20 Гц. Максимальне значення спектрально-кореляційної потужності становить приблизно 26 мкВ² та спостерігається поблизу 10 Гц. При цьому спектр має більш впорядкований характер та плавне згасання високочастотних складових.

Для патологічного сигналу при дифузному ураженні сітківки спостерігається зміна структури спектрально-кореляційного спектра. Максимальна потужність зміщується у область нижчих частот та зростає приблизно до 36 мкВ², однак при цьому спектр стає більш розтягнутим і менш впорядкованим. Також спостерігається повільніше згасання спектрально-кореляційних складових у діапазоні 20-80 Гц, що свідчить про збільшення низькочастотної складової та порушення часової структури ЕРГ-сигналу.

На відміну від нормального сигналу, патологічний ЕРГ-сигнал характеризується більш нерівномірним розподілом спектрально-кореляційної потужності та підвищеною варіабельністю сигналу. Це пов'язано із генералізованою дисфункцією сітківки та порушенням синхронності формування біоелектричної відповіді.

Отримані результати підтверджують, що розроблена система коректно реалізує алгоритми спектрально-кореляційної обробки та дозволяє ефективно виявляти відмінності між нормальними та патологічними ЕРГ-сигналами. Це свідчить про працездатність програмного забезпечення та можливість його використання для автоматизованої діагностики функціонального стану сітківки ока.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						82
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.7 Висновки до розділу 2

У розділі розглянуто теоретичні та практичні аспекти побудови комп'ютерної ретинографічної системи для обробки та аналізу ЕРГ-сигналів. Проведено аналіз особливостей електроретинографії як методу функціональної діагностики стану сітківки ока та визначено основні характеристики ЕРГ-сигналів, що використовуються для оцінювання функціонального стану зорової системи.

Розроблено математичну модель ЕРГ-сигналу, яка враховує основні компоненти ЕРГ-відповіді, зокрема а-хвилю, b-хвилю, осциляційні потенціали та шумові складові. Побудована модель дозволила сформувати сигнали, близькі до реальних електроретинографічних даних, та виконати їх подальше дослідження у середовищі MATLAB.

Розроблено алгоритмічне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи, яке включає статистичну, спектральну, кореляційну та спектрально-кореляційну обробку ЕРГ-сигналів. Для кожного методу було побудовано блок-схеми алгоритмів та виконано їх детальний опис. Реалізовані алгоритми дозволяють здійснювати автоматизоване оцінювання часових, амплітудних та спектральних характеристик електроретинограм.

У процесі роботи було розроблено програмне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи у середовищі MATLAB із використанням App Designer.

Розроблений графічний інтерфейс користувача забезпечує зручну взаємодію з програмою та дозволяє виконувати комплексну обробку ЕРГ-сигналів у автоматизованому режимі.

У ході тестування програмного забезпечення було проведено обробку ЕРГ-сигналів у нормі та при патології типу «дифузне ураження сітківки – генералізована дисфункція». Отримані результати показали, що патологічні сигнали характеризуються зменшенням амплітуди основних компонентів,

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		83

зміною часових характеристик, зниженням спектральної потужності та зміною кореляційних параметрів порівняно із нормальними сигналами.

Результати проведених досліджень підтвердили працездатність розробленої комп'ютерної ретинографічної системи та ефективність реалізованих методів цифрової обробки ЕРГ-сигналів для аналізу функціонального стану сітківки ока. Розроблене програмне забезпечення може бути використане для автоматизованої обробки ЕРГ-сигналів у задачах медичної діагностики та наукових досліджень.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						84
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Вибір та обґрунтування програмного середовища реалізації комп'ютерної системи

Для реалізації програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи необхідно було обрати програмне середовище, яке забезпечує ефективну обробку електроретинографічних сигналів, реалізацію математичних методів аналізу, візуалізацію результатів та створення графічного інтерфейсу користувача.

Під час вибору програмного середовища враховувалися такі основні вимоги:

- підтримка цифрової обробки біомедичних сигналів;
- наявність вбудованих математичних функцій та бібліотек;
- можливість реалізації спектрального, статистичного та кореляційного аналізу;
- зручні засоби візуалізації даних;
- підтримка створення графічного інтерфейсу користувача;
- можливість швидкого прототипування алгоритмів;
- підтримка роботи з файлами та масивами даних.

Для реалізації поставленого завдання було обрано програмне середовище MATLAB компанії MathWorks. Дане середовище є одним із найбільш поширених інструментів для математичного моделювання, цифрової обробки сигналів та аналізу біомедичних даних.

Основною перевагою MATLAB є наявність потужного математичного апарату та великої кількості вбудованих функцій для роботи із сигналами. Середовище містить спеціалізовані бібліотеки Signal Processing Toolbox, DSP Toolbox та Statistics Toolbox, які дозволяють ефективно реалізовувати

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						85
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

алгоритми фільтрації, спектрального аналізу, кореляційної обробки та статистичного аналізу ЕРГ-сигналів.

Для дослідження електроретинографічних сигналів MATLAB є особливо зручним завдяки можливості роботи з масивами даних та реалізації алгоритмів у матричному вигляді. Це дозволяє швидко виконувати обчислення та проводити аналіз великої кількості реалізацій сигналів.

Ще однією важливою перевагою середовища є наявність засобів візуалізації даних. MATLAB дозволяє будувати графіки часових сигналів, спектральних характеристик, автокореляційних функцій та інших параметрів, що значно спрощує аналіз отриманих результатів та їх інтерпретацію.

Для створення програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи було використано середовище App Designer, яке входить до складу MATLAB. App Designer є сучасним інструментом розробки графічних інтерфейсів користувача, що дозволяє створювати інтерактивні програмні застосунки без необхідності використання сторонніх бібліотек чи платформ.

У процесі розробки системи App Designer використовувався для створення головного вікна програми, кнопок керування, меню вибору методів обробки, полів введення параметрів та графічних областей для візуалізації сигналів і результатів аналізу. За допомогою компонентів App Designer було реалізовано:

- завантаження ЕРГ-сигналів із файлів;
- введення параметрів обробки сигналу;
- вибір методу обробки через випадające меню;
- відображення повторних реєстрацій ЕРГ-сигналів;
- візуалізацію результатів статистичної, спектральної, кореляційної та спектрально-кореляційної обробки;
- формування інформаційних повідомлень для користувача;
- збереження результатів аналізу.

Використання App Designer дозволяє створювати зручний та інтуїтивно зрозумілий інтерфейс комп'ютерної системи, що значно спрощує роботу користувача із програмою. Важливою перевагою є можливість візуального редагування інтерфейсу, автоматичного генерування програмного коду та інтеграції графічних компонентів із алгоритмами обробки сигналів.

Крім того, App Designer забезпечує поділ програмного забезпечення на логічні модулі, що спрощує структурування коду та подальшу модернізацію системи. Це дозволяє легко додавати нові методи обробки сигналів, змінювати структуру інтерфейсу або інтегрувати додаткові функції аналізу.

Важливою перевагою MATLAB є також можливість швидкого прототипування алгоритмів. У процесі розробки системи це дозволило оперативно тестувати різні методи обробки ЕРГ-сигналів, змінювати параметри алгоритмів та оцінювати ефективність їх роботи без необхідності створення складного низькорівневого програмного коду.

Крім того, MATLAB підтримує роботу з файлами різних форматів (*.dat, *.txt, *.csv), що забезпечує можливість завантаження та збереження ЕРГ-сигналів і результатів їх обробки. Це є важливим для організації бази даних сигналів та подальшого аналізу результатів досліджень.

Таким чином, вибір середовища MATLAB та App Designer для реалізації комп'ютерної ретинографічної системи є обґрунтованим, оскільки вони забезпечують необхідні засоби математичного моделювання, цифрової обробки сигналів, візуалізації даних та створення сучасного графічного інтерфейсу користувача. Використання цих засобів дозволило реалізувати ефективне програмне забезпечення для автоматизованої обробки та аналізу ЕРГ-сигналів.

3.2 Організація медико-біологічного експерименту

Медико-біологічне дослідження проводилося з метою оцінювання функціонального стану сітківки ока на основі аналізу електроретинографічних

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						87
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

сигналів та перевірки ефективності розробленої комп'ютерної ретинографічної системи. Основним методом дослідження була електроретинографія, яка дозволяє реєструвати біоелектричну активність сітківки у відповідь на світлове подразнення та оцінювати функціональний стан її фоторецепторного і нейронного апарату.

Електроретинографія є одним із основних методів функціональної діагностики органа зору та широко використовується для виявлення дегенеративних, судинних та запальних захворювань сітківки. Реєстрований ЕРГ-сигнал формується внаслідок сумарної електричної активності фоторецепторів, біполярних, горизонтальних та інших клітин сітківки. Основними компонентами електроретинограми є а-хвиля, що характеризує реакцію фоторецепторів, та б-хвиля, яка відображає активність біполярних і клітин Мюллера.

Для проведення дослідження використовувалися електроретинографічні сигнали, отримані з відкритої наукової бази даних PERG IOBA Dataset, розміщеної на платформі PhysioNet. Реєстрація сигналів виконувалася за допомогою клінічної електроретинографічної системи Diagnosys Espion E3 відповідно до міжнародного стандарту ISCEV (International Society for Clinical Electrophysiology of Vision), який регламентує умови проведення електроретинографічних досліджень та параметри реєстрації сигналів.

У межах дослідження використовувалися дві основні групи ЕРГ-сигналів:

- сигнали нормального функціонального стану сітківки;
- сигнали при патології типу «дифузне ураження сітківки – генералізована дисфункція».

Нормальні сигнали використовувалися як еталонні для оцінювання часових та амплітудних характеристик електроретинограми. Патологічні сигнали характеризувалися зменшенням амплітуди основних компонентів, збільшенням латентності та зміною форми сигналу, що відповідає генералізованим функціональним порушенням сітківки.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						88
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Послідовність проведення медико-біологічного дослідження ЕРГ-сигналів у межах розробленої комп'ютерної ретинографічної системи наведено на рис. 3.1.

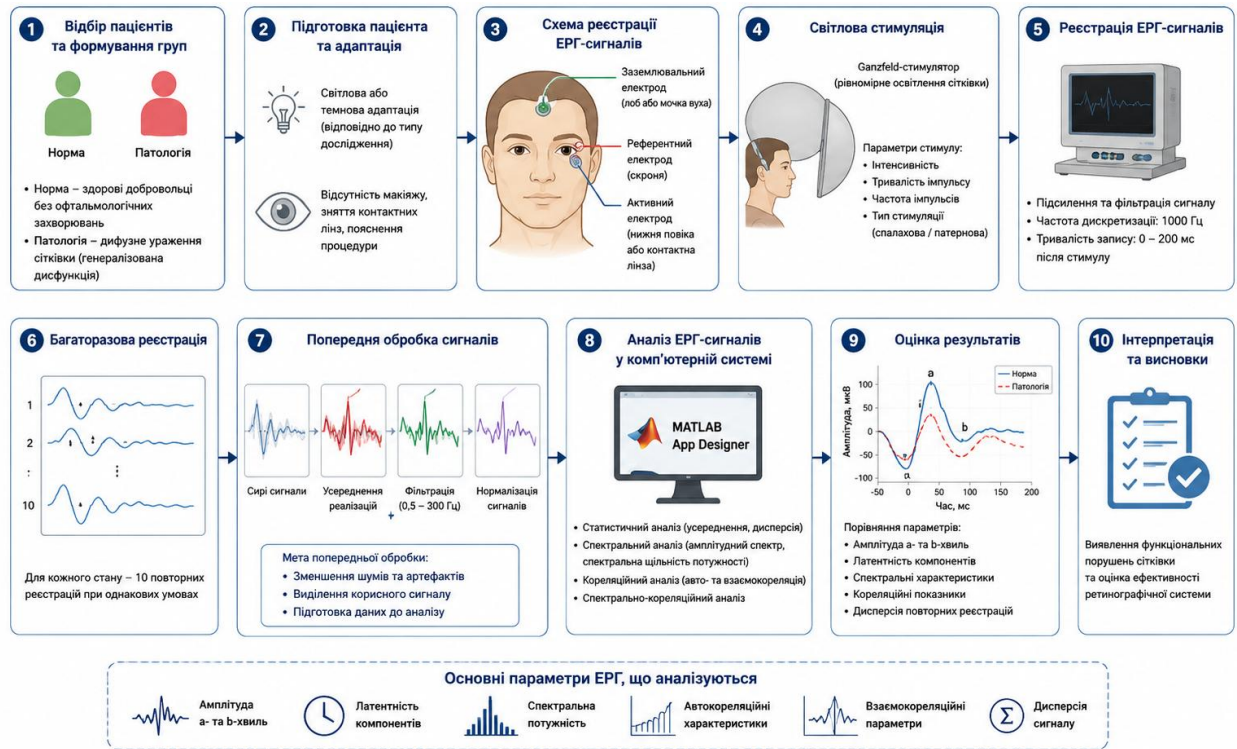


Рисунок 3.1 – Методика проведення медико-біологічного дослідження на основі електроретинографії

Як видно з рис. 3.1, методика дослідження включає етапи формування груп дослідження, підготовки пацієнта, реєстрації ЕРГ-сигналів, багаторазового вимірювання біоелектричної відповіді сітківки, попередньої цифрової обробки та подальшого аналізу сигналів у розробленій комп'ютерній системі. Така послідовність забезпечує підвищення достовірності результатів та можливість комплексного оцінювання функціонального стану сітківки ока.

Перед проведенням електроретинографічного дослідження виконувалася підготовка пацієнта відповідно до вимог клінічної електрофізіології. Для забезпечення стабільності результатів пацієнт перебував у стані адаптації до умов освітлення. Залежно від типу електроретинографії використовувалися умови світлової або темної

адаптації, що дозволяло оцінювати реакцію паличкової та колбочкової систем сітківки.

Реєстрація сигналів виконувалася із використанням електродної системи, яка включала:

- активний електрод;
- референтний електрод;
- заземлювальний електрод.

Активний електрод встановлювався у ділянці нижньої повіки або безпосередньо на контактній лінзі біля рогівки ока. Референтний електрод розміщувався у скроневій області, а заземлювальний електрод – у ділянці лоба або мочки вуха. Така схема забезпечувала стабільну реєстрацію низькоамплітудних біоелектричних сигналів сітківки та зменшення впливу зовнішніх електромагнітних завад.

Світлова стимуляція виконувалася за допомогою Ganzfeld-стимулятора, який забезпечував рівномірне освітлення всієї поверхні сітківки. Параметри світлового стимулу включали:

- інтенсивність світлового імпульсу;
- тривалість стимулу;
- частоту подачі імпульсів;
- тип стимуляції.

Після подачі світлового стимулу відбувалася генерація електроретинографічної відповіді сітківки, яка підсилювалася та передавалася у систему цифрової обробки сигналів.

Реєстрація ЕРГ-сигналів здійснювалася з частотою дискретизації 1000 Гц, що забезпечувало достатню часову роздільну здатність для аналізу швидкоплинних компонентів сигналу. Тривалість аналізованого фрагмента сигналу становила 200 мс після подачі світлового стимулу.

Однією з важливих особливостей проведення дослідження було використання багаторазової реєстрації ЕРГ-сигналів. Для кожного

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						90
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

функціонального стану виконувалося по 10 повторних реєстрацій сигналу при однакових умовах стимуляції. Необхідність багаторазових вимірювань пояснюється тим, що електроретинографічні сигнали мають низьку амплітуду та значну чутливість до шумів, електромагнітних завад і рухових артефактів.

Повторні реєстрації дозволяють:

- підвищити співвідношення сигнал/шум;
- зменшити вплив випадкових перешкод;
- оцінити стабільність біоелектричної відповіді;
- визначити дисперсію сигналів;
- отримати більш достовірний усереднений ЕРГ-сигнал.

Після реєстрації сигнали проходили етап попередньої цифрової обробки. На цьому етапі виконувалося усереднення повторних реалізацій ЕРГ-сигналів, що дозволяло виділити основні компоненти електроретинограми та пригнічувати випадкові шумові складові.

Додатково виконувалася фільтрація сигналів за допомогою смугового цифрового фільтра у діапазоні 0,5–300 Гц. Нижня гранична частота дозволяла усунути повільні дрейфи базової лінії, а верхня – зменшити вплив високочастотних шумів та електромагнітних завад.

Після попередньої обробки сигнали аналізувалися за допомогою розробленого програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи, реалізованого у середовищі MATLAB із використанням App Designer. Розроблене програмне забезпечення забезпечувало:

- завантаження ЕРГ-сигналів;
- візуалізацію повторних реалізацій;
- статистичну обробку;
- спектральний аналіз;
- кореляційний аналіз;
- спектрально-кореляційну обробку;
- збереження результатів аналізу.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						91
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У процесі дослідження визначалися основні діагностичні параметри електроретинографічних сигналів:

- амплітуда а-хвилі;
- амплітуда в-хвилі;
- латентність основних компонентів;
- спектральна потужність сигналів;
- автокореляційні характеристики;
- взаємкореляційні параметри;
- дисперсія повторних реєстрацій.

Для нормального функціонального стану сітківки були характерні чітко виражені а- та в-хвилі з високою амплітудою та стабільною часовою структурою. Для патологічних сигналів спостерігалось зменшення амплітуди основних компонентів, збільшення латентності в-хвилі, зміна спектрального складу сигналу та зниження стабільності повторних реєстрацій.

Результати проведеного медико-біологічного дослідження підтвердили працездатність розробленої комп'ютерної ретинографічної системи та ефективність реалізованих методів цифрової обробки ЕРГ-сигналів для автоматизованої діагностики функціонального стану сітківки ока.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі було виконано обґрунтування вибору програмного середовища для реалізації комп'ютерної ретинографічної системи та розглянуто особливості організації медико-біологічного дослідження електроретинографічних сигналів.

Проведений аналіз показав, що середовище MATLAB є ефективним інструментом для розробки систем цифрової обробки біомедичних сигналів завдяки наявності широкого набору математичних функцій, засобів спектрального та кореляційного аналізу, а також можливостей візуалізації

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						92
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

даних. Використання App Designer дозволило реалізувати зручний графічний інтерфейс користувача та об'єднати методи статистичної, спектральної, кореляційної і спектрально-кореляційної обробки в єдину програмну систему.

У межах медико-біологічного дослідження розглянуто особливості проведення електроретинографії, умови реєстрації ЕРГ-сигналів та порядок підготовки пацієнта до дослідження. Визначено основні етапи проведення експерименту: підготовку обладнання, реєстрацію сигналів, багаторазове вимірювання ЕРГ-відповідей, попередню обробку та подальший аналіз отриманих даних.

Для дослідження використано електроретинографічні сигнали нормального стану сітківки ока та патологічного стану типу «дифузне ураження сітківки – генералізована дисфункція». Проведений аналіз показав, що патологічні сигнали характеризуються зменшенням амплітуди основних хвиль, збільшенням латентності, зміною спектральних характеристик та зниженням кореляційних показників порівняно з нормальними ЕРГ-сигналами.

Отримані результати підтвердили ефективність використання методів цифрової обробки для обробки ЕРГ-сигналів та можливість застосування розробленого програмного забезпечення для автоматизованої діагностики функціонального стану сітківки ока.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						93
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Безпека життєдіяльності

Під час розробки та експлуатації комп'ютерної ретинографічної системи важливим є забезпечення безпечних умов праці оператора та безпечних умов проведення ретинографічного дослідження для пацієнта. Особливість даної системи полягає у поєднанні медичного електронного обладнання, комп'ютерної техніки та електродних систем, які безпосередньо контактують із людиною. У зв'язку з цим питання безпеки життєдіяльності є важливою складовою при проектуванні та експлуатації комп'ютерної ретинографічної системи.

Під час роботи з ретинографічною системою на оператора та пацієнта можуть впливати такі небезпечні та шкідливі фактори:

- дія електричного струму;
- електромагнітні поля та завади;
- підвищене навантаження на органи зору;
- статичне та психоемоційне навантаження;
- пожежна безпека;
- біологічні фактори при використанні контактних електродів.

Найбільш небезпечним фактором є дія електричного струму, оскільки електроди електроретинографічної системи безпосередньо контактують із пацієнтом під час реєстрації біоелектричних сигналів сітківки ока. ЕРГ-сигнал має дуже малу амплітуду – переважно у межах 50-300 мкВ, тому для його реєстрації використовуються високочутливі підсилювачі біомедичних сигналів із великим коефіцієнтом підсилення. При пошкодженні ізоляції, несправності електроживлення або неправильному заземленні обладнання

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						94
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

можливе виникнення струмів витоку, які можуть становити небезпеку для пацієнта та оператора.

Вимоги до електробезпеки медичного електрообладнання регламентуються чинним стандартом ДСТУ EN 60601-1:2019 «Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик» (стандарт є чинним в Україні з 01.01.2020 р.).

Відповідно до вимог цього стандарту медичне обладнання повинно забезпечувати:

- обмеження струмів витоку;
- наявність захисного заземлення;
- електричну ізоляцію;
- захист від ураження електричним струмом;
- безпечні режими роботи обладнання.

Згідно з вимогами стандарту допустимий струм витоку на пацієнта не повинен перевищувати:

- 10 мкА – у нормальному режимі роботи;
- 50 мкА – при одиничній несправності обладнання.

Перевищення цих значень може викликати подразнення тканин, больові відчуття, мимовільне скорочення м'язів та погіршення самопочуття пацієнта. Особливо небезпечним є проходження струму через ділянку голови та органів зору, оскільки електроди розташовуються безпосередньо поблизу ока.

Для забезпечення електробезпеки комп'ютерна ретинографічна система повинна мати:

- захисне заземлення;
- подвійну електричну ізоляцію;
- гальванічну розв'язку каналів підсилення;
- стабілізоване живлення;
- екрановані кабелі та провідники.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						95
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Захисне заземлення забезпечує відведення аварійних струмів та запобігає появі небезпечної напруги на металевих елементах обладнання. Опір захисного заземлення відповідно до вимог електробезпеки не повинен перевищувати 4 Ом.

Для живлення системи доцільно використовувати мережеві фільтри та джерела безперебійного живлення. Напруга живлення повинна становити 220 В ± 10 % при частоті мережі 50 Гц. Використання стабілізованого живлення дозволяє підвищити надійність роботи системи та зменшити вплив імпульсних завад на процес реєстрації ЕРГ-сигналів.

Оскільки електроретинографічні сигнали мають низьку амплітуду, важливим є забезпечення електромагнітної сумісності обладнання. Основним джерелом завад є промислова мережа змінного струму частотою 50 Гц, а також інші електронні пристрої, які знаходяться у приміщенні.

Вимоги щодо електромагнітної сумісності медичного обладнання регламентуються чинним стандартом ДСТУ EN 60601-1-2:2018 «Вироби медичні електричні. Частина 1-2. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Електромагнітні збурення. Вимоги та випробування». Даний стандарт визначає допустимі рівні електромагнітних завад та вимоги до стійкості обладнання щодо зовнішніх електромагнітних впливів.

Для зменшення впливу електромагнітних завад у системі використовуються:

- екрановані кабелі;
- диференційні підсилювачі;
- цифрові смугові та режекторні фільтри;
- система заземлення;
- раціональне розташування обладнання.

Робоче місце оператора повинно відповідати ергономічним вимогам та забезпечувати комфортні умови праці. Під час роботи з комп'ютерною ретинографічною системою оператор тривалий час працює за персональним

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		96

комп'ютером, що може призводити до перевтоми, підвищеного навантаження на органи зору та опорно-руховий апарат.

Для забезпечення комфортних умов праці необхідно дотримуватися таких параметрів мікроклімату:

- температура повітря у приміщенні – 20-24 °С;
- відносна вологість повітря – 40-60 %;
- швидкість руху повітря – не більше 0,1 м/с;
- рівень шуму – не більше 50 дБ;
- освітленість робочої поверхні – 300-500 лк.

Монітор повинен розташовуватись на відстані 60–70 см від очей користувача, а верхній край екрана – на рівні очей або трохи нижче. Для зменшення навантаження на органи зору необхідно уникати появи відблисків на екрані та забезпечувати рівномірне освітлення приміщення.

Для профілактики перевтоми рекомендовано робити технологічні перерви тривалістю 10–15 хв після кожної години роботи за комп'ютером. Під час перерв доцільно виконувати вправи для очей та змінювати положення тіла для зменшення статичного навантаження на м'язи шії та спини.

Оскільки електроди контактують із пацієнтом, важливим є дотримання санітарно-гігієнічних вимог та правил інфекційної безпеки. Після кожного дослідження електроди повинні проходити дезінфекцію відповідно до медичних норм. Для зменшення ризику передачі інфекцій рекомендується використовувати одноразові контактні елементи або стерильні накладки.

Під час роботи із системою забороняється:

- використовувати несправне обладнання;
- експлуатувати систему без заземлення;
- працювати із пошкодженими кабелями та електродами;
- виконувати підключення обладнання вологими руками;
- проводити дослідження при пошкодженні ізоляції провідників.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						97
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Важливим елементом безпеки є також пожежна безпека приміщення. Електропроводка повинна відповідати допустимим навантаженням, а у приміщенні повинні бути наявні вуглекислотні або порошкові вогнегасники. Забороняється перевантаження електромережі та експлуатація несправного електрообладнання.

Таким чином, основним питанням безпеки життєдіяльності при експлуатації комп'ютерної ретинографічної системи є забезпечення електробезпеки пацієнта та оператора. Дотримання вимог чинних нормативних документів у галузі електробезпеки, електромагнітної сумісності, ергономіки та санітарно-гігієнічних норм дозволяє забезпечити безпечну та надійну роботу системи, підвищити достовірність результатів електроретинографічних досліджень та мінімізувати ризики для здоров'я людини.

4.2 Основи охорони праці

Одним із важливих питань охорони праці під час експлуатації комп'ютерної ретинографічної системи є забезпечення електромагнітної сумісності та захисту оператора від впливу електромагнітних випромінювань. Особливість роботи комп'ютерної ретинографічної системи полягає у використанні високочутливих підсилювачів біомедичних сигналів, персонального комп'ютера та цифрових електронних пристроїв, які можуть бути джерелами електромагнітних завад і випромінювань.

Під час роботи системи утворюються електромагнітні поля різної частоти, джерелами яких є:

- мережа живлення змінного струму 50 Гц;
- блоки живлення комп'ютерної техніки;
- монітор;
- цифрові електронні компоненти;
- кабелі передачі сигналів;

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						98
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- периферійні пристрої.

Електромагнітні поля можуть негативно впливати як на оператора, так і на якість реєстрації електроретинографічних сигналів. Оскільки ЕРГ-сигнали мають дуже низьку амплітуду – у межах десятків або сотень мікровольт, навіть незначні електромагнітні завади можуть спричинити спотворення результатів дослідження.

Основним джерелом електромагнітних завад є промислова електромережа частотою 50 Гц. При недостатньому екрануванні або неправильному заземленні обладнання у сигналі можуть виникати мережеві наведення, що ускладнює аналіз електроретинограм та знижує точність діагностики.

Вимоги щодо електромагнітної сумісності медичного електрообладнання регламентуються чинним стандартом ДСТУ EN 60601-1-2:2018 «Вироби медичні електричні. Частина 1-2. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Електромагнітні збурення. Вимоги та випробування». Стандарт визначає допустимі рівні електромагнітних завад та вимоги до стійкості медичного обладнання щодо зовнішніх електромагнітних впливів.

Для забезпечення електромагнітної сумісності комп'ютерної ретинографічної системи використовуються:

- екрановані кабелі;
- диференційні підсилювачі;
- цифрові смугові та режекторні фільтри;
- система захисного заземлення;
- раціональне розміщення обладнання.

Екранування кабелів дозволяє зменшити вплив зовнішніх електромагнітних полів на низькоамплітудні ЕРГ-сигнали. Для передачі біомедичних сигналів використовуються екрановані провідники із заземленою оболонкою, що забезпечує захист від наведень та електромагнітних перешкод.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						99
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Важливу роль у зменшенні електромагнітних завад відіграють диференційні підсилювачі, які пригнічують синфазні сигнали мережевих наведень. Для оцінювання ефективності пригнічення завад використовується коефіцієнт послаблення синфазного сигналу CMRR (Common Mode Rejection Ratio). Для біомедичних систем даний коефіцієнт повинен становити не менше 100 дБ.

Для додаткового пригнічення мережевих наведень використовуються цифрові режекторні фільтри на частоті 50 Гц, а також смугові фільтри із діапазоном пропускання 0,5–300 Гц, що дозволяє виділити корисний ЕРГ-сигнал та зменшити вплив високочастотних і низькочастотних завад.

Важливим елементом охорони праці є правильна організація робочого місця оператора. Комп'ютерна техніка та електронне обладнання повинні розташовуватись таким чином, щоб мінімізувати вплив електромагнітних полів на людину та забезпечити комфортні умови праці.

Монітор комп'ютера повинен розташовуватись на відстані 60–70 см від очей оператора. Системний блок та блоки живлення рекомендується розміщувати на відстані не менше 1 м від робочого місця оператора та каналів реєстрації біомедичних сигналів.

Для забезпечення комфортних умов праці необхідно підтримувати:

- температуру повітря у приміщенні 20–24 °С;
- відносну вологість повітря 40–60 %;
- рівень шуму не більше 50 дБ;
- освітленість робочої поверхні 300–500 лк.

Під час роботи із комп'ютерною ретинографічною системою оператор повинен дотримуватись правил безпечної експлуатації обладнання:

- використовувати лише справне обладнання;
- не допускати пошкодження екранованих кабелів;
- не перевантажувати електромережу;
- виконувати перевірку заземлення;

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						100
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– не розміщувати мобільні пристрої поблизу каналів реєстрації сигналів.

Важливим питанням охорони праці є також профілактика перевтоми оператора. Під час тривалої роботи за комп'ютером необхідно робити технологічні перерви тривалістю 10-15 хв після кожної години роботи. Це дозволяє зменшити навантаження на органи зору та нервову систему.

Таким чином, забезпечення електромагнітної сумісності комп'ютерної ретинографічної системи є важливою складовою охорони праці. Використання екранування, фільтрації, диференційних підсилювачів та правильна організація робочого місця дозволяють зменшити вплив електромагнітних завад, підвищити якість реєстрації ЕРГ-сигналів та забезпечити безпечні умови праці оператора.

4.3 Висновки до розділу 4

У розділі було розглянуто питання безпеки життєдіяльності та охорони праці під час експлуатації комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану сітківки ока.

У підрозділі безпеки життєдіяльності проаналізовано основні небезпечні фактори, що можуть виникати під час роботи із медичним електронним обладнанням, зокрема дію електричного струму, електромагнітних завад та можливі ризики для пацієнта при реєстрації біоелектричних сигналів. Розглянуто вимоги щодо електробезпеки медичних систем, захисного заземлення, обмеження струмів витоку та електромагнітної сумісності обладнання відповідно до чинних нормативних документів. Показано, що дотримання вимог стандартів дозволяє забезпечити безпечні умови проведення ретинографічних досліджень та підвищити надійність роботи системи.

У підрозділі охорони праці розглянуто питання забезпечення ергономічних умов праці оператора комп'ютерної ретинографічної системи.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						101
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Проаналізовано вплив тривалої роботи за комп'ютером на органи зору, нервову систему та опорно-руховий апарат. Визначено основні вимоги до організації робочого місця, параметрів мікроклімату, освітлення та режиму праці оператора. Показано, що правильна організація робочого місця та дотримання режимів праці і відпочинку дозволяють зменшити втому оператора та підвищити ефективність роботи з ЕРГ-сигналами.

Таким чином, проведений аналіз показав, що забезпечення безпеки життєдіяльності та охорони праці є важливою складовою експлуатації комп'ютерної ретинографічної системи. Дотримання вимог електробезпеки, електромагнітної сумісності, ергономіки та виробничої санітарії дозволяє забезпечити безпечні умови роботи оператора та пацієнта, підвищити надійність функціонування системи та достовірність результатів діагностики.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		102

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі вирішено актуальну задачу розробки комп'ютерної ретинографічної системи діагностики стану сітківки ока, яка забезпечує реєстрацію, обробку та аналіз електроретинографічних сигналів. У результаті виконання роботи отримано такі основні результати:

1. Проведено аналіз існуючих методів та систем електроретинографії шляхом дослідження принципів формування ЕРГ-сигналу, особливостей сучасних ретинографічних систем та методів діагностики стану сітківки ока. У результаті аналізу встановлено, що сучасні системи характеризуються високою точністю вимірювань, однак мають високу вартість, складність експлуатації та обмежені можливості автоматизованого аналізу сигналів, що підтвердило доцільність розробки комп'ютеризованої системи обробки ЕРГ-сигналів.

2. Обґрунтовано необхідність створення апаратного, математичного та програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи шляхом аналізу особливостей реєстрації низькоамплітудних біомедичних сигналів та вимог до їх цифрової обробки. У результаті визначено основні структурні компоненти системи та сформовано загальну архітектуру комп'ютерної ретинографічної системи.

3. Розроблено математичну модель ЕРГ-сигналу шляхом представлення її у вигляді суми основних компонентів: а-хвилі, b-хвилі, осциляційних потенціалів та шумової складової. Для опису сигналу використано гаусові та експоненційні функції, що дозволило адекватно відтворити як нормальні, так і патологічні електроретинографічні сигнали. У результаті отримано математичний опис сигналу, придатний для подальшого моделювання та цифрової обробки.

4. Розроблено методи обробки ЕРГ-сигналів шляхом використання статистичної, спектральної, кореляційної та спектрально-кореляційної обробки сигналів. Статистична обробка реалізована на основі багаторазової

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						103
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

реєстрації сигналів та їх усереднення, що дозволило підвищити співвідношення сигнал/шум. Спектральна обробка забезпечила дослідження частотної структури сигналів, а кореляційна та спектрально-кореляційна обробка дозволили оцінити ступінь подібності сигналів та виявити характерні патологічні зміни.

5. Розроблено алгоритмічне забезпечення обробки та аналізу ЕРГ-сигналів шляхом формування послідовності етапів завантаження, попередньої обробки, фільтрації, статистичної обробки, спектральної обробки, кореляційної обробки та виділення діагностичних параметрів сигналу. У результаті створено блок-схеми алгоритмів, які забезпечують автоматизовану обробку електроретинографічних сигналів та підвищують достовірність оцінювання функціонального стану сітківки ока.

6. Реалізовано програмне забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи у середовищі MATLAB із використанням засобів App Designer. Програмне забезпечення забезпечує завантаження ЕРГ-сигналів, введення параметрів обробки, вибір методів обробки через графічний інтерфейс, візуалізацію сигналів та результатів їх обробки. У результаті створено програмну систему із зручним графічним інтерфейсом користувача для автоматизованої обробки електроретинографічних сигналів.

7. Проведено тестування розробленої системи шляхом обробки ЕРГ-сигналів у нормі та при патології сітківки ока. У процесі тестування встановлено, що система забезпечує ефективне виділення характерних компонентів сигналу, зменшення рівня шумів та виявлення патологічних змін. Результати спектральної, кореляційної та спектрально-кореляційної обробки підтвердили працездатність та ефективність розробленої комп'ютерної ретинографічної системи.

Таким чином, у результаті виконання кваліфікаційної роботи розроблено комп'ютерну ретинографічну систему діагностики стану сітківки ока, яка забезпечує автоматизовану обробку та аналіз електроретинографічних сигналів.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		104

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ваврук Є., Лашко О., Попович Р. Алгоритми та засоби обробки сигналів: навч. посібн. Львів: СПОЛОМ, 2021. 240 с.
2. Жидецький, В. Ц. Основи охорони праці: підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. 3-тє вид., перероб. і доп. – Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. 336 с. Бібліогр.: с. 329–330. – ISBN 966-8013-11-5.
3. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.
4. Основи та методи цифрової обробки сигналів: від теорії до практики: навч. посібник / уклад. : Ю.О. Ушенко, М.С. Гавриляк, М.В. Талах, В.В. Дворжак. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2021. 308 с.
5. Хвостівський М.О. Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни «Комп'ютерна обробка біомедичних сигналів та даних» для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О. Тернопіль, 2024. 83 с.
6. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.
7. Хвостівський М. О. Математична модель макромеханізму формування електроретиносигналу для підвищення достовірності

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		105

офтальмодіагностичних систем: автореф. дис. ... канд. техн. наук: 01.05.02.
Математичне моделювання та обчислювальні методи. Тернопіль, 2010. 20 с.

8. Хоцкіна В.Б., Вдовиченко І.Н. Робота в пакеті MATLAB: Навчальний посібник. Кривий Ріг: Державний університет економіки і технологій, 2023. 130 с.

9. E3 Console <https://www.diagnosysllc.com/clinical-products/e3-console/>

10. Roland Consult RETIscan (RETIport) <https://www.roland-consult.de/reti-port-scan-21.html>

11. Metrovision MonPack <https://metrovision.fr/electrophysiology-us.html>

12. LKC Technologies UTAS
<https://www.consultronix.pl/app/uploads/2022/06/lkc-utas-broszura.pdf>

13. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. 120 с.

14. Хвостівська Л.В. Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. 2016. № 2. С.94-100.

15. Хвостівський М.О., Шадріна Г.М. Математична модель електроретинографічного сигналу. Матеріали одинадцятої наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 16-17 травня 2007 р. Тернопіль: ТДТУ, 2007. С. 16.

16. Драган Я. П., Осухівська Г. М., Хвостівський М. О. Обґрунтування математичної моделі електроретинографічного сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Комп'ютерні технології друкарства. Львів: Українська академія друкарства, 2007. № 18. С. 129-138.

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		106

Лістинг програмного забезпечення моделювання ЕРГ-сигналу

```

clc;
clear;
close all;
%% Часова вісь
dt = 1; % крок дискретизації, мс
t = 0:dt:250; % час, мс
%% ----- НОРМА -----
Aa = 80; ta = 22; sigma_a = 8;
Ab = 210; tb = 65; sigma_b = 18;
Ac = 35; tc = 120; tau_c = 45;
Ad = 25; td = 180; sigma_d = 10;
Aop = 18; alpha = 0.025; f = 0.11;
noise_level = 4;
sa = -Aa * exp(-((t - ta).^2) / (2 * sigma_a^2));
sb = Ab * exp(-((t - tb).^2) / (2 * sigma_b^2));
sc = zeros(size(t));
idx_c = t >= tc;
sc(idx_c) = Ac * (1 - exp(-(t(idx_c) - tc) / tau_c));
sd = Ad * exp(-((t - td).^2) / (2 * sigma_d^2));
sop = zeros(size(t));
idx_op = t >= ta & t <= 120;
sop(idx_op) = Aop * exp(-alpha * (t(idx_op) - ta)) .* ...
    sin(2*pi*f*(t(idx_op) - ta));
noise = noise_level * randn(size(t));
erg_norm = sa + sb + sc + sd + sop + noise;
%% ----- ПАТОЛОГІЯ -----
Aa_p = 25; ta_p = 32; sigma_a_p = 12;
Ab_p = 60; tb_p = 90; sigma_b_p = 28;
Ac_p = 12; tc_p = 140; tau_c_p = 70;
Ad_p = 8; td_p = 195; sigma_d_p = 15;
Aop_p = 5; alpha_p = 0.035; f_p = 0.09;
noise_level_p = 7;
sa_p = -Aa_p * exp(-((t - ta_p).^2) / (2 * sigma_a_p^2));
sb_p = Ab_p * exp(-((t - tb_p).^2) / (2 * sigma_b_p^2));
sc_p = zeros(size(t));
idx_cp = t >= tc_p;
sc_p(idx_cp) = Ac_p * (1 - exp(-(t(idx_cp) - tc_p) / tau_c_p));
sd_p = Ad_p * exp(-((t - td_p).^2) / (2 * sigma_d_p^2));
sop_p = zeros(size(t));
idx_opp = t >= ta_p & t <= 140;
sop_p(idx_opp) = Aop_p * exp(-alpha_p * (t(idx_opp) - ta_p)) .* ...
    sin(2*pi*f_p*(t(idx_opp) - ta_p));
noise_p = noise_level_p * randn(size(t));
erg_pathology = sa_p + sb_p + sc_p + sd_p + sop_p + noise_p;
%% ----- Побудова графіків -----
figure (1)
plot(t, erg_norm, 'LineWidth', 1.5);

```

						КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			107

```

hold on;
plot(t, erg_pathology, 'LineWidth', 1.5);
grid on;
xlabel('Час, мс');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
title('Порівняння ЕРГ-сигналів у нормі та при патології');
legend('Норма', 'Патологія');

%% ----- Збереження даних -----
data = table(t, erg_norm, erg_pathology, ...
    'VariableNames', {'Time_ms', 'ERG_Normal_uV',
    'ERG_Pathology_uV'});

writetable(data, 'ERG_model_data.csv');

```

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		108

Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної ретинографічної системи з графічним інтерфейсом

```

classdef app_ERG_processing < matlab.apps.AppBase

    % Properties that correspond to app components
    properties (Access = public)
        UIFigure                matlab.ui.Figure
        Label                   matlab.ui.control.Label
        TextAreaLabel           matlab.ui.control.Label
        TextArea                 matlab.ui.control.TextArea
        MethodDropDown          matlab.ui.control.DropDown
        MethodDropDownLabel     matlab.ui.control.Label
        HighFreqEditField       matlab.ui.control.EditField
        HighFreqEditFieldLabel  matlab.ui.control.Label
        LowFreqEditField        matlab.ui.control.EditField
        LowFreqEditFieldLabel   matlab.ui.control.Label
        FsEditField             matlab.ui.control.EditField
        FsEditFieldLabel        matlab.ui.control.Label
        ClearButton             matlab.ui.control.Button
        SaveButton              matlab.ui.control.Button
        ProcessButton           matlab.ui.control.Button
        LoadButton              matlab.ui.control.Button
        MeanERG                 matlab.ui.control.UIAxes
        ResultAxes              matlab.ui.control.UIAxes
        InputAxes               matlab.ui.control.UIAxes
    end

    properties (Access = private)
        SignalData              double
        FilteredSignal           double
        Time_ms                  double
        Fs                       double
        LastResult               double
        LastResultX              double
    end

    methods (Access = private)
        function startupFcn(app)
            app.FsEditField.Value = 1000;
            app.LowFreqEditField.Value = 0.5;
            app.HighFreqEditField.Value = 300;
            app.MethodDropDown.Items = {'Статистична
обробка', 'Кореляційна обробка', 'Спектральна обробка', 'Спектрально-
кореляційна обробка'};
        end
    end
end

```

```

app.TextArea.Value = {'1. Завантажте файл ЕРГ-сигналу
(*.dat, *.txt, *.csv).', '2. Введіть параметри фільтрації.', '3. Оберіть
метод обробки через меню.', '4. Натисніть "Обробити сигнал."};
end

```

```

function StatisticalProcessing(app)
    X = app.FilteredSignal;
    meanSignal = mean(X, 1);
    varSignal = var(X, 0, 1);
    cla(app.ResultAxes);
    cla(app.MeanERG);
    %ууcla(app.ResultAxes);axis(app.ResultAxes, 'left');
    plot(app.MeanERG, app.Time_ms, meanSignal, 'LineWidth',
1.6);

    xlabel(app.MeanERG, 'Час, мс');
    ylabel(app.MeanERG, 'Амплітуда, мкВ');
    grid(app.MeanERG, 'on');
    axis(app.MeanERG, 'tight');
    title(app.MeanERG, 'Статистична обробка ЕРГ-сигналу -
середній сигнал');

    %ууaxis(app.ResultAxes, 'right');
    plot(app.ResultAxes, app.Time_ms, varSignal, 'LineWidth',
1.4);

    xlabel(app.ResultAxes, 'Час, мс');
    ylabel(app.ResultAxes, 'Дисперсія, мкВ^2');
    grid(app.ResultAxes, 'on');
    axis(app.ResultAxes, 'tight');
    title(app.ResultAxes, 'Статистична обробка ЕРГ-сигналу -
дисперсія');
    legend(app.ResultAxes, 'Дисперсія');
    app.LastResultX = app.Time_ms(:);
    app.LastResult = [meanSignal(:), varSignal(:)];
    app.TextArea.Value = {'Метод: статистична
обробка.', 'Обчислено середній сигнал та дисперсію для повторних
реєстрацій.', ['Середня дисперсія: ', num2str(mean(varSignal),
'%.3f'), ' мкВ^2']};
end

```

```

function CorrelationAnalysis(app)
    x = mean(app.FilteredSignal, 1);
    [R, lags] = xcorr(x, 'normalized');
    idx = lags >= 0;
    R_pos = R(idx);
    lags_ms = lags(idx)/app.Fs*1000;
    cla(app.ResultAxes);
    plot(app.ResultAxes, lags_ms, R_pos, 'LineWidth', 1.6);
    grid(app.ResultAxes, 'on');
    axis(app.ResultAxes, 'tight');
    xlabel(app.ResultAxes, 'Зсув, мс');

```

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						110
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

        ylabel(app.ResultAxes, 'R_{xx}, мкВ^2');
        title(app.ResultAxes, 'Кореляційна обробка ЕРГ-сигналу');
        app.LastResultX = lags_ms(:);
        app.LastResult = R_pos(:);
        app.TextArea.Value = {'Метод: кореляційна
обробка.', 'Побудовано автокореляційну функцію середнього ЕРГ-
сигналу.'};
        meanERG(app)
    end

function SpectralAnalysis(app)
    x = mean(app.FilteredSignal, 1);
    N = length(x);
    Y = fft(x);
    f = (0:N-1)*app.Fs/N;
    half_N = floor(N/6);
    amp = abs(Y)/N;
    cla(app.ResultAxes);
    bar(app.ResultAxes, f(1:half_N), amp(1:half_N),
'LineWidth', 1.6);
    grid(app.ResultAxes, 'on');
    axis(app.ResultAxes, 'tight');
    xlabel(app.ResultAxes, 'Частота, Гц');
    ylabel(app.ResultAxes, 'Амплітуда спектра, мкВ');
    title(app.ResultAxes, 'Спектральна обробка середнього ЕРГ-
сигналу');
    [~, idx] = max(amp(1:half_N)); domFreq = f(idx);
    app.LastResultX = f(1:half_N)';
    app.LastResult = amp(1:half_N)';
    app.TextArea.Value = {'Метод: спектральна обробка.',
['Домінуюча частота: ', num2str(domFreq, '%.3f'), ' Гц']};
    meanERG(app)
end

function SpectralCorrelationAnalysis(app)
    x = mean(app.FilteredSignal, 1);
    [R, lags] = xcorr(x, 'normalized');
    idx = lags >= 0; R_pos = R(idx);
    S_corr = abs(fft(R_pos));
    N = length(S_corr); f = (0:N-1)*app.Fs/N; half_N =
floor(N/2);
    cla(app.ResultAxes);
    plot(app.ResultAxes, f(1:half_N), S_corr(1:half_N),
'LineWidth', 1.6);
    grid(app.ResultAxes, 'on');
    axis(app.ResultAxes, 'tight');
    xlabel(app.ResultAxes, 'Частота, Гц');
    ylabel(app.ResultAxes, 'Потужність, мкВ^2');
    title(app.ResultAxes, 'Спектрально-кореляційна обробка
середнього ЕРГ-сигналу');
    app.LastResultX = f(1:half_N)';

```

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		111

```

        app.LastResult = S_corr(1:half_N)';
        app.TextArea.Value = {'Метод: спектрально-кореляційна
обробка.', 'Виконано FFT автокореляційної функції для середнього ЕРГ-
сигналу.'};
        meanERG(app)
    end

function meanERG(app)
    X = app.FilteredSignal;
    meanSignal = mean(X, 1);
    cla(app.MeanERG);
    plot(app.MeanERG, app.Time_ms, meanSignal, 'LineWidth',
1.6);
    xlabel(app.MeanERG, 'Час, мс');
    ylabel(app.MeanERG, 'Амплітуда, мкВ');
    grid(app.MeanERG, 'on');
    axis(app.MeanERG, 'tight');
    title(app.MeanERG, 'Середній ЕРГ-сигнал');
end
end

% Callbacks that handle component events
methods (Access = private)

% Button pushed function: LoadButton
function LoadButtonPushed(app, event)
    [file, path] = uigetfile({'*.dat;*.txt;*.csv', 'Signal
Files (*.dat, *.txt, *.csv)'});
    if isequal(file, 0); return; end
    fullName = fullfile(path, file);
    X = readmatrix(fullName);
    if isempty(X) || all(isnan(X(:)))
        uialert(app.UIFigure, 'Файл не містить коректних
числових даних.', 'Помилка'); return;
    end
    if size(X,1) > size(X,2); X = X'; end
    app.SignalData = X;
    app.Fs = str2double(app.FsEditField.Value);
    N = size(X, 2)
    app.Time_ms = (0:(N-1))./ app.Fs * 1000;
    cla(app.InputAxes);
    plot(app.InputAxes, app.Time_ms, app.SignalData',
'LineWidth', 1.1);
    grid(app.InputAxes, 'on'); axis(app.InputAxes, 'tight');
    xlabel(app.InputAxes, 'Час, мс'); ylabel(app.InputAxes,
'Амплітуда, мкВ');
    title(app.InputAxes, 'Завантажені ЕРГ-сигнали');
    app.TextArea.Value = {'Завантажено файл: ', file},
['Кількість реалізацій: ', num2str(size(X,1))], ['Кількість відліків:
', num2str(size(X,2))]}];

```

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						112
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

end

% Button pushed function: ProcessButton
function ProcessButtonPushed(app, event)
    if isempty(app.SignalData)
        uialert(app.UIFigure, 'Спочатку завантажте ЕРГ-
сигнал.', 'Помилка'); return;
    end
    app.Fs = str2double(app.FsEditField.Value);
    f_low = str2double(app.LowFreqEditField.Value);
    f_high = str2double(app.HighFreqEditField.Value);
    if f_low <= 0 || f_high >= app.Fs/2 || f_low >= f_high
        uialert(app.UIFigure, 'Некоректні параметри фільтра.
Перевірте f_low, f_high та Fs.', 'Помилка параметрів'); return;
    end
    X = app.SignalData;
    [b, a] = butter(4, [f_low f_high] / (app.Fs/2),
'bandpass');
    Xf = zeros(size(X));
    for i = 1:size(X,1)
        x = X(i,:) - mean(X(i,:));
        Xf(i,:) = filtfilt(b, a, x);
    end
    app.FilteredSignal = Xf;
    switch app.MethodDropDown.Value
        case 'Статистична обробка';
StatisticalProcessing(app);
        case 'Спектральна обробка'; SpectralAnalysis(app);
        case 'Кореляційна обробка'; CorrelationAnalysis(app);
        case 'Спектрально-кореляційна обробка';
SpectralCorrelationAnalysis(app);
    end
end

% Button pushed function: SaveButton
function SaveButtonPushed(app, event)
    if isempty(app.LastResult)
        uialert(app.UIFigure, 'Немає результатів для
збереження.', 'Помилка'); return;
    end
    [file, path] = uiputfile({'*.csv'; '*.dat'}, 'Зберегти
результат');
    if isequal(file,0); return; end
    writematrix([app.LastResultX, app.LastResult],
fullfile(path,file), 'Delimiter', 'tab');
    app.TextArea.Value = {'Результат успішно збережено.'};
end
end

% Component initialization

```

						КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			113

```

methods (Access = private)

% Create UIFigure and components
function createComponents(app)

    % Create UIFigure and hide until all components are
created
    app.UIFigure = uifigure('Visible', 'off');
    app.UIFigure.Position = [100 100 1106 535];
    app.UIFigure.Name = 'MATLAB App';

    % Create InputAxes
    app.InputAxes = uiaxes(app.UIFigure);
    title(app.InputAxes, 'Завантажений ЕРГ-сигнал')
    xlabel(app.InputAxes, 'X')
    ylabel(app.InputAxes, 'Y')
    zlabel(app.InputAxes, 'Z')
    app.InputAxes.FontSize = 14;
    app.InputAxes.Position = [523 243 566 259];

    % Create ResultAxes
    app.ResultAxes = uiaxes(app.UIFigure);
    title(app.ResultAxes, 'Результат обробки')
    xlabel(app.ResultAxes, 'X')
    ylabel(app.ResultAxes, 'Y')
    zlabel(app.ResultAxes, 'Z')
    app.ResultAxes.FontSize = 14;
    app.ResultAxes.Position = [533 12 556 219];

    % Create MeanERG
    app.MeanERG = uiaxes(app.UIFigure);
    title(app.MeanERG, 'Середній ЕРГ-сигнал')
    xlabel(app.MeanERG, 'X')
    ylabel(app.MeanERG, 'Y')
    zlabel(app.MeanERG, 'Z')
    app.MeanERG.FontSize = 14;
    app.MeanERG.Position = [13 10 510 220];

    % Create LoadButton
    app.LoadButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
    app.LoadButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@LoadButtonPushed, true);
    app.LoadButton.FontSize = 14;
    app.LoadButton.Position = [16 476 147 26];
    app.LoadButton.Text = 'Завантажити сигнал';

    % Create ProcessButton
    app.ProcessButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
    app.ProcessButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@ProcessButtonPushed, true);
    app.ProcessButton.FontSize = 14;

```

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						114
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

app.ProcessButton.Position = [171 476 127 26];
app.ProcessButton.Text = 'Обробити сигнал';

% Create SaveButton
app.SaveButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
app.SaveButton.ButtonPushedFcn = createCallbackFcn(app,
@SaveButtonPushed, true);
app.SaveButton.FontSize = 14;
app.SaveButton.Position = [307 476 141 26];
app.SaveButton.Text = 'Зберегти результат';

% Create ClearButton
app.ClearButton = uibutton(app.UIFigure, 'push');
app.ClearButton.FontSize = 14;
app.ClearButton.Position = [455 476 70 26];
app.ClearButton.Text = 'Очистити';

% Create FsEditFieldLabel
app.FsEditFieldLabel = uilabel(app.UIFigure);
app.FsEditFieldLabel.FontSize = 14;
app.FsEditFieldLabel.Position = [37 438 99 22];
app.FsEditFieldLabel.Text = 'Частота Fs, Гц';

% Create FsEditField
app.FsEditField = uieditfield(app.UIFigure, 'text');
app.FsEditField.FontSize = 14;
app.FsEditField.Position = [171 438 176 22];
app.FsEditField.Value = '1000';

% Create LowFreqEditFieldLabel
app.LowFreqEditFieldLabel = uilabel(app.UIFigure);
app.LowFreqEditFieldLabel.FontSize = 14;
app.LowFreqEditFieldLabel.Position = [35 412 125 22];
app.LowFreqEditFieldLabel.Text = 'Нижня частота, Гц';

% Create LowFreqEditField
app.LowFreqEditField = uieditfield(app.UIFigure, 'text');
app.LowFreqEditField.FontSize = 14;
app.LowFreqEditField.Position = [171 412 176 22];
app.LowFreqEditField.Value = '0,5';

% Create HighFreqEditFieldLabel
app.HighFreqEditFieldLabel = uilabel(app.UIFigure);
app.HighFreqEditFieldLabel.FontSize = 14;
app.HighFreqEditFieldLabel.Position = [37 386 129 22];
app.HighFreqEditFieldLabel.Text = 'Верхня частота, Гц';

% Create HighFreqEditField
app.HighFreqEditField = uieditfield(app.UIFigure, 'text');
app.HighFreqEditField.FontSize = 14;
app.HighFreqEditField.Position = [171 389 176 22];

```

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						115
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

app.HighFreqEditField.Value = '300';

% Create MethodDropDownLabel
app.MethodDropDownLabel = uilabel(app.UIFigure);
app.MethodDropDownLabel.FontSize = 14;
app.MethodDropDownLabel.Position = [37 348 103 22];
app.MethodDropDownLabel.Text = 'Метод обробки';

% Create MethodDropDown
app.MethodDropDown = uidropdown(app.UIFigure);
app.MethodDropDown.Items = {'Статистична обробка',
'Кореляційна обробка', 'Спектральна обробка', 'Спектрально-кореляційна
обробка'};
app.MethodDropDown.FontSize = 14;
app.MethodDropDown.Position = [171 348 176 22];
app.MethodDropDown.Value = 'Статистична обробка';

% Create TextArea
app.TextArea = uitextarea(app.UIFigure);
app.TextArea.Position = [37 243 477 68];

% Create TextAreaLabel
app.TextAreaLabel = uilabel(app.UIFigure);
app.TextAreaLabel.FontSize = 14;
app.TextAreaLabel.Position = [35 310 98 22];
app.TextAreaLabel.Text = 'Повідомлення';

% Create Label
app.Label = uilabel(app.UIFigure);
app.Label.FontSize = 14;
app.Label.FontWeight = 'bold';
app.Label.Position = [15 511 493 22];
app.Label.Text = 'Комп'ютерна ретинографічна система
діагностики стану сітківки ока';

% Show the figure after all components are created
app.UIFigure.Visible = 'on';
end
end

% App creation and deletion
methods (Access = public)

% Construct app
function app = app_ERG_processing

% Create UIFigure and components
createComponents(app)

% Register the app with App Designer
registerApp(app, app.UIFigure)

```

						КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			116

```

        if nargout == 0
            clear app
        end
    end

    % Code that executes before app deletion
    function delete(app)

        % Delete UIFigure when app is deleted
        delete(app.UIFigure)
    end
end
end
end

```

					КРБ 163.22-001.001 ПЗ	Арк.
						117
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		