

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
(повне найменування вищого навчального закладу)
факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(назва факультету)
кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи

магістр

(освітній ступінь)

на тему: Метод аналізу електроретиносигналу для підвищення
інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини

Виконав: студент VI курсу, групи РБмз-61
спеціальності _____

163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва спеціальності)

Луцюк О.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник _____

Хвостівський М.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль _____

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент _____

Дунець В.Л.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
 Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
 (повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

Кафедра біотехнічних систем

Освітньо-кваліфікаційний рівень магістр

Напрямок підготовки _____

(шифр і назва)

Спеціальність 163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри біотехнічних систем

«_____» _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ

НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ

Луцюк Ользі Володимирівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Розроблення методу аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини

Керівник проекту (роботи) Хвостівський М.О., к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом по університету від «_____» _____ 201__ року №_____

2. Термін подання студентом проекту (роботи) _____

3. Вихідні дані до проекту (роботи) Об'єкт дослідження: процес аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини. Предмет дослідження: математична модель електроретиносигналу та її властивості і можливості для підвищення інформативності систем діагностики стану

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

1. Огляд відомих методів аналізу електроретиносигналу

2. Математична модель електроретиносигналу

3. Метод та алгоритм аналізу електроретиносигналу

4. Результати аналізу електроретиносигналу

5. Спеціальна частина; 6. Обґрунтування економічної ефективності; 7. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуація; 8. Екологія.

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

1. Структурна схема реєстрації електроретиносигналів

2. Математична модель електроретиносигналу

3. Метод аналізу електроретиносигналу

4. Алгоритм аналізу електроретиносигналу

5. Результати аналізу електроретиносигналу

6. Наукова новизна отриманих результатів

7. Висновки

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Хвостівський М.О., доц. БТ		
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Осухівська Г.М., зав. каф. КС		
Обґрунтування економічної ефективності	Клепчик В.М., ст. викл. кафедри ОХ		
Екологія	Кирич Н.Б., зав. кафедри МВ		
	Зварич Н.М., доц. кафедри ОХ		

7. Дата видачі завдання

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1.	Отримання завдання		
2.	Написання розділу 1		
3.	Написання розділу 2		
4.	Написання розділу 3		
5.	Написання розділу 4		
6.	Спеціальна частина		
7.	Обґрунтування економічної ефективності		
8.	Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях		
9.	Екологія		
10.	Оформлення пояснювальної записки		
11.	Оформлення презентаційних матеріалів		
12.	Попередній захист		
13.	Захист		

Студент _____
(підпис)

Луцюк О.В. _____
(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи) _____
(підпис)

Хвостівський М.О. _____
(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Луцюк Ольга Володимирівна. Метод аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини. – Рукопис.

Дипломна робота магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

У дипломній роботі розроблено методу аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини. В основі методу аналізу електроретиносигналу лежить процедура Вейвлет перетворення з базисною функцією Морле. За інформативні оцінки прийнято усередненні спектри коефіцієнтів вейвлет перетворення (усереднених вейвлет-спенктрів), які дають змогу дослідити характерні часові флуктації у структурі електроретиносигналу у різних масштабах часу, що є важливим при своєчасному прояву патологічних змін у функціонуванні сітківки ока.

Розроблено алгоритм та програмне забезпечення аналізу електроретиносигналу із використанням програмного середовища Matlab.

Ключові слова: електроретиносигнал, вейвлет, аналіз, алгоритм, інформативність, система діагностики стану сітківки ока людини, програмне забезпечення.

Список публікацій здобувача:

1. Луцюк О. В. Актуальність розроблення методу аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини / Луцюк О. В. // Матеріали II Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 25-26 квітня 2019. — Т. : ТНТУ, 2019. — С. 166. — (Біомедична інженерія).

ANNOTATION

Lucyuk Olga. A method of an electroretinosignal analysis for increasing the informativeness of a human eye retina state diagnostics systems. - Manuscript.

Master diploma work on specialty 163 «Biomedical Engineering», Ternopil Ivan Puluuj National Technical University, Ternopil, 2019.

In the diploma work the method of analysis of the electroretinosignal was developed to increase the informativeness of systems of diagnostics of the state of the retina human eye. The method analysis of the electroretinosignal is based on the wavelet transform procedure with the basic Morle function. For informative estimation the averaged spectra of the wavelet transform coefficients (averaged wavelet spectra) were adopted, which make it possible to investigate the characteristic temporal fluctuations in the structure of the electroretinosignal at different scales of time which is important for the timely manifestation of pathological changes in the functioning of the retina.

Algorithm and software for analysis of electroretinosignal with the use of software Matlab have been developed.

Keywords: electroretinosignal, wavelet, analysis, algorithm, informative, system of diagnostics of a state of a retina human eye, software.

1. Lucyuk O. Aktualnist rozroblennia metodu analizu elektoretynosyhnalu dlia pidvyshchennia informatyvnosti system diahnostryky stanu sitkivky oka liudyny [Actuality of development of the method of analysis to the electroretin signal for improving the information of the systems of diagnostics of the condition of the human retain] (2019). Materialy II Mizhnarodnoi studentskoi naukovo-tekhnichnoi konferentsii "Pryrodnychi ta humanitarni nauky. Aktualni pytannia" (Tern., 25-26 April 2019), pp. 166 [in Ukrainian].

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ВІДОМИХ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ	
ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ.....	12
1.1 Електроретинографія та електроретиносигнал.....	12
1.2 Методи реєстрації електроретиносигналів.....	15
1.3 Методи аналізу електроретиносигналу в існуючих системах	
діагностики стану сітківки ока людини.....	22
1.3.1 Морфологічний аналіз.....	22
1.3.2 Статистичний аналіз.....	23
1.3.3 Спектральний аналіз.....	25
1.3.4 Синфазний аналіз.....	26
1.3.5 Компонентний аналіз.....	27
1.4 Висновки до розділу 1.....	28
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ.....	29
2.1 Математична модель електроретиносигналу.....	29
2.2 Верифікація обґрунтованої структури математичної моделі	
електроретиносигналу в програмному середовищі Matlab.....	33
2.3 Висновки до розділу 2.....	35
РОЗДІЛ 3. МЕТОД ТА АЛГОРИТМ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ.....	36
3.1 Система для реєстрації електроретиносигналу.....	36
3.2 Вейвлет аналіз електроретиносигналу.....	38
3.3 Вибір базисної функції Вейвлет-аналізу електроретиносигналу.....	43
3.4 Алгоритм аналізу електроретиносигналу.....	46
3.5 Висновки до розділу 3.....	47
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ.....	49
4.1 Вибір програмного середовища розробки програмного забезпечення	
аналізу електроретиносигналу.....	49

	7
4.2 Розробка програмного забезпечення Вейвлет-аналізу електроретиносигналу.....	50
4.3 Результати аналізу електроретиносигналу.....	54
4.4 Висновки до розділу 4.....	56
РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	57
5.1 Метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень.....	57
5.2 Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження.....	60
5.3 Висновки до розділу 5.....	78
РОЗДІЛ 6. ОБґРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....	63
6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи.....	63
6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	63
6.3 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	69
6.4 Висновки до розділу 6.....	73
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	74
7.1 Охорона праці.....	74
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	75
7.3 Висновки до розділу 7.....	78
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ.....	79
8.1 Актуальність проблеми охорони навколишнього середовища.....	79
8.2 Забруднення довкілля, що виникають при виготовленні системи реєстрації пульсового сигналу.....	80
8.3 Заходи зі зменшення забруднення довкілля.....	81
8.4 Висновки до розділу 8.....	84
ВИСНОВКИ.....	85
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	86
ДОДАТКИ.....	92
Додаток А. Текст програмного забезпечення аналізу електроретиносигналу.....	93
Додаток Б. Копія тези конференції.....	95

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЧХ – амплітудно-частотна характеристика;

ЕРС – електроретиносигнал;

ЗА – зоровий аналізатор;

ДВП – дискретне вейвлет-перетворення.

ПЗ – програмне забезпечення;

ПК – персональний комп'ютер;

РРП – ранні рецепторні потенціали.

ВСТУП

Актуальність роботи. Діагностування стану зорової системи за електроретиносигналом (ЕРС) забезпечує процедуру виявлення функціональних змін на ранній стадії розвитку хвороби та своєчасного проведення профілактичних заходів щодо запобігання її розвитку відповідним ефективним лікуванням.

Для реєстрації та подальшого аналізу електроретиносигналу застосовують низку технічних систем, зокрема ДКЗО-01 (Україна), Нейро-ЭРГ (Росія), TOMEY EP-1000 (США), Calypso (США), BASIC ERM (Італія), NEUROPA (Англія) та інші.

Ефективність та коректність роботи технічних систем діагностування стану сітківки ока людини впершу чергу залежить від математичної моделі ЕРС та розроблених на її основі методів аналізу.

На сьогодні для аналізу електроретиносигналу застосовують такі методи як:

- Морфологічний аналіз (Волков В.В., Шамшинова А.М., Шпак А.А., Зуева М.В., Яковлев А.А., Цапенко И.В., Трутнева К.В.) на базі моделі електроретиносигналу у вигляді суми компонент породженими групами нейронів);
- Статистичний аналіз (Ткачук Р.А., Мацюк О.В., Паламар М.І., Фриз М.С., Юзьків А.В., Rilk A.J., Wolf J.J.) на базі моделі електроретиносигналу у вигляді стаціонарного випадкового процесу та адитивної суміші детермінованої і випадкової складових.
- Спектральний аналіз (Мацюк О.В., Паламар М.І.) на базі моделі електроретиносигналу у вигляді полігармонійного ряду з обмеженим числом гармонік.
- Синфазний та компонентний аналізи (Хвостівський М.О.) розроблено на базі моделі електроретиносигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

Проте відомі методи аналізу електроретиносигналу не дають змогу дослідити характерні часові флуктації у структурі сигналу у різних масштабах часу, що є важливим при своєчасному прояву патологічних змін у функціонуванні сітківки ока.

Наведені аргументи вказують на актуальність розроблення нового методу аналізу електроретиносигналу для кількісного підвищення інформативності систем діагностування стану сітківки ока людини через впровадження в область офтальмології нового класу інформативно-діагностичних ознак.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є розроблення методу аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини. Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз відомих методів аналізу електроретиносигналів для обґрунтування напрямку наукового дослідження.

2. Обґрунтувати структуру математичної моделі електроретиносигналу, яка враховує у своїй структурі характерні часові флуктації у структурі сигналу в різних масштабах часу для розв'язання задачі своєчасного виявлення патологічних змін у функціонуванні сітківки ока.

3. Розробити метод аналізу електроретиносигналу на основі цієї математичної моделі з метою підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини.

4. Розробити алгоритм та програмне забезпечення для аналізу експериментальних електроретиносигналу.

Об'єкт дослідження: процес аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини.

Предмет дослідження: математична модель електроретиносигналу та її властивості і можливості для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини.

Методи дослідження: теорія вейвлетів, теорія випадкових процесів, пакет прикладних програм MATLAB.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Вперше застосовано вейвлет перетворення з базисною функцією Морле щодо аналізу електроретиносигналу, що дало змогу дослідити характерні часові флуктації у структурі сигналу у різних масштабах часу при розв'язанні задачі діагностики стану сітківки ока людини.

2. Вперше застосовано в області діагностики стану сітківки ока людини усереднені спектри Вейвлет-коефіцієнтів як інформативні ознаки електроретиносигналу, які кількісно реагують на зміни у функціонуванні сітківки ока.

Практичне значення отриманих результатів.

Розроблене програмне забезпечення може бути використано для комп'ютерних технічних систем при діагностиці стану сітківки ока людини.

Апробація результатів дипломної роботи.

Викладені в роботі результати доповідалися і обговорювалися на II Міжнародній студентській науково-технічній конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“ (м. Тернопіль, 2019р.).

Обсяг і структура дипломної роботи

Дипломна робота складається із вступу, восьми розділів, висновку, викладених на 85 сторінках, списку використаних джерел 50 назвах на 6 сторінках, додатків на 4 сторінках. Загальний обсяг роботи становить 95 сторінок.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ВІДОМИХ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ

1.1 Електроретинοграфія та електроретинοсигнал

Електроретинοграфія (ЕРТГ) є цінним функціональною методикою медично-біологічного обстеження в клінічній медицині захворювання зорового аналізатора (ЗА) в цілому. В сукупності із відомими фізіо- та психофізичними методиками одержують дані про функцію ЗА зорового шляху від сітківки до її відділів, які розташовано в центрі системи.

Електроретинοграфічні дослідження застосовують для чисельного оцінювання функційного (функціонального) стану нейроклітин сітківки та забезпечує більш точний спосіб визначення місця знаходження процесів патологічного характеру.

Електроретинοсигнал кількісно за своїми амплітудно-часовими параметрами відображає біоелектричну зміну активності елементів клітин сітківки у відповідь на зовнішнє світлове подразнення. Механізми утворення електроретинοсигналу до нинішнього часу добре є відомими за рахунок здійснених експериментальних досліджень на сітківках тварин різної категорії, вивченню показників електроретинοсигналів при різноманітних умовах світлової стимуляції [YONEMURAD, Granit R.]. В дослідженнях цих науковців проаналізовано та визначено природу походження усіх компонентів електроретинοсигналу та їх зв'язаність з елементами клітин сітківки, які генерують та творять нейрону мережу.

Загальний електроретинοсигнал кількісно за значеннями амплітуд відображає біоелектричну активність багатьох елементів клітин сітківки і залежність від загальної кількості здорових клітин, які є функціональними. Активність спайок нейронів різноманітного класу не відображається на електроретинοсигналі через тісний зв'язок з домінуванням у світловому відгуку, який за амплітудою перевищує 200 мкВ компонентів низькочастотної природи, проте клітки гангліозні беруть активну участь в механізмі генерації патерн-електроретинοсигналу, який реєструється у вигляді реакції сітківки на зовнішній стимул-патерн. Різні типи

електроретиносигналів чисельно відображають різноманітність структури сітківки ока, зокрема їх клітинних компоненти, що пов'язані з елементами клітин сітківки, і у більшості випадків застосовується в медичній діагностиці.

Кожен складовий компонент електроретиносигналу формується/генерується різними структурами клітин сітківки (рис.1.1).

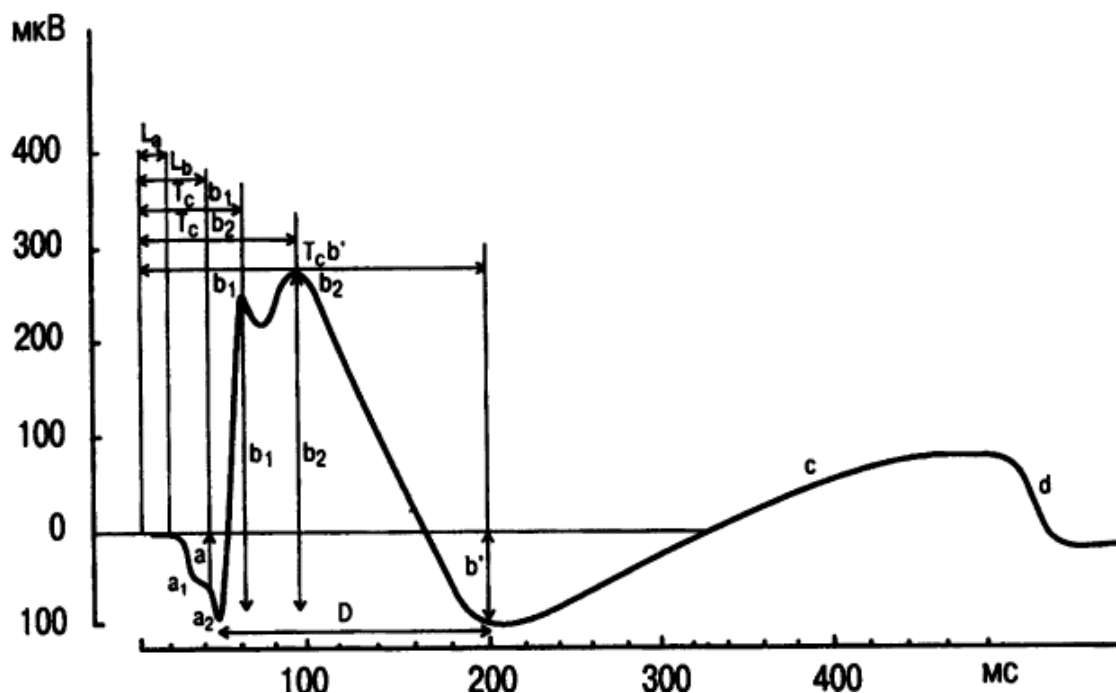


Рис. 1.1. Електроретиносигнал при загальній світловій стимуляції на усій ділянці сітківки з позначеними його амплітудними параметрами [42] (на осі ординат позначено амплітуду хвиль електроретиносигналу, мкВ, а на осі абсцис позначена тривалість часу хвиль електроретиносигналу, мс): b' – амплітуда відгуку хвилі b' ; a_1 та a_2 – амплітуди відгуку хвилі a ; D – тривалість часу існування відгуку хвилі c ; L_a – латентний період хвилі a сигналу; b_1 та b_2 є амплітудами відгуку хвилі b ; T_{cb_1} – час кульмінації b_1 ; L_b – латентний період відгуку хвилі b ; $T_{cb'}$ – кульмінаційний час b' ; T_{cb_2} – кульмінаційний час b_2 .

Згідно праці G.Granit встановлено, що результатом взаємодії біоелектричної активності декількох процесів, які є компоненти у вигляді хвиль a , b , c електроретиносигналу.

Електроретиносигнал сітківки живого організму містить хвилю а негативної амплітуди (рис.1.1), яка описує кількісно рівень функціонування фоторецепторів, які є початковим моментом рецепторного біопотенціалу. А початковий момент хвилі а мають місце присутності дві хвилі з низьким рівнем часової затримки (латентності) у вигляді ранніх рецепторних біопотенціалів, які описують біохімічні перетворення зорового пігменту. Хвиля а має за природою породження двох види фоторецепторів: рання хвиля a_1 , яка утворюється з біоактивністю системи фотопічної сітківки, хвиля a_2 – із скотопічною системою. Хвиля а в часі плавно переходить в додатну за значенням амплітуди хвилю b , яка кількісно відображає електричну активність клітин Мюллера з можливим вкладом інших клітин.

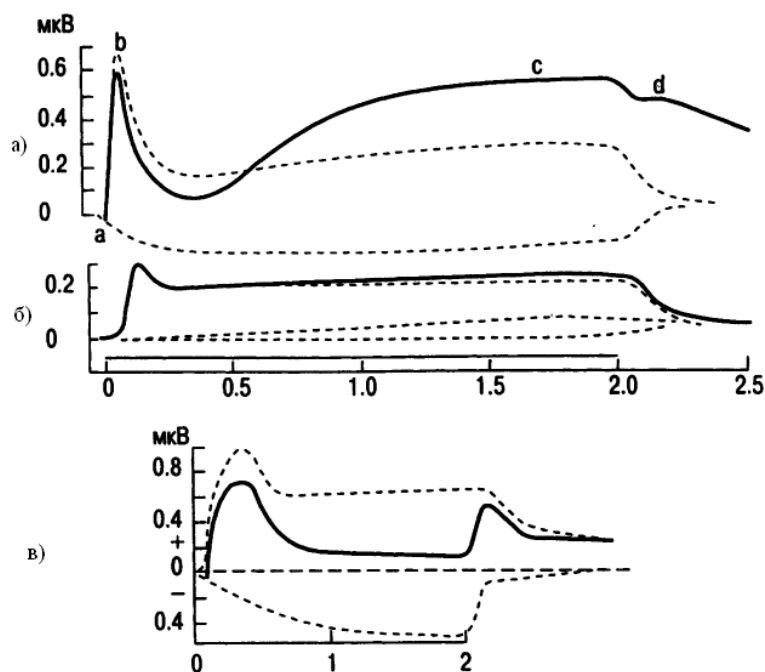


Рис.1.2. Зображення електроретиносигналу в умовах її відбору при світловій та темновій адаптаціях [42] (за даними дослідження Granit R.). (на осі ординат відкладено амплітуду відгуку в мкВ, а по осі абсцис відкладено час відгуку в секундах): а – відгук від сітківки палочкової при початковій темновій адаптації; б - при світловій адаптації; у – типовий відгук сітківки колбочкової

Хвиля b (в деяких літературних джерелах називають оп-ефект) відображає кількісно активність біоелектричну в залежності від умов та методики адаптації до світлового стимулу, функцій систем сітківки, які відображаються в позитивних

складових хвиль b_1 та b_2 . На піці частині хвилі b відмічається 5-7 структурних одиниць, які в клінічній практиці називають потенціалами осциляторними, які кількісно відображають взаємозв'язок елементів клітин в шарах (мікрорівнях) сітківки.

При завершенні світової дії (вимкнення джерела світла) спостерігається реєстрація хвилі d (або, так званий. off-ефект). Ця хвиля після стимуляційна є, кінцевою фазою електроретиносигналу та відображає показник взаємозв'язку хвилі a і компонент струму постійного хвилі b , яка є дзеркальне віддзеркалення хвилі a із фазами появи чорних (фотопічної) та зелених (скотопічної) кривих чутливості сітківки ока. Її реєстрація у більшості випадків передбачається при більшій кількості колбочкових елементів у сітківці колбочкових.

Утворення електроретиносигналу започатковується виходом K^+ з деполяризованих нейронів ретинальних в простір міжклітинний у відповідь на вмикання світлового подразнення. Поверхня клітин Мюллера є проникною для K^+ (С.І.Карвоскі, L.М.Проєнза) і є головним джерелом утворення хвилі b електроретиносигналу. Активність біоелектрична поширюється від зовнішнього ядра оболонки до самої поверхні сітківки ока та є подібною за загальною кількістю нейронів в частинах сітківки, зокрема проксимальній та дистальній. Дані, які науковці одержують в останні роки, засвідчують факт того, що все таки можливий прямий внесок клітин біполярних у формування хвилі b електроретиносигналу (згідно даних вчених Х.Ху, С.І.Карвоскі). У сітківці ока людей в утворенні хвилі b задіяні клітини амакринові.

1.2 Методи реєстрації електроретиносигналів

Великий асортимент різноманітних технічних і медико-біологічних методів реєстрації електроретиносигналів призвело до необхідності розроблення стандартів умов його реєстрації (відбору), для того, щоб мати змогу порівнювати результати отриманих медичних досліджень із використанням технічних засобів, що проводяться в різних лабораторіях світу. Великі клінічні напрацювання дали

можливість обрати умови та способи реєстрації (відбору), які найкращим чином відповідають сучасним уявленням про утворення електроретиносигналу і є зручними для використання в медичній практиці.

Рекомендації щодо принципів і стандартів відбору (реєстрації) електроретиносигналу для задачі зорових функцій у пацієнтів з їх різними патологічними змінами є розроблені суспільством міжнародним клінічних електрофізіологів зору наведено нижче по тексту. Окремо виділені рекомендації дослідження у вигляді стандартів на сьогодні пропонують у кількості 5 штук при відборі електроретиносигналу (рис.1.3):

- 1) максимальна відповідь сітківки при адаптації в темноті;
- 2) відповідь паличкова при темновій адаптації очей;
- 3) колбочкова відповідь на подразнення;
- 4) біопотенціали осциляторні;
- 5) флікер-відповідь сітківки, яка швидко повторюється (мінливий електроретиносигнал) (рис.1.4).

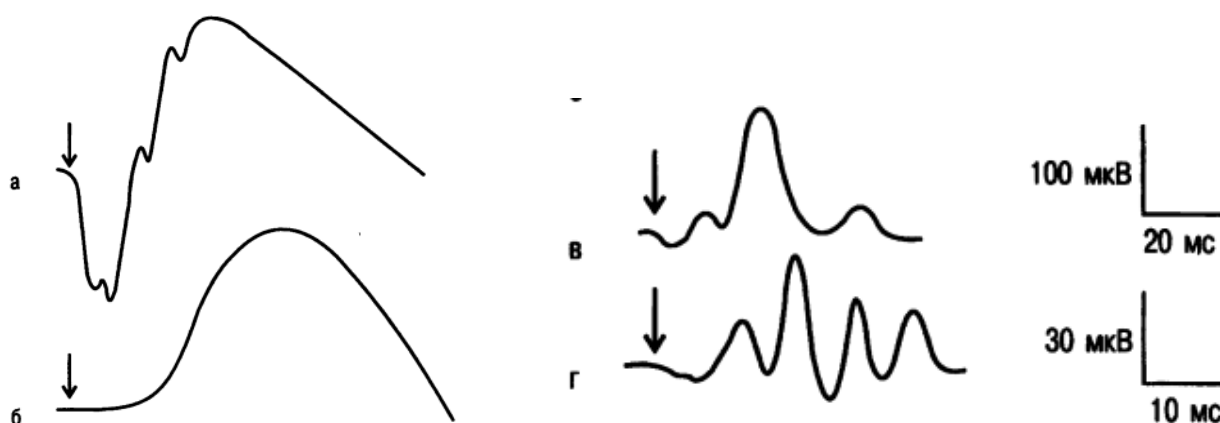


Рис.1.3. Основні типи електроретиносигналів у відповідності до стандарту ВСЕУ [46] (стрілки вказують на початковий момент часу стимуляції): а – комбінована максимальна відповідь в темновому адаптованому оці; б – відповідь палочок після адаптації темної; в – відповідь колбочкова при освітленні фоновому, що забезпечує подавлення паличкової активності після 10 хвилин попередньої здійсненої світлової адаптації; г – потенціали осциляторні при темновій адаптації ока.

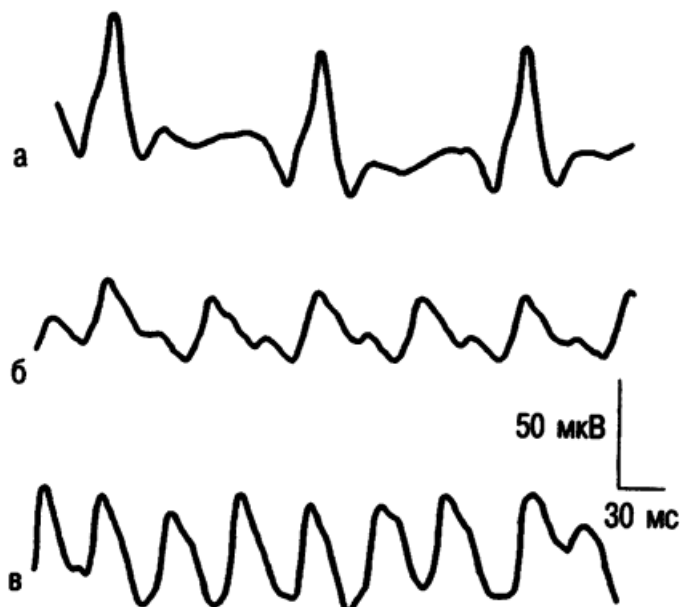


Рис. 1.4. Нормальний електроретиносигнал на білий світловий стимул змінного типу з частотами: а-в) від 10 до 30 Гц з кроком перебору 10 Гц [46]

Для реєстрації загального електроретиносигналу застосовують стимуляцію ганц-фельд і рівномірно розподілене освітлення на усе поле сітківки. Електроди, що є активними, слугують лінзою контактною з відкриттям зони оптичної рогівки. Поверхня рогівки ока повинна бути захищеною від подразнення та протиалергійним розчином з електричною провідністю (0,5 відсоткова метилцелюлоза).

Електрод референтний може бути інтегрований в контактну лінзу зі сторони кон'юнктиви (електрод біполярний) або використовується як нашкірний та розташовується на мочці вуха, зокрема верхньому краю орбіти. Заземлення здійснюється окремим нашкірним електродом, як правило, на мочці вуха. При цьому електроди нашкірні, які використано як референтний електрод або електрод для заземлення, повинні мати значення резистивного опору 10 кОм (не менше вказаного значення) (виміряний при частоті від 30 до 200 Гц). Перед накладенням електроду шкіру пацієнта очищають і на її поверхню наносять пасту з електропровідними характеристиками.

Після кожного наступного дослідження електроди обробляють речовинами, щоб забезпечують не передачу вірусів інфекційного походження, оскільки

передбачений контакт із сльозою та малими фрагментами крові, що утворюються при очищенні поверхні шкіри.

Тривалість часова стимулу повинна бути менша 5 мс [44]. Такі короткі за часом тривалості спалахи світла можуть бути одержані за допомогою тробоскопів, трубок газорозрядних та інших.

Довжина хвилі світла стимулу має бути в діапазоні спектру видимого світла (світло білого кольору). Стимули кольорові можуть бути використані для виділення відгуків палочкових та колбочкових, однак дослідження такого типу є не відзначені в діючих стандартах. Інтенсивність світла стимуляції на поверхності ганцфельд-шару складає від 1,5 до 3,0 кд/м², що в переводі на фут Лб складає 1 фут Лб [44]. Стимул такого рівня величини дії має назву стандартного.

Фонове засвітлення застосовують для подавлення функцій системи палочкової та виділення колбочкової функції. Загальна освітленість поля складає від 17 кд/м² до 34 кд/м² або від 5 до 10 фут Лб [44].

Рекомендоване значення температури не повинне збільшуватися при зміні фонові яскравості. Для визначення рівня освітлення фонового можна застосовувати інтеграційний фотометр, який розташовують поблизу ока.

Система для відбору електроретиносигналів повинна складатися конструктивно з підсилювача та попереднього підсилювача з фільтруючими властивостями в діапазоні від 0,3 до 300 Гц. Опір попереднього підсилювача має бути приблизно рівний 1 МОм. Пацієнт зі сторони захисту має бути ізольований електрично від самого підсилювача.

При відборі електроретиносигналу рекомендується найбільше розширити зіницю і відповідно зі стандарту відзначати його числову величину за умови не максимального відкриття.

Тривалість часу адаптації в темноті повинна бути більше або рівне 20 хвилин для забезпечення стабільно-забезпечуючих фізіологічних умов і отримання максимального відгуку скотопічних клітин.

Максимальна амплітуда відгуку реєструється із застосуванням стандартних стимулів для отримання реакції при попередній темновій адаптації оці з інтервалом

часу між ними інтервалу від 5 до 10 с. Отримуваний відгук сітківки конструктивно складається з сукупності чергової послідовності відгуків систем палочкових і колбочкових клітин. Смуги частотного пропускання електроретиносигналів: нижній діапазон частот від 75 Гц до 100 Гц на нижній межі і більше рівне 300 Гц верхньої межі.

Відгук палочковий клітин є першим сигналом після адаптації в темноті, за рахунок того, що палички є досить чутливими до адаптації світлової. Низький за рівнем білий стимул з інтенсивністю 2,5 лог.од. поступає на поверхню шару ганцфельд з мінімальним інтервалом між стимул в розмірі 2 сек.

біопотенціали осциляторні реєструють від ока попередньо адаптованого в темноті при використанні стандартного стимул білого кольору, проте фільтри, які застосовують у системах відбору, мають бути в діапазоні пропускання від 75 Гц до 100 Гц з нижньою границею частот та більше або рівно 300 Гц діапазоні верхніх частот [44]. Біопотенціали осциляторних клітин є варіабельними (змінними) та змінюються після першої світлової стимуляції, тому перший стимул з інтервалом його подачі 15 сек, не варто враховувати, а процедура усереднювання корисного електроретиносигналу повинна розпочинатися після другого або інших стимулів світлових [44].

Клітинний колбочковий простий відгук на одиничний світловий стимул з часовим інтервалом 0,5 сек реєструється при світлому фоні, що подавляє активність палочкових клітин з освітленістю діапазону 17 кд/м^2 до 34 кд/м^2 або від 5 до 10 фут Лб, який міряється поверхні фону-ганцфельд. Рекомендовано згідно стандарту забезпечувати високу фонову освітленість при високих межах яскравості світлового стимулу і низьке світлове фонове освітлення при нижчій межі. Устаткування стандартне повинне забезпечувати стандартне співвідношення яскравості стандартного фону та світлового стимулу 3 кд/м^2 для пригнічення палочкової активності. Для виділення відгуку колбочкових клітин рекомендовано здійснювати попередню адаптацію впродовж 10 хвилин перед відбором електроретиносигналу, оскільки інтервал відгуку колбочкових клітин може збільшитися.

Ритмічний відгук електроретиносигналу реєструється за допомогою світлового стандартного світлового стимулятора при такому самому освітленні фону, що придушує активність палочкових клітин після реєстрації/відбору відгуку колбочкових клітин на одиничний світловий стимул. Запис даних ритмічного електроретиносигналу при освітленні фоновому майже або повністю зменшує дискомфортні відчуття і приводить до стандартизації умови адаптації фотопічної. Частота світлового стимулу має бути в кількості 30 стимулів за 1 с, а перші записані сигнали пропускають для забезпечення стандартизованого запису [43].

Аналіз електроретиносигналу різних клітин рекомендовано здійснювати по амплітуді та часу до максимуму хвилі b від початку світлової стимуляції для реакції [43]. Цей аналіз здійснюють при одиничних спалахах, так і при змінних світлових стимулах з частотою 30 Гц. Відповідно до діючих стандартів хвилю a оцінюють від центральної лінії до максимуму/піку, амплітуду хвилі b вимірюють від максимуму хвилі a до максимуму хвилі b , а часова тривалість хвилі b вимірюється від моменту часу світлового спалаху до максимуму цієї хвилі. Значення визначення часу до піку хвилі b електроретиносигналу для медицини є очевидним, оскільки визначено, що раннім симптомом до початкового моменту пониження амплітуди хвилі b , а патологічні прояви у фоторецепторах сітківки ока призводять до збільшення амплітуди. Вимірювання цього амплітудного показника стало можливим в останні роки, а саме коли для аналізу даних електроретиносигналу почали застосовувати комп'ютерну техніку.

Для порівняння активності пресинаптичних клітин сітківки, яка представлена хвилею a з активністю постсинаптичних клітин, які представлено хвилею b , разом з параметрами амплітуд і часів електроретиносигналу застосовують відношення амплітуд хвиль b/a . В нормі хвиля b майже в два рази за амплітудою перевищує хвилю a при застосуванні інтенсивності стимулу світла насиченого (тобто максимальна інтенсивність світла стимуляції, при котрій електроретиносигнал сягає величини граничного рівня). При патологічному стані судин сітківки є збереженими циркуляції хороїдальних клітин.

Вимірювання і опис біопотенціалів осциляторних клітин не є стандартизованим. Їх прояв перше за все залежить від методики та умов світлової стимуляції, адаптації і частотних характеристик фільтрів підсилювача електроретиносигналу. Проте більша частка авторів описують лише чотири основні максимуми/піки, які можна застосовувати в медичній практиці при розв'язанні клінічних задач. Процедура усереднювання застосовується для виявлення слабких за рівнем відгуків електроретиносигналів.

Рекомендується, аби всі лабораторії розробляли нормативи для кожного використовуваного ними устаткування і кожного виду ЕРС (рис. 1.5).

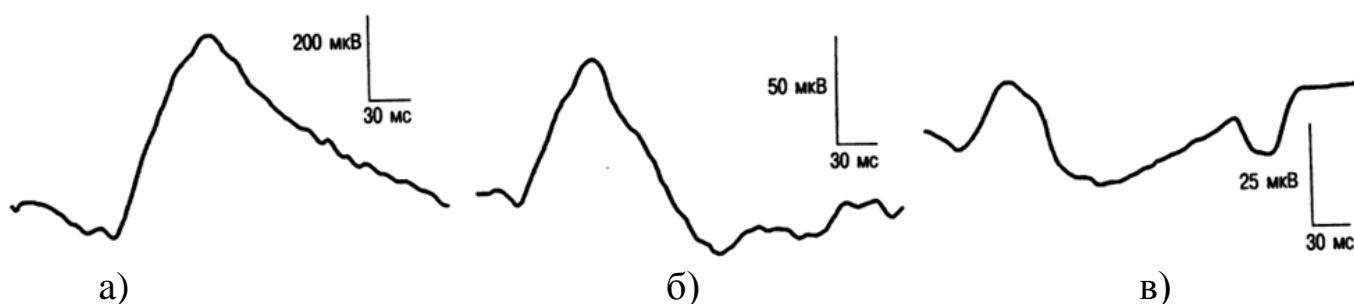


Рис. 1.5. Нормальні показники загального і локального електроретиносигналу [46]: а - нормальний загальний електроретиносигнал на білий світловий стимул з рівнем 0,3 Дж; б - нормальний локальний електроретиносигнал на зелений світловий стимул з кутом розсіювання 18° ; в - нормальний локальний електроретиносигнал на червоний світловий стимул.

На рис.1.5 зображено дані лабораторії клінічної фізіології зору імені С.В.Кравкова МНІ ГБ ім. Гельмгольца при відборі загального і локального електроретиносигналу із використанням спеціалізованої системи Neuropto (фірма-виробник "Meslelec", Англія) і ретинографа (розробником є науково-медична фірма МБН, Росія).

Параметри електроретиносигналу можуть змінюватися за амплітудними параметрами в залежності від типів давачів, так і в залежності від вікової категорії

досліджуваного пацієнта, тому на сьогодні застосовують процедуру розрахунку стандартного відхилення нормативних значень електроретиносигналів (табл.1.1).

Таблиця 1.1

Нормальні значення клінічного електроретиносигналу на світловий спалах в залежності залежно від вікової категорії досліджуваного пацієнта при відведенні монополярному [44]

Вік пацієнта, роки	20		40		60		70	
Форма електроретиносигналу	мкВ	мс	мкВ	мс	мкВ	мс	мкВ	мс
Хвиля <i>b</i> скотопічних клітин Електроретиносигналу, 24 дБ	185		141		97		75	
Хвиля <i>b</i> скотопічних клітин електроретиносигналу 0 дБ	419	52	387	52	355	52	339	52
Потенціал осциляторний	110		75		50		50	
<i>b</i> -хвиля фотопічних клітин електроретиносигналу	102	32	82	32	62	32	52	32

Всі числові дані про локальні та інших відгуки нестандартного типу повинні включати граничні значення нормальних показників.

1.3 Методи аналізу електроретиносигналу в існуючих системах діагностики стану сітківки ока людини

1.3.1. Морфологічний аналіз. В існуючих діагностичних системах стану сітківки ока людини застосовують методи кількісного аналізу електроретиносигналу. Найбільшого застосування набуло вимірювання амплітудно-часових параметрів екстремальних точок (максим і мінімум) досліджуваних електроретиносигналів [42,43,44]. В якості діагностичних параметрів

електроретиносигналу розглядають точки екстремумів електроретиносигналу (максимум та мінімум хвиль а , хвиль b та їх часових тривалостей) (рис. 1.5).

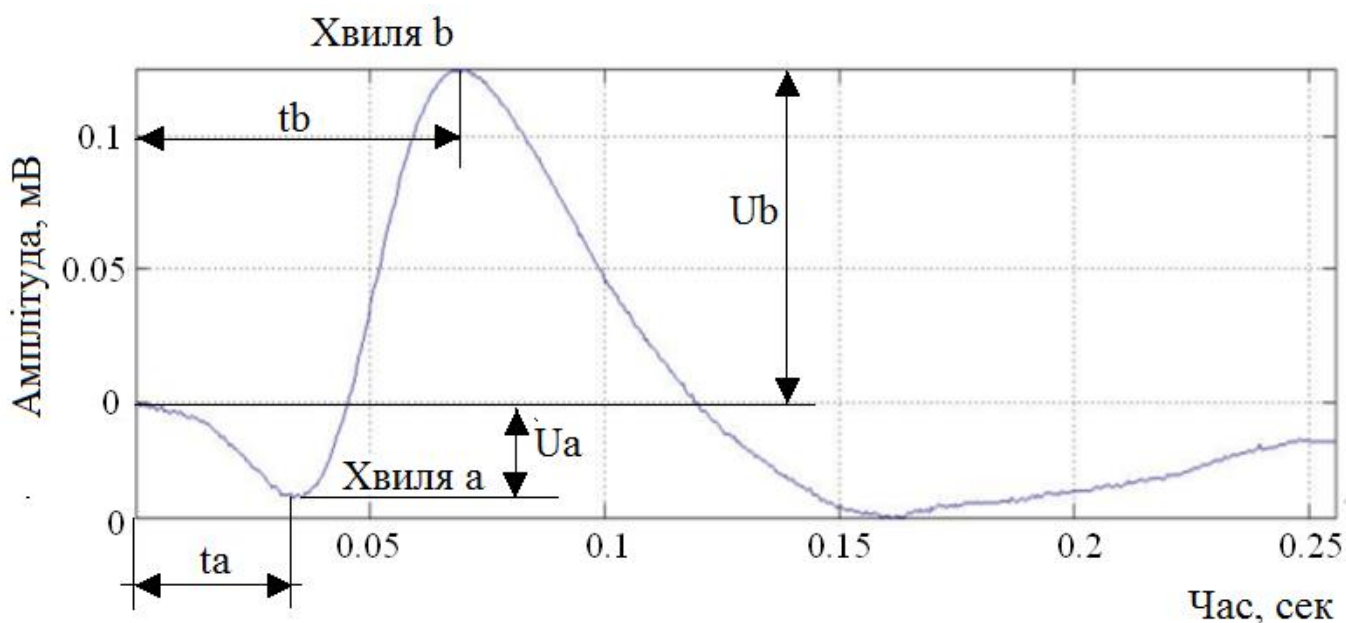


Рис. 1.5. Основні діагностичні параметри електроретиносигналу

1.3.2. Статистичний аналіз. Відібрані експериментальним способом електроретиносигнали із завадами в випадку загального характеру є функціями випадковими як стохастична модель, тому для їх аналізу одержують шляхом експерименту числову інформацію про параметри сигналів і завад, що описуються статистичними характеристиками теорії ймовірностей і матстатистики. Найбільш повним описом електроретиносигналів є цілий ряд функцій розподілу. Проте найпростішими і найважливішими для медичного застосування на практиці є характеристики у вигляді середнього (математичне сподівання), показник варіація середнього (дисперсія) та середньоквадратичне відхилення.

Оцінку інформаційної складової електроретиносигналу визначають як результат оцінювання математичного сподівання за усередненими по ансамблю N реалізацій електроретиносигналу:

$$\hat{m}_{\xi}(t_k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \xi_i(t_k), \quad t_k \in [0, T), \quad (1.1)$$

де $t_k = \Delta t \cdot k$ - момент часу в k -ій точці реалізації електроретиносигналу; Δt - крок дискретизації.

Мірою відхилення i -ої реалізації електроретиносигналу від середньої статистики електроретиносигнали є дисперсія:

$$\hat{D}_\xi(t_k) = \hat{\sigma}_\xi^2(t_k) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left[\xi_i^\xi(t_k) - \hat{m}(t_k) \right]^2. \quad (1.2)$$

і середньоквадратичне відхилення:

$$\delta_u(t_k) = \hat{\sigma}_\xi(t_k) / \hat{m}(t_k). \quad (1.3)$$

Статистичні оцінки математичного сподівання, дисперсії і середньоквадратичного відхилення і середньоквадратичне відхилення пацієнтів в стані наведено в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2

Результати статистичного аналізу електроретиносигналу

Величина оцінювання	Загальний електроретиносигнал		Локальний електроретиносигнал	
	Хвиля а, мкВ	Хвиля б, мкВ	Хвиля а, мкВ	Хвиля б, мкВ
$\hat{m}_\xi(t_k)$	-24	199	-8	24
$\hat{D}_\xi(t_k)$	143,5	582	14,5	83,9
$\hat{\sigma}_\xi(t_k)$	11	24	3,8	9,2

Використання статистичного аналізу електроретиносигналу на сьогодні є найбільш поширеним в сучасних діагностичних систем стану сітківки [21,22,23,30,45].

1.3.3. Спектральний аналіз. Електроретиносигнал як полігармонійний ряд дає змогу використати методи спектрального аналізу для дослідження властивостей та визначення типу досліджуваного електроретиносигналу. Актуальність такого застосування підтверджено в працях F.W. Campbell та J.G.Robson [52,53]. Вони встановили, що світловий потік або зображення який проходить через рогівку розкладаються на гармонічні компоненти, що в зворотній задачі обґрунтовує застосування спектрального аналізу при дослідженні частотного складу.

Спектр електроретиносигналу як полігармонічного зображають у вигляді рядів Фур'є [24,26]:

$$S_n = \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_k) \cdot e^{-j \frac{2\pi}{N} kn}, \quad n = \overline{0, N-1}, \quad (1.4)$$

Спектральний аналіз електроретиносигналу дає змогу визначити частку кожної гармонічної складової у сигналі і порівняння їх з параметрами норми, або показниками будь-яких відхилень в роботі сітківки ока. Такі гармонічні компоненти є інтегральними ознаками електроретиносигналу і характеризуються, інваріантністю та визначеністю в медичній практиці.

Результати спектрального аналізу електроретиносигналів із застосуванням рядів Фур'є, як відображено у праці [44], були отримані усереднених електроретиносигналів різних пацієнтів, окремих реалізацій електроретиносигналів (рис.1.6), а саме хворого та здорового пацієнтів, а на рис. 1.7 подано результати їх аналізу.

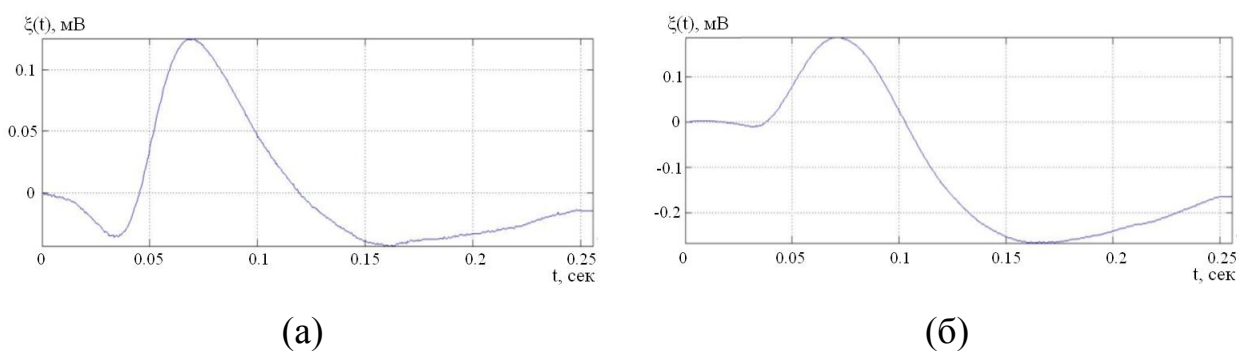


Рис. 1.6. Реалізації усереднених електроретиносигналів: а –пацієнт здоровий; б – хворий пацієнт.

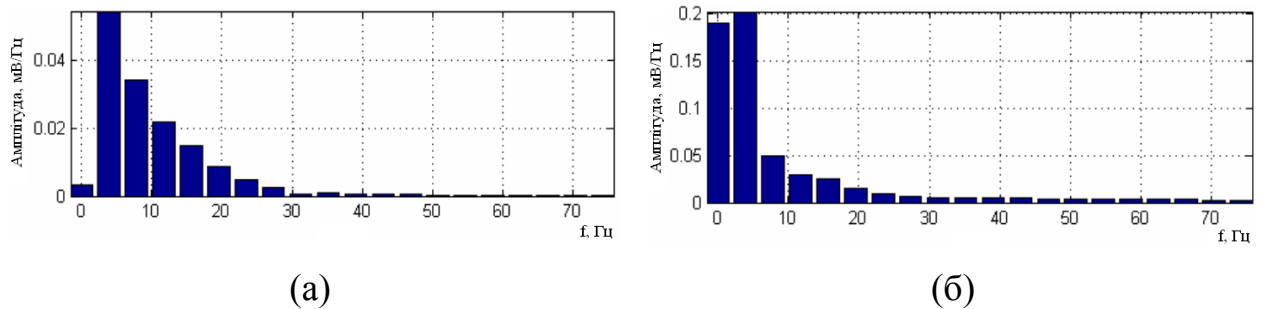


Рис. 1.7. Амплітудні спектри усереднених електроретиносигналів: а –пацієнт здоровий; б –пацієнт хворий.

На отриманих результатах (рис. 1.7) видно, що для різних пацієнтів п'ять перших гармонік суттєво за амплітудою відрізняються від подібних коефіцієнтів пацієнта хворого і можуть слугувати діагностичними ознаками при визначенні станів сітківки. Отримані ознаки (рис.1.7) описують кількісно спектральний склад усереднених реалізацій електроретиносигналу із вибірок сигналу, що не забезпечує дослідження параметрів впродовж усього часу спостереження та тип варіації його значень.

1.3.4 Синфазний аналіз. Синфазний метод аналізу електроретиносигналу як випадковий періодично корельований процесу дає змогу оцінити часову мінливість сигналу згідно виразу за усередненими оцінками спектральних компонент [48,49]:

$$M_u \{ \hat{B}_k(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \left(\frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) \exp \left(-ik \frac{2\pi}{T} t \right) dt \right), u = \overline{1, N_u}, k = \overline{1, N_k}. \quad (1.5)$$

де $\hat{b}_\xi(t, u)$ - оцінка коваріації параметричної;

k - номер спектральної компоненти (частоти),

u - зсув часу впродовж усієї осі,

N_u – кількість часових зсувів,

N_k – кількість спектральних компонент.

Реалізації оцінок усереднених оцінок спектральних компонент електроретиносигналу станів норми та патології зображено на рис. 1.8.

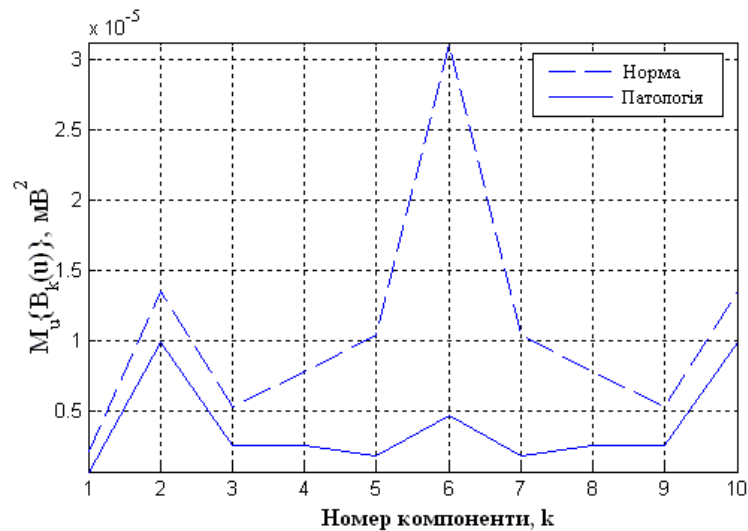


Рис.1.8. Оцінки усереднених компонент електроретиносигналу [49]

Оцінки (рис.1.8) є кількісними з втратою часових показників, які відображають зміни розрізнення станів зорової системи (нормальний чи патологічний).

1.3.5 Компонентний аналіз. Компонентний метод на відміну від синфазного методу аналізу електроретиносигналу як процесу періодичного корельовано випадкового дає змогу проаналізувати електроретиносигнал за допомогою відомого перетворення Фур'є з подальшим усередненням [50]:

$$M_u \{ \hat{B}_k(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \left(\frac{1}{T} \int_0^T [\xi(t)\xi(t+u) - m_\xi(t)m_\xi(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt \right). \quad (1.6)$$

У виразі ключовими операціями є обчислення математичного сподівання, зсув електроретиносигналу через період в часі на величину зсуву, усереднення спектральних компонент.

Реалізації усередненими оцінок спектральних компонент електроретиносигнал станів норми та патології, обчислені компонентним методом, зображено на рис. 1.9.

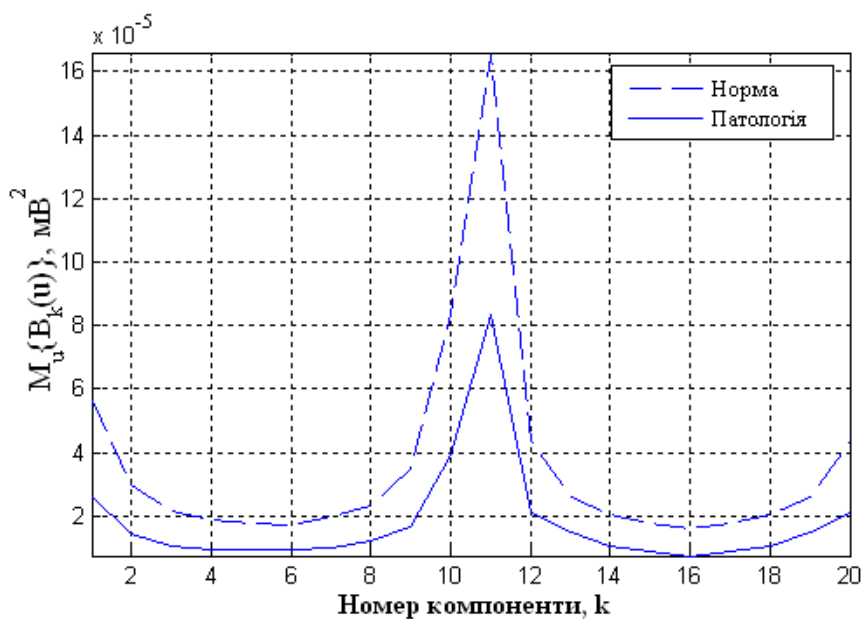


Рис.1.9. Оцінки усередненими оцінками кореляційних компонент ЕРС [50]

Усереднені оцінки компонент електроретиносигналу, які зображено на рис.1.9 чисельно за значеннями потужності з втратою часових показників класифікують тип сигналу, а саме норма чи патологія. Ця втрата не дає змогу досліджувати динаміку часової мінливості електроретиносигналу з різними його масштабами.

1.4 Висновки до розділу 1

У розділі проаналізовано метод дослідження сітківки ока людини та способи реєстрації її біопотенціалів у вигляді електроретиносигналу. На підставі аналізу відомих методів аналізу електроретиносигналу (морфологічний, спектральний, кореляційний, синфазний та компонентний) встановлено, що вони не дають змогу дослідити характерні часові флуктації (характер зміни) у структурі сигналу у різних масштабах часу.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ

2.1 Математична модель електроретиносигналу

Структура електроретиносигналу складається конструктивно з хвилі а (формується фоторецепторами), хвилі b (формується клітинами Мюлера). У медичній практиці для діагностування стану сітківки застосовують ці хвилі а та b, зокрема їх амплітудні та часові параметри (рис.2.1).

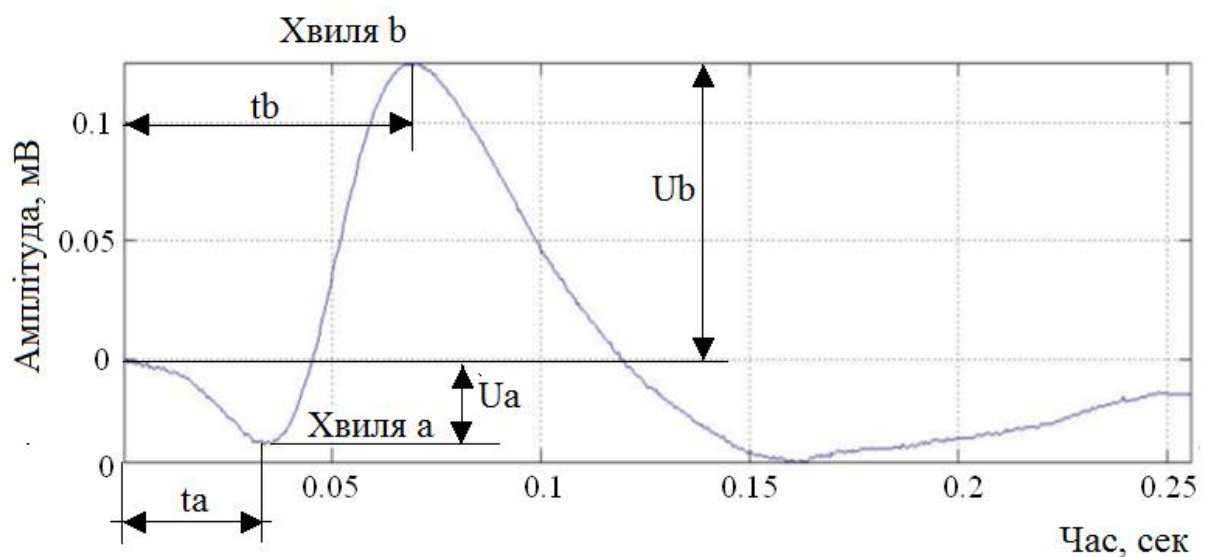


Рис. 2.1. Електроретиносигнал з позначеними параметрами

Основними інформаційними параметрами електроретиносигналу є часові тривалості відгуків (часова тривалість одного періоду відгуку сітківки ока), максимуми хвиль кожного відгуку та їх тривалості час, зокрема значення періоду кожного наступного відгуку є сталою за величиною, а амплітудні параметри максимумів хвиль та їх часових тривалостей є змінними в часі.

Модель відгуку електроретиносигналу після одного світлового спалаху подано у вигляді косинусоїдального коливання виглядом експоненти з затуханням на заданих проміжках часу інтервалах з параметрами амплітуд хвиль A та їх часових тривалостей $N \times \Delta t$:

$$x_j(i\Delta t) = A_j \sin(2 \cdot \pi \cdot i \cdot \Delta t \cdot f_j) \cdot e^{-i\Delta t \cdot K_j} \cdot L_j, \quad i \in [Nx_{j-1}\Delta t; Nx_j\Delta t], \quad (2.1)$$

де j – номер складової хвилі відгуку, $j=1,2,\dots,M$, M – кількість складових;

Nx_j – значення часу тривалості j -ої хвилі;

A_j – амплітудне значення j -ої хвилі;

f_j – частота коливання синусоїдального сигналу j -ої хвилі для половини періоду;

K_j – коефіцієнти нахилення j -ої хвилі синусоїдального коливання;

L_j – коефіцієнти збільшення/зменшення для j -ої хвилі.

Конструктивно реалізація електроретиносигналу із урахуванням виразу (2.1) має вигляд, що поданий на рис.2.2.

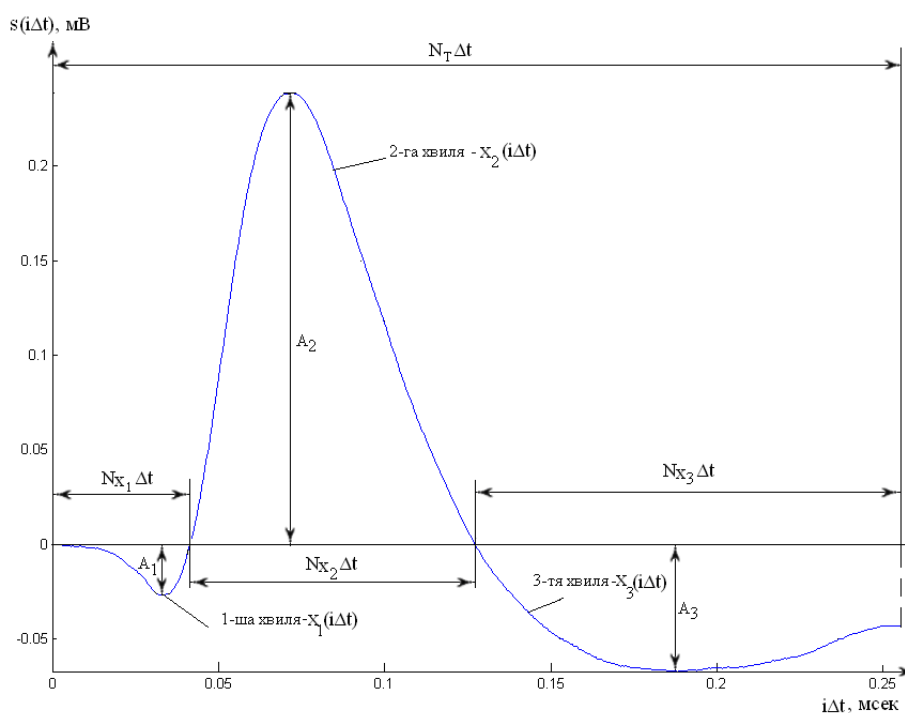


Рис. 2.2. Конструктивний вигляд електроретиносигналу з його основними параметри при заданій кількості його складових хвиль в кількості 3 штуки

В такому випадку модель електроретиносигналу представлено як множину послідовно з'єднаних хвиль сигналу як подано виразом:

$$s_{\text{відзук}}(i\Delta t) = x_{\text{хвилі}1}(i_1\Delta t) \cup x_{\text{хвилі}2}(i_2\Delta t) \cup x_{\text{хвилі}3}(i_3\Delta t) \cup \dots \cup x_{\text{хвилі}M}(i_M\Delta t), \quad (2.2)$$

де $j = \overline{1, M}$ - порядковий номер хвилі електроретиносигналу, $j = 1, 2, \dots, M$;

$i_1\Delta t \in [0, Nx_1\Delta t)$ - інтервал часовий належності 1-ої хвилі;

$i_2\Delta t \in [Nx_1\Delta t, Nx_2\Delta t)$ - інтервал часовий належності 2-ої хвилі;

$i_3\Delta t \in [Nx_2\Delta t, Nx_3\Delta t)$ - інтервал часовий належності 3-ої хвилі;

$i_M\Delta t \in [Nx_{M-1}\Delta t, Nx_M\Delta t)$ - інтервал часовий належності M -ої хвилі;

$i\Delta t \in [0, (Nx_1\Delta t + Nx_2\Delta t + Nx_3\Delta t + \dots + Nx_M\Delta t))$ - інтервал часовий належності повного періоду (одного відгуку) електроретиносигналу $T = N_T\Delta t$.

Враховуючи властивість зменшення складності математичних записів вираз (2.2) подано у вигляді виразу з меншою складністю щодо розуміння формування електроретиносигналу:

$$s_{\text{відзук}}(i\Delta t) = \sum_{j=1}^M \chi_{D_j}(i\Delta t) x_{\text{хвилі}j}(i\Delta t), \quad (2.3)$$

де $\chi_{D_j}(i\Delta t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } i\Delta t \in D_j \\ 0, & \text{якщо } i\Delta t \notin D_j \end{cases}$ - функція Хевісайда, яка задає часову

приналежність кожної хвилі на осі часу повного відгуку електроретиносигналу

$$D_j = [Nx_{j-1}\Delta t, Nx_j\Delta t), \quad Nx_0\Delta t = 0.$$

Вираз (2.3) є конструктивною математичною моделлю електроретиносигналу, яка в повній мірі відображає параметри часу та амплітуди, що є характерними ознакою реальних сигналів. Оскільки значення амплітуд та часів є обґрунтованими з точки зору медичної практики, і ж обґрунтовано доказаними щодо їх застосування при визначення різного роду відхилень у структурних підрозділах ока, зокрема сітківки людини.

Враховуючи те, що дослідження зорової системи пов'язане з проблемою виявлення низького за амплітудою електроретиносигналу на фоні різного роду завад

у вигляді зовнішніх електромагнітних полів і багатьох артефактів, таких, як: загальний стан пацієнта, адаптації перед реєстрацією сигналу, то модель електроретиносигналу розглянуто як суміш корисного електроретиносигналу (без впливу завад) і завади:

$$\xi(i\Delta t) = s_{\text{eидзук}}(i\Delta t) + n(i\Delta t), \quad i\Delta t \in [0, \Delta t N_T], \quad (2.4)$$

де $s(i\Delta t)$ - корисний електроретиносигнал без завад, $n(i\Delta t)$ - завада з характеристика білого шуму, Δt - крок дискретизації.

Завада у виразі (2.4) $n(i\Delta t)$ як білий шум є видом стаціонарного випадкового процесу в якого функція автокореляції описується функцією Дірака, а спектральна щільність потужності ніяким чином не залежить від зміни частоти та має постійне числове значення $W(f) = \sigma^2$, яке рівне дисперсії шуму $n(i\Delta t)$. Тобто усі частотні складові завади електроретиносигналу мають однакове значення потужності. Постійність спектральної щільності потужності завади електроретиносигналу забезпечує простоту розробки методів фільтрації, аналізу та прийняття рішень в медицині.

Якщо електроретиносигнал і завада локалізується в частотному діапазоні від 0 Гц до B Гц, то спектральна щільність завади описується виразом:

$$W_n(f) = \sigma^2; 0 \leq f \leq B; W_n = 0; f > B, \quad (2.5)$$

За таких умов (2.5) кореляційні зв'язки завади описують згідно виразу:

$$R_n(\tau) = \sigma^2 B \sin(2\pi B \tau) / 2\pi B \tau. \quad (2.6)$$

Ефективним інтервалом кореляції завади рівний:

$$T_k = 2 \int_0^{\infty} |R_n(\tau)| d\tau / R_n(0). \quad (2.7)$$

Інтервал кореляції завади варто визначати за шириною базового максимуму функції $R_{\tau}(\tau)$ (2.6), де зосереджена базова частина енергії завади.

З виразів (2.5-2.7) щодо опису параметрів завади з обмеженим її частотним діапазоном в сукупності електроретиносигналу та завади є певна кореляційна пов'язаність між числовими значеннями, зокрема, чим менша частотна локалізація завади, тим більший її масштаб корелювання.

Обмеження завади електроретиносигналу частотним діапазоном ідентично фільтрації білого шуму фільтром частотним з задаю наперед шириною смуги пропускання, з урахуванням того, що кореляція відгуку імпульсного фільтру має згортку з дельта-функцією завади.

Отже, модель завади у виразі (2.4) $n(i\Delta t)$ сформульовано як випадкову за аргументу послідовність імпульсів типу дельта $\delta(k\Delta t)$ з значеннями амплітуд a_k , які є невідомими:

$$n(i\Delta t) = \sum_{k=1}^N a_k \delta(i\Delta t - k\Delta t), \quad (2.8)$$

Отже, узагальнена модель електроретиносигналу має вигляд:

$$\xi(i\Delta t) = s_{\text{eiodyк}}(i\Delta t) + \sum_{k=1}^N a_k \delta(i\Delta t - k\Delta t), \quad i\Delta t \in [0, \Delta t N_T], \quad (2.9)$$

Модель (2.9) описує повну поведінку реальних електроретиносигналів в процесі їх реєстрації із використанням діагностичних технічних системах.

2.2 Верифікація обґрунтованої структури математичної моделі електроретиносигналу в програмному середовищі Matlab

Для коректності відображення структури математичної моделі електроретиносигналу по відношенню до реальних (істинних сигналів, які одержано

в результаті експериментального дослідження) здійснено процедуру її верифікації (істинності) шляхом програмної реалізації з подальшою процедурою оцінювання отриманих результатів генерації електроретиносигналів.

На основі виру математичної моделі електроретиносигналу (2.9) (потужність завади буде нульова з метою відстеження коректності поведінки реального і та чистого електроретиносигналу) реалізовано текст програмного забезпечення в середовищі Matlab із графічним інтерфейсом для зручності зміни параметрів сигналу, що забезпечує детальну процедуру верифікації:

```
t1=get(...edit2,'value'); % Параметр часу хвилі 1 електроретиносигналу
A1=get(...edit1,'value'); % Параметр амплітуди хвилі 1 електроретиносигналу
t2=get(...edit4,'value'); % Параметр часу хвилі 2 електроретиносигналу
A2=get(...edit3,'value'); % Параметр амплітуди хвилі 2 електроретиносигналу
t3=get(...edit6,'value'); % Параметр часу хвилі 3 електроретиносигналу
A3=get(...edit5,'value'); % Параметр амплітуди хвилі 3 електроретиносигналу
k1=get(...edit8,'value'); % Коефіцієнт нахилу хвилі 1 електроретиносигналу
k2=get(...edit9,'value'); % Коефіцієнт нахилу хвилі 2 електроретиносигналу
k3=get(...edit10,'value'); % Коефіцієнт нахилу хвилі 3 електроретиносигналу
dt=get(...edit7,'value'); % Параметр кроку зміни часу на осі часовій
A=[A1 A2 A3]; % Формування масиву амплітуд електроретиносигналу
t=[t1 t2 t3]; % Формування масиву часу електроретиносигналу
k=[k1 k2 k3]; % Формування масиву коефіцієнтів електроретиносигналу
[i,y]=erg(A,t,k,dt); % Імітування y-го електроретиносигналу з часом і-им
plot(i,y); % Відображення результатів імітування ЕРС
```

Структура математичної моделі електроретиносигналу повністю підтверджується експериментальними даними із застосування розробленою програмного забезпечення, яке зображено на рис.2.3.

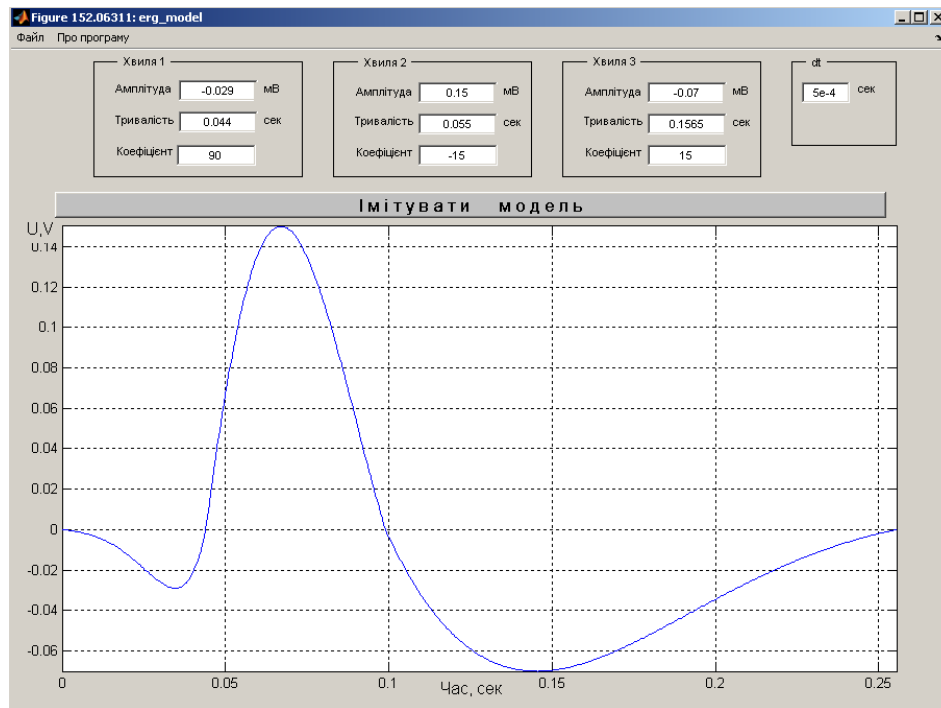


Рис. 2.3. Результат моделювання реалізації електроретиносигналу в межах одного часового відгуку як реакція один світлових спалах

Конструктивно реалізація модельованого електроретиносигналу за формою є подібною експериментальним сигналам, що підтверджує істинність та коректність структури математичної моделі сигналу.

2.3 Висновки до розділу 2

У розділі обґрунтовано структуру математичної моделі електроретиносигналу у вигляді добутку косинусоїдального коливання та експоненти на заданих часових інтервалах часу. Така модель описує поведінку амплітудних та часових параметрів електроретиносигналу, що є дає змогу дослідити часові флуктації у структурі сигналу у різних масштабах часу при розв'язанні медичної задачі діагностики стану очної сітківки людини.

РОЗДІЛ 3

МЕТОД ТА АЛГОРИТМ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ

3.1. Система для реєстрації електроретиносігналу

Оскільки зміна кожного відгуку сітківки ока людини є випадковим процесом, тому для їх відбору передусім потрібно застосувати діагностичну систему, наприклад прилад ДСЗО-01. Ця система забезпечує процес реєстрації електроретиносігналу, зберігати дані сигналу в пам'яті, забезпечувати світлову стимуляцію з різними її параметрами. Структурну схему приладу для реєстрації (відбору) та аналізу реалізацій електроретиносігналу наведено на рис.3.1, де позначено усі її структурні складові.

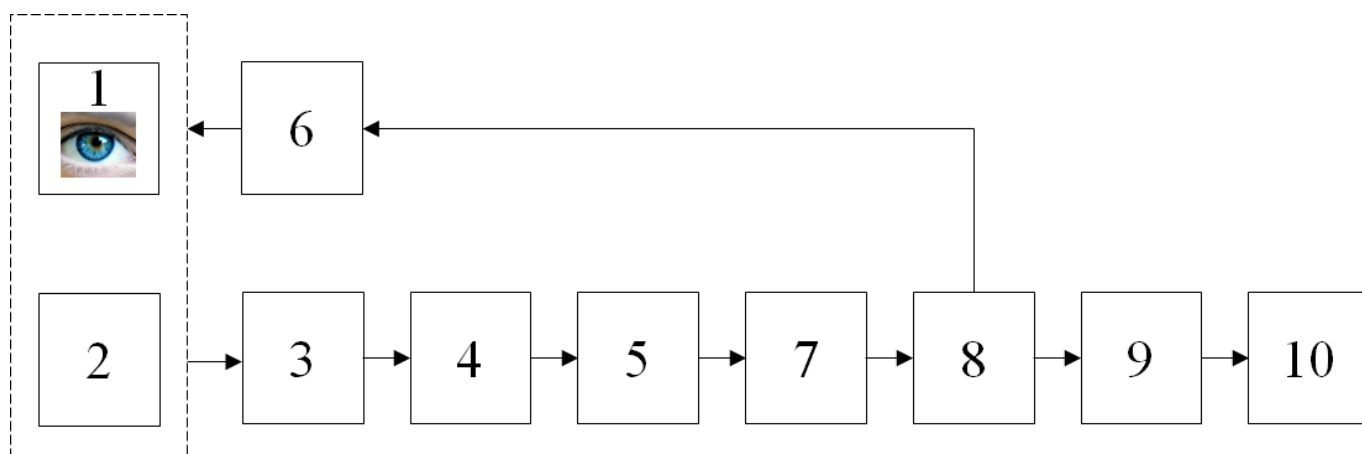


Рис.3.1. Структура приладу (системи) для вимірювання ЕРС

На рис. 3.1 позначено 1 – Сітківка ока; 2 – Електроретиносігнал як відгук на стимуляції; 3 – Давач/реєстратор; 4 – Підсилювач амплітуди електроретиносігналу; 5 – перетворювач аналог-цифра; 6 – Стимулятор; 7 – Фільтрація електроретиносігналу; 8 – Формувач амплітудних рівнів електроретиносігналу; 9 – обчислювальний засіб у вигляді ПК; 10 – дослідник/лікар.

Основні технічні показники приладу ДСЗО-01:

- Межі вимірювання від -500 мкВ до +500 мкВ з кроком 1,5мкВ;
- Частотний діапазон реєстрації електроретиносігналу 0,3...100Гц;

- Пониження завад різних становить 110дБ;
- Вхідний імпеданс приладу/системи 1МОм;
- Критична частота дискретизації відліків часу становить $\max=300\text{кГц}$;
- Потужність стимуляції становить від 0,03Дж до 1 Дж з абсолютною похибкою від -0,01 Дж до +0,01Дж;
- Частота світлової стимуляції методики електроретинографії складає від 0,1 до 100 Гц з довжиною хвиль 0,63 та 0,52 нм та тривалістю стимулів 5 мс;

Інтерфейс системи ДСЗО-01 із реалізаціями експериментальних електроретиносигналів багатьох відгуків зображено на рис.3.2.

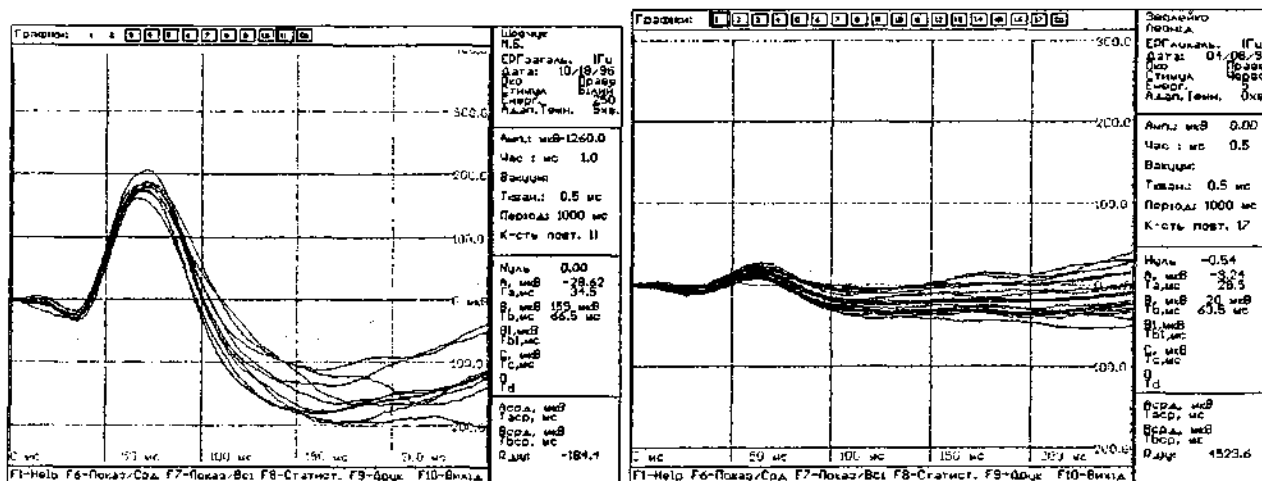


Рис.3.2. Інтерфейс системи ДСЗО-01 та відгуки сітківки як електроретиносигнали [26,27]

Для того забезпечення процедури виділення корисної інформації про функціональність стану очної сітківки людини за реалізацією електроретиносигналу необхідно його проаналізувати ефективним методом, який забезпечить дослідити усі часові його флуктації. Результати аналізу мають бути представлені у вигляді інформативних показників, які кількісно повинні реагувати на зміни у стані очної сітківки людини. Дослідження таких флуктацій забезпечує виявити характер в неоднорідності роботи усіх клітин сітківки ока та переходів між ними в часі при зовнішній стимуляції світлом. Таке виявлення забезпечить визначення рівня усіх

біофізичних ланок сітківки ока на тип їх нормальної провідності за електричними сигналами.

3.2 Вейвлет аналіз електроретиносигналу

Вейвлет аналіз електроретиносигналу є певним видом спектрального аналізу, основою якого є прості коливання (базисні функції) (довільної форми як вейвлети). В порівнянні до спектрального аналізу при реалізації ефективного вейвлету аналізу застосовують масштабний параметр для перекриття так званих короткими хвилями усього часового діапазону, на якому досліджується електроретиносигнал за зміною часових зсувів базисних функцій. Базисну функцію електроретиносигналу подана у вигляді виразу відношення:

$$\Psi((t-b) / a), \quad (3.1)$$

де b – зсув по часовій осі;

a – коефіцієнт зміни масштабу часу.

Функція базисна $\Psi(t)$ повинна відповідати вимогам нульової площі та бути рівною нулю у випадку моментів статистики першого (сподівання математичне), другого (дисперсія) та інших. В області часу або частот цілий ряд вейвлетів використовують принцип суперпозиції цих вейвлетів з різними масштабними рівнями розкладу електроретиносигналу при його представленні та функцій.

Вейвлет-аналіз базується на принципі використання двох залежних одна від одної неперервних в часі та інтегрованих по змінній функцій з незалежними параметрами:

- функції-Вейвле $\Psi(t)$ як ксі-функції залежної від часу з нульовим значенням інтеграла та Фур'є-образом функції-вейвлет $\Psi(\omega)$, якій є характерні локальні особливості електроретиносигналу. В якості вейвлетів переважно при обробці біомедичних сигналів застосовують функції з відмінно локалізацією в спектральній

та часовій областях. Прикладом образу функції в частотному та часовому областях наведено на рис. 3.3.

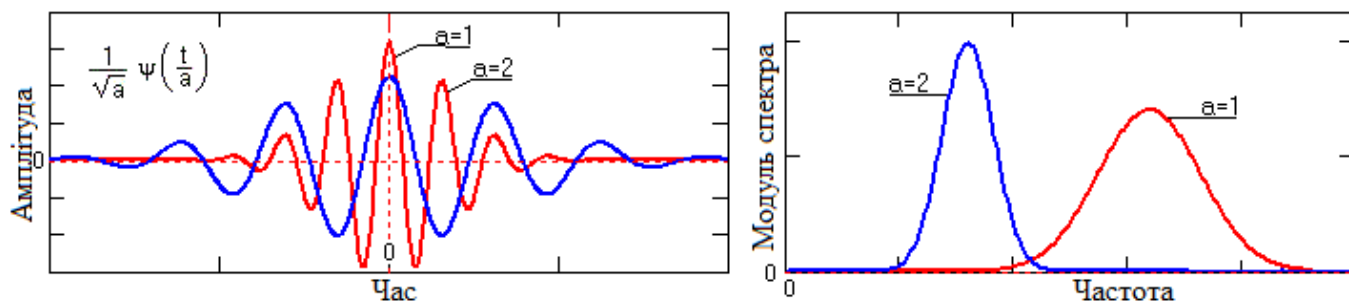


Рис. 3.3. Функції-Вейвлет з двома масштабами

- масштабуючі функції $\Psi(t)$ як часові функції-скейлинг (фі) з одиничним значенням інтегралу забезпечує процес апроксимації, а точніше наближення до досліджуваного електроретиносигналу.

В загальному принципі при застосуванні персонального комп'ютера при аналізі даних електроретиносигналу доцільно застосовувати дискретне перетворення-Вейвлет з дискретними значеннями функцій-Вейвлет з параметрами, які наведено у виразі 3.1 з дискретним кроком їх зміни Δb та Δa .

В результаті такого перетворення утворюється така кількість коефіцієнтів, що по довжині перевищують довжину досліджуваного електроретиносигналу, яку необхідно для подальшої процедури реконструкції.

Перетворення-вейвлет в дискретній часовій області дає змогу отримати необхідний асортимент інформації для аналізу досліджуваного електроретиносигналу так і його синтезу з мінімальною кількістю пам'яті обчислюваного пристрою.

Перетворення-Фур'є дискретне з масштабуючими коефіцієнтами a і b задаються в більшості випадків у вигляді ступеневого типу:

$$a = a_0^{-m}, \quad b = k \cdot a_0^{-m}, \quad a_0 > 1, \quad m, k \in \mathbb{I}, \quad (3.2)$$

де I є простором простір чисел цілого типу в діапазоні $\{-\infty, \infty\}$, M – числовий параметр зміни масштабу, k - параметр часового зсуву.

В базисному просторі $L^2(\mathbb{R})$ при дискретному перетворенні-Вейвлет. Функцію подано виразом:

$$\psi_{mk}(t) = |a_0|^{m/2} \psi(a_0^m t - k), \quad m, k \in I, \quad \psi(t) \in L^2(\mathbb{R}). \quad (3.3)$$

Коефіцієнти-Вейвлет числять при прямому перетворенні згідно виразу:

$$C_{mk} = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) a_{mk}(t) dt. \quad (3.4)$$

Значення a у виразі 3.4 може приймати будь-яке значення, але у більшості випадків приймається рівним числу 2 і в такому випадку перетворення-Вейвлет є діадним. Для такого перетворення було розроблено алгоритм швидкого обчислення як є аналогічним у випадку швидкого перетворення-Фур'є, що дали підстави щодо його застосування при аналізі великого масиву числових даних.

Обернене перетворення дискретного типу для сигналів електроретиносигналів як неперервних при нормованому базисному просторі Вейвлет матиме вигляд::

$$s(t) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} \psi_{mk} C_{mk}(t). \quad (3.5)$$

Загальне число вейвлетів, які використовують при масштабуванні коефіцієнту m , задає відповідний рівень розкладу електроретиносигналу на складові сигналу, і в такому випадку нульовий рівень значення m в більшості випадків приймають як рівень максимального розширення електроретиносигналу у часі, а наступні значення рівнів у випадку їх по аргументу менше нуля формують спадаюче дерево-вейвлет. При реалізації програмного забезпечення в процесі обчислення є потреба у виключенні негативних значень m шляхом перенесення негативного знаку у вираз (3.5) в наступному поданні виразом через базисні функції:

$$\psi_{mk}(t) = |a_0|^{-m/2} \psi(a_0^{-m}t-k), \quad m,k \in I, \quad \psi(t) \in L^2(\mathbb{R}). \quad (3.6)$$

Стійкість базису в дискретній області визначається так як подано нижче по тексту роботи.

Функція-Вейвлет $\psi(t) \in L^2(\mathbb{R})$ називається функцією-R, якщо побудований на її основі базис згідно виразу (3.5) є базисом Riesz. Для базису-вейвлет Riesz існують значення два типових A і B , де A рівне менше B , A менше нуля, а B є менше нескінченості. Для базису-вейвлет Riesz справедливим є співвідношення, у якому C_{mk} є енергетично-скінченим:

$$A \|C_{mk}\|^2 \leq \left\| \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_{mk} \psi_{mk}(t) \right\|^2 \leq B \|C_{mk}\|^2, \quad (3.7)$$

В такому випадку для будь-якої функції R існує функційний базис $\psi^{\#}_{mk}(t)$, який є ортогональним по відношенню до $\psi_{mk}(t)$ базису. Базис $\psi^{\#}_{mk}(t)$ як ортогональний двійник базису $\psi_{mk}(t)$ обчислюється виразом:

$$\langle \psi^{\#}_{nl}(t), \psi_{mk}(t) \rangle = \delta_{kl} \cdot \delta_{mn}, \quad (3.8)$$

Якщо A рівне B , а вони рівні одиниці, то множина функцій базисних $\{\psi_{mk}(t)\}$ є базисом ортогональним та нормованим з повним відновлення вихідного електроретиносигналу у випадку тотожності базисів $\psi_{mk}(t)$ та $\psi^{\#}_{mk}(t)$ та у випадку реконструкції електроретиносигналів застосовують вираз (3.7).

Якщо базис $\psi(t)$ є не ортогональним вейвлетом, але в нього є присутнім двійника, то на основі двійника" обчислюється цілий ряд (множина) $\psi^{\#}_{mk}(t)$ так як у випадку оберненого перетворення коли як базис застосовується базис $\psi_{mk}(t)$. В такому випадку точна реконструкція вихідного електроретиносигналу не гарантована, але буде близькою за параметрами середніх статистик при обчисленні середньоквадратичного відхилення.

Обернене дискретне перетворення (3.6) як і у випадку неперервного перетворення-Вейвлет, не забезпечує виконання процедури відновлення нецентрованих електроретиносигналів через нульове значення середніх статистик Вейвлет-функцій і центрування значень коефіцієнтів вейвлет C_{mk} при прямому перетворенні-Вейвлет. При аналізі числових масивів даних електроретиносигналу вейвлети з дискретними параметрами використовуються у більшості випадків в парі з взаємопов'язаними з ними функціями-скейлинг дискретними. Функції Скейлинг володіють разом із вейвлетами спільну область їх завдання і відповідне співвідношення між їх значеннями, проте переважно перший статистичний момент функцій-скейлинг в області їх існування рівний одиниці. Якщо смугові високочастотні фільтри електроретиносигналу розглядати як аналоги вейвлетів при виділенні локальних особливостей в структурі електроретиносигналу, то функції-скейлинг вейвлетів є аналогами фільтрів низької частоти, які з електроретиносигналів виділяють в окремо виділений масив складові, виконали умови вейвлет-фільтрації.

При позначенні функцій-скейлинг через індекси $\varphi_{mk}(t)$ аналогічність функцій-скейлинг повністю відтворює (повторює) вирази (3.5-3.6) і в результаті формує $L^2(\mathbb{R})$ базис простірний. Сума скейлинг-коефіцієнтів та вейвлет-коефіцієнтів розкладу електроретиносигналу відповідно дає змогу виконувати функцію реконструкції електроретиносигналів, в такому випадку замість (3.7) використовується вираз оберненого перетворення-вейвлет [17]:

$$s(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} C a_k \varphi_k(t) + \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} C d_{mk} \psi_{mk}(t), \quad (3.8)$$

де $C a_k$ - коефіцієнти-скейлинг апроксимації електроретиносигналу,
 $C d_{mk}$ - деталізаційні коефіцієнти.

Базовим ядром методу вейвлет аналізу електроретиносигналу є вираз:

$$C(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{t=0}^{t_{\max}} x(t) \psi(t, a, b), \quad (3.9)$$

де $\psi(t, a, b)$ - функція базису, яка визначає ефективність досліджень флуктацій електроретиносигналу в часі, що є важливим при виявленні моментів часу змін у стані сітківки.

3.3 Вибір базисної функції Вейвлет-аналізу електроретиносигналу

Серед відомих на сьогодні функцій вейвлет (вейвлети Гауса, Мексиканська шляпа (рис.3.4-3.5), Морле та інші) [17], що застосовуються при неперервному аналізі-вейвлет. Базисна Функція Морле як базисна функція Вейвлет за формою та параметрами є подібною по експериментального електроретиносигналу, тому її використання для порівняння із електроретиносигнали є актуальним.

Морле вейвлет серед множини вейвлетів більш за все є подібною за формою (структурою) імпульсним складовим нестационарних сигналів, що у даному випадку може бути поширеним на досліджуваний електроретиносигнал.

Різниця між Морле-вейвлетом та шляпою Мексиканською полягає в тому, що вейвлет Морле має кращі властивості вибірконості в спектральній області, а вейвлет Мексиканська шляпа має в області часу [38]. Проте отримати локалізацію ідеального характеру є неможливим одночасно в частотній та часовій областях.

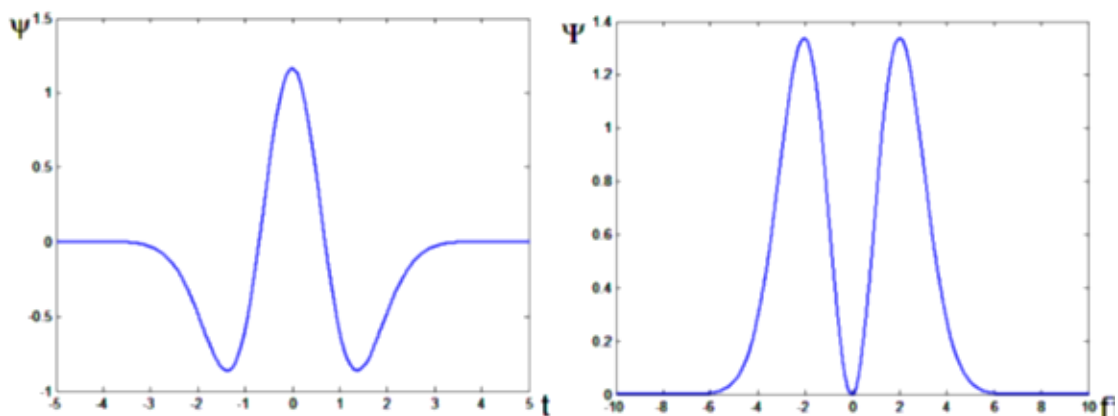


Рис.3.4. Морле

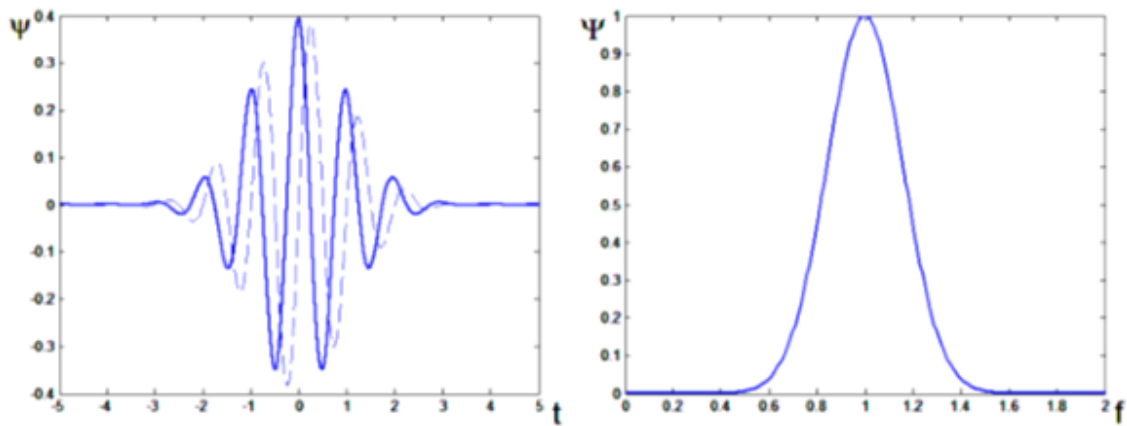


Рис. 3.5. Мексиканська шляпа

При виборі вейвлету для аналізу таких сигналів як електроретиносигналів, що використовуються для діагностування стану сітківки ока з метою виявлення діагностичних флуктаційних ознак перевагу надано вейлету Морле. Присутність домінуючих частот в електроретиносигналу є забезпечує процес варіації вибірковості вейвлет Морле в області частот.

В області часу комплексний Морле-вейвлет представляється як комплексна експонента, яку модулює функція Гауса:

$$\psi(t, a, b) = e^{i\omega \frac{t-b}{a}} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{t-b}{a} \right)^2}, \quad (3.10)$$

де a – масштабуючий коефіцієнт в часу t ;

b – часовий зсув вейвлет вздовж осі часу t ;

ω – частота базису.

Числові параметри коефіцієнтів t , a і b задають вигляд вейвлета.

В спектральній області вейвлет Морле має вигляд Гаусового вікна з базовою частотою f_0 ширини σ :

$$\psi(f) = e^{-\left(\pi^2/\sigma^2\right)(f-f_0)^2}. \quad (3.11)$$

Фур'є перетворення у випадку Морле вейвлету дорівнює нулю для частот, що забезпечують процедуру розділення фазових та амплітудних компонент електроретиносигналу в узагальненому випадку перетворення вейвлет.

Смуга частот в такому випадку є обмежено інтервалом $\left[f_0 - \frac{\sigma}{2}, f_0 + \frac{\sigma}{2} \right]^2$.

На рис. 3.4 було наведено подання вейвлета Морле в частотній та часовій областях при заданих параметрах $\sigma=0,7$ та $f_0=1$.

У вейвлетах Морле частина найбільшої енергії базується на інтервалі шириною, яку визначає смуга пропускання. На практиці при $f_0 \gg 0$ вейвлет Морле забезпечує мінімальні похибки при його використанні. [3].

Вейвлети неперервного характеру забезпечують наглядне представлення результатів аналізу як поверхні коефіцієнтів-вейвлет. На рис. 3.6 зображено результат аналізу тестового сигналу у вигляді двох модульованих гаусів. Перетворення Морлета чітко відображає їх часове та частотне місце локалізації, на відмінну від спектру Фур'є, який відображає лише частотний склад досліджуваного сигналу.

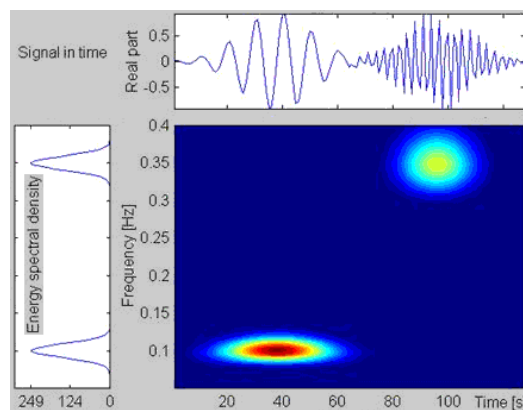


Рис. 3.6. Результат аналізу сигналу двох Гаусів на основі функції Морле

Проте базисні функції неперервних вейвлетів, у більшості випадків, не є строго ортогонально-нормованими за рахунок того, що елементи базису є нескінченно диференційованими з експоненціальними характеристиками, що спадають у часовій нескінченності. У вейвлетів дискретних вище наведені проблеми є відсутніми через більш високу точність реконструкції досліджуваних сигналів.

Вибір виду та типології вейвлетів передусім залежить від досліджуваного електроретиносигналу і задачі цього аналізу з урахуванням рівня знань та досвіду наукового чи інженерного дослідника. Для отримання ефективних з мінімальною складністю алгоритмів перетворення вейвлетів, рядом науковців розроблено критерії не кінцевого варіанту через те, що критерії є наразі використовувані внутрішніми, передусім, не забезпечують урахування критеріїв зовнішніх, які є пов'язані з досліджуваними сигналами і задачами перетворень їх. Отже є очевидним, що при використанні вейвлетів у практичних ситуаціях перш за все необхідно приділити увагу верифікації та визначенні рівня ефективності їх для задач сигналів біологічної природи, зокрема електроретиносигналів.

3.4 Алгоритм аналізу електроретиносигналу

Базуючись виразами Вейвлет-аналізу з базисною функцією Морле розроблено алгоритм аналізу електроретиносигналу, який подано на рис. 3.7 (рисунок відображає усю структуру аналізу електроретиносигналу).

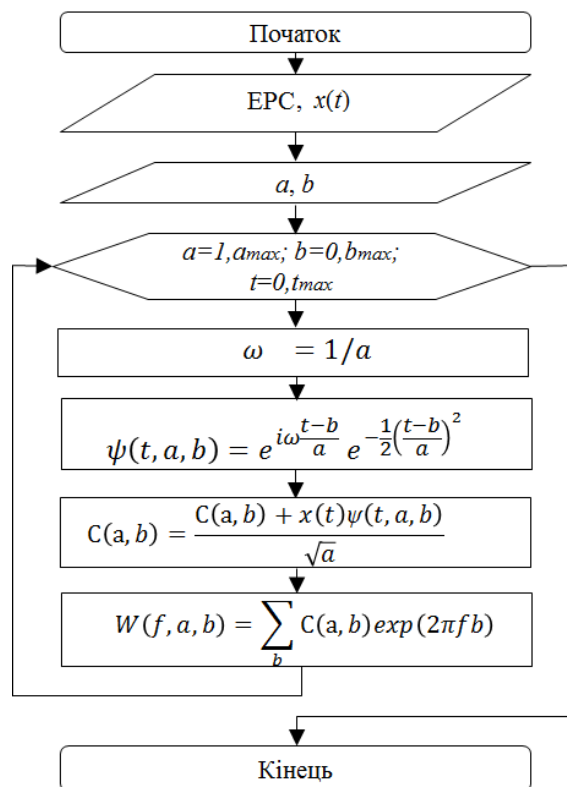


Рис.3.7. Блок-схема вейвлет-аналізу (базисна вейвлет функція Морле) ЕРС

Згідно до розробленого алгоритму, який подано на рис.3.7, здійснюються процедури завантаження електроретиносигналу, вводу значень коефіцієнтів масштабу $a=1, a_{\max}$, часову зсуву $b=1, b_{\max}$, діапазону часу у вигляді числової послідовності $t=0, t_{\max}$, визначення базової частоти ω та функції Морле вейвлета $\psi(t)$, коефіцієнтів вейвлета $C(a,b)$ в циклі зміни параметрів a, b, t з подальшим переходом в частотну область за допомогою Фур'є аналізу $W(f,a,b)$.

Розроблений алгоритм передусім забезпечує процес аналізу електроретиносигналу на основі Вейвлет перетворення, яке забезпечує дослідити часові та частотні флуктації сигналу в 3d проекції, тим самим відображаючи усі зміни структурних одиниць сітківки, що вказують на будь-які мінімальні чи максимальні порушення її функціонуванні.

3.5 Висновки до розділу 3

У розділі проаналізовано систему для реєстрації експериментальних електроретиносигналів та їх параметри. Розроблено метод аналізу електроретиносигналу на основі вейвлет-перетворення з базисною функцією Морле, яка за формою та характеристиками подібна (майже ідентична при коректному підборі коефіцієнтів масштабування) реальним електроретиносигналом. На основі методу розроблено алгоритм аналізу електроретиносигналу як ядра розробки тексту програмного забезпечення діагностичних систем стану очної сітківки людини.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ

Проведення ефективного експериментального дослідження з програмних засобів забезпечують оцінювання флуктацій електроретиносигналу за допомогою алгоритму Вейвлет-перетворення з базисом Морле.

4.1 Вибір програмного середовища розробки програмного забезпечення аналізу електроретиносигналу

Для того, щоб провести експериментальні дослідження при аналізі електроретиносигналу, необхідно розробити програмне забезпечення в відповідному програмному забезпеченні. Програмне забезпечення повинне забезпечувати і мати в своєму арсеналі низку математичних функцій, які є притаманними математиці та є обов'язковими складовими Вейвлет-аналізу електроретиносигналу.

Сучасні комп'ютерні засоби із математичними інструментами пропонують у своєму арсеналі цілу низку набору інтегрованих систем програмних та пакетів програмних кодів для автоматизації обчислень математичних: Matlab, Gauss, Eureka, TK Solver!, Mathcad, Derive, Mathematica, Maple V та ряд інших. Головною задачею на даному етапі є вибір програмного засобу із вище перелічених продуктів.

З низки виділено засіб MATLAB, який є давно розробленим та постійно оновлюваним, детально продуманим й перевіреном впродовж багатьох років його використання засобом розробки програмних кодів з математичними численнями.

В загальному MATLAB є унікальною колекцією програмних реалізацій відомих обчислювальних методів математики (статистики, інтеграли, похідні, диференціали та інші). Система MATLAB забезпечена багатою інструкцією щодо використання її програмних функцій математичних операцій, що значно полегшує роботу при створенні програмного забезпечення різного призначення, зокрема в галузі біомедичної інженерії.

Систему MATLAB розроблено С.В.Мoler для безпосереднього використання на великих обчислювальних пристроях. Проте з процесом її розвитку фірма MathWorks під керівництвом John Little розробила новий прототип системи MATLAB для обчислювальних пристроїв класу Macintosh та IBM. В подальшому системи були адаптовані під системи операційні UNIX, WINDOWS та інших ОС для різних обчислювальних пристроїв стаціонарного чи переносного типу. Розвитком MATLAB щодо його застосовності було залучено найбільш потужні школи усього світу в галузі програмування, математики та природи.

Однією з базових задач системи було надання користувачам/розробникам/дослідникам потужної мови програмування, яка має орієнтацію математичні обчислення з збільшеними функціональними здатностями їх використання у порівнянні із відомими іншими мовами програмування. Особливу увагу приділено підвищенню швидкості процедур обчислення для різного ряду задач різних користувачів.

Мова програмування MATLAB є мовою масивів та матриць високого рівня з керованими потоками, структурами обчислювальних даних, функціями, виводу-вводу та особливостями найбільш поширеного способу програмування як об'єктно-орієнтованого.

MATLAB має цілу низку набору інструментів і програмних додатків, з якими може працювати дослідник/розробник при розробці програмних продуктів, які на сьогодні обов'язковими складовими будь-якої діагностично-медичної системи. Система MATLAB включає у свій арсенал засоби керування змінними в просторі розробки програмних продуктів, введення та виведення різного типу даних, а також створення, контроль і відладка М-файлів (тип файлу в системі MATLAB) та програмних додатків MATLAB.

Система MATLAB постійно поновлюється комплексом програмних функцій, команд та програм прикладного характеру. У системі MATLAB є спеціальні засоби для радіотехнічних розрахунків (операції з матричними даними (важливо в біомедичній інженерії при обробці зображень), для роботи з комплексними числами,

векторами, обробки числових даних різного походження, аналізу/обробки сигналів різної природи і фільтрація), обробки біомедичних зображень.

Графічна частина системи система MATLAB включає у свій арсенал програмні команди високого рівня для візуалізації/відображення двох- і тривимірних графіків, обробки зображень статистичного та динамічного характеру та відображення їх у вигляді ілюстрованих графіків. Система також включає у свій арсенал команди низького рівня, які забезпечують в повній мірі процес корекції (редагувати) зовнішнього оболонки графічної інформації. В MATLAB передбачено створення зовнішньої графічної оболонки користувача, що є зручним при її експлуатації у складі діагностичних систем медичного призначення і не тільки.

Отже, система MATLAB має усі можливості щодо розробки програмного забезпечення аналізу електроретиносигналів Вейвлет методом.

4.2 Розробка програмного забезпечення Вейвлет-аналізу електроретиносигналу

На початку тексту програмного забезпечення аналізу електроретиносигналу очищуємо усю пам'яті середовища Matlab (змінні локальні та глобальні).

```
% Очищення
clear all;
```

Під змінні `norma` та `patalog` завантажуюмо дані електроретиносигналів пацієнтів в станах фізіологічної норми та патології:

```
%Завантаження даних електроретиносигналу
norma=load('norma.txt');           % Електроретиносигнал фізіонорми
patalog=load('patalog.txt');       % Електроретиносигнал фізіопатології
```

Під зміну f_d зберігаємо значення частоти дискретизації 2000 Гц, яка задана на апаратному рівні технічної системи діагностики стану сітківки ока людини:

```
% Частота дискретизації
```

```
fd=2000; % Частота дискретизації системи діагностики
```

Для відображення ЕРС в залежності від часу на графіку сформуємо шкалу часу під змінну t .

```
% Формування шкали часу
```

```
t=(0:(length(y)-1))./fd; % Вісь часу
```

Після сформованої шкали часу на графік виводимо дані електроретиносигналу в залежності від часу та амплітуди:

```
% Вивід графіку
```

```
figure(1) % Вибір фігури візуалізації
```

```
subplot(2,1,1) % Поділ вікна візуалізації на матрицю 2x1 та вибір 1
```

```
plot(t,norma); % Вивід залежності амплітуда-час електрорет. сигналу
```

```
grid on; % Сітка
```

```
axis tight; % Розширення амплітуда-час у вікні візуалізації
```

```
ylabel('Амплітуда, мкВ'); % Підпис осі ординат (амплітуда)
```

```
xlabel('Час, сек'); % Підпис осі абсцис (час)
```

```
subplot(2,1,2) % Поділ вікна візуалізації на матрицю 2x1 та вибір 2
```

```
plot(t,patalog); % Вивід залежності амплітуда-час електрорет. сигналу
```

```
grid on; % Сітка
```

```
axis tight; % Розширення амплітуда-час у вікні візуалізації
```

```
ylabel('Амплітуда, мкВ'); % Підпис осі абсцис (амплітуда)
```

```
xlabel('Час, сек'); % Підпис осі ординат (час)
```

Числові дані електроретиносигналу піддаємо Вейвлет-аналізу з базисною функцією Морле та Добеші. В системі Matlab для обчислення неперервного вейвлет перетворення в бібліотеці Wavelet Toolbox є функція cwt (Continuous Wavelet Transform). Синтаксис виклику цієї функції:

Синтаксис програмної функції cwt:

```
c = cwt (s, scales, 'wname')    % реалізація вейвлет аналізу електроретиносигналу
c = cwt (s, scales, 'wname', 'plot') % реалізація вейвлет аналізу електроретиносигналу
c = cwt (s, scales, 'wname', mode) % реалізація вейвлет аналізу електроретиносигналу
```

Код програмної функції cwt виконує неперервне перетворення електроретиносигналу s і повертає масив з спектральних коефіцієнтів перетворення-Вейвлет.

Вхідними параметрами програмної функції cwt є наступні:

Wavelet – ім'я материнської вейвлет-функції (ядра перетворення);

scales - масив значень масштабування змінної базисного вейвлета.

Окрім того, функція cwt має низку додаткових вхідних параметрів, що розширюють можливості візуалізації результатів аналізу сигналу. Справа в тому, що функція, записана в першій формі, повертає лише спектральні коефіцієнти досліджуваного електроретиносигналу, тому з метою їх візуалізації представляється необхідним використання тривимірної графіки, яка є можливою в системі Matlab.

Для реалізації вейвлет аналізу Морле в matlab під параметр wname необхідно прописано назву 'morl', а в іншому циклі програми назву 'db4'.

```
cwt(x,1,'morl');    % Вейвлет Морле від x даних електроретиносигналів
cwt(x,1,'db4');    % Вейвлет Добеші від x даних електроретиносигналів
```

Код аналізу електроретиносигналу методом Вейвлет з подальшим перетворенням Фур'є для переходу в частотну область для різного масштабу зображено нижче:

```

for k=1:1:10           %масив зміни коефіцієнту масштабу
    n=n+1;             % лічильник масиву вейвлетів
    name='morl';       % вибір Морле
    %name='db4';       % вибір Добеші (почергово з Морле)
    WP1(n,:)=abs(fft(cwt(norma,k,name))); % Вейвлет Морле
    WP2(n,:)=abs(fft(cwt(patalog,k,name))); % Вейвлет Морле
end;                   % Завершення циклу масштабування

```

Циклом for задаються масштаби від 1 до 10 під змінною k, і відповідно в циклі під зміні WP1 для норми та WP2 для патології зберігаються частоти вейвлет перетворень.

Отримані значення спектрів вейвлету Морле та Добеші виводимо на графік.

```

% Вивід графіку вейвлетів
figure(2);           % Вибір фігури для відображення графіку
subplot(2,1,1)       % Поділ вікна на матрицю 2x1
surf(WP1(:,1:256)); % Трьохвимірний графік вейвет-спектрів
grid on;             % Сітка
axis tight;          % Розширення
ylabel('Масштаб');   % Підпис осі ординат
xlabel('зсув');      % Підпис осі абсцис
zlabel('Значення Вейвлет спектру'); % Підпис осі аплікату
subplot(2,1,2)       % Вибір фігури для відображення графіку
surf(WP1(:,1:256)); % Графік вейвлет-спектрів
grid on;             % Сітка
axis tight;          % Розширення
ylabel('Масштаб');   % Підпис осі ординат
xlabel('зсув');      % Підпис осі абсцис
zlabel('Значення Вейвлет спектру'); % Підпис осі аплікату

```

Із використанням розробленого програмного забезпечення в середовищі Matlab буде проаналізовано експериментально зареєстровані реалізації електроретиносигналів пацієнтів в станах норми та патології типу дегенерація сітківки ока (дані отримано в з бази даних ДСЗО-01).

4.3 Результати аналізу електроретиносигналу

На рис.4.2-4.3 зображено реалізації спектрів коефіцієнтів Вейвлет електроретиносигналів в залежності частота-масштаб в станах норми та патології. Таке представлення забезпечує детальне дослідження флуктацій як по частотах, так і по часу, що забезпечує повний аналіз електроретиносигналу в усіх просторах одночасного застосування.

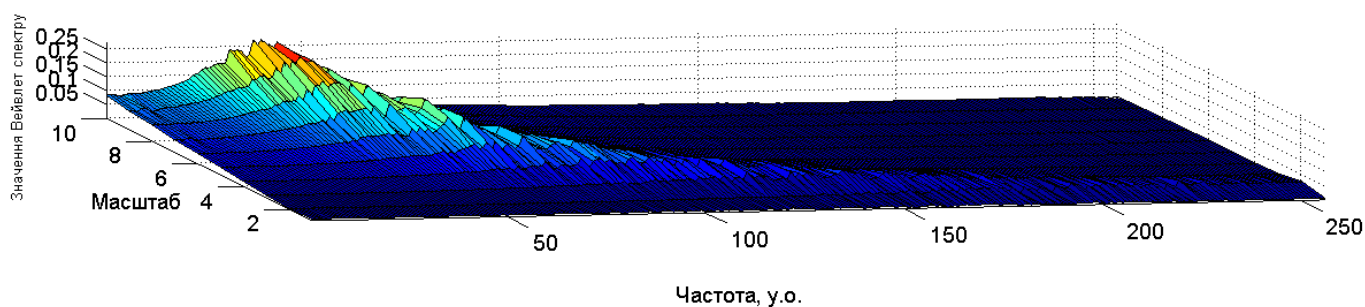


Рис.4.2. Реалізації спектрів коефіцієнтів Вейвлет електроретиносигналу (норма)

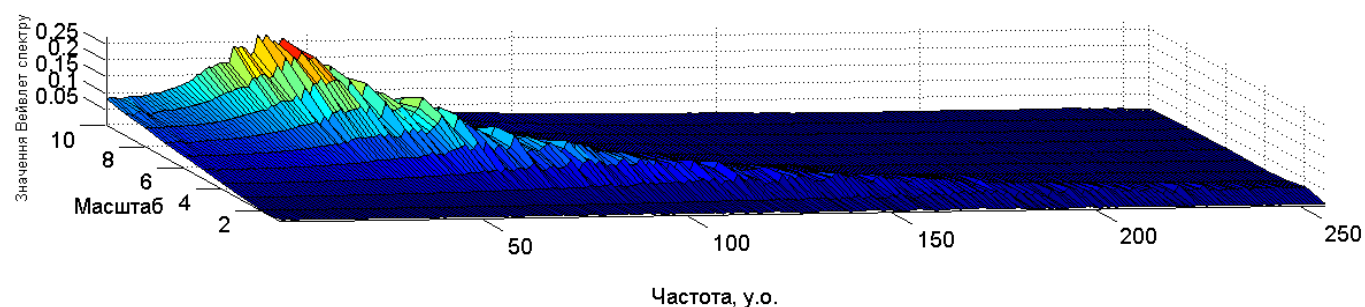


Рис.4.3. Реалізації спектрів коефіцієнтів Вейвлет електроретиносигналу (патологія)

Спектри Вейвлет (рис.4.2-4.3) відображають показники залежності часу від частоти в кількісній мірі їх кореляції, що забезпечує процедуру локалізації зміни та

зосередженості досліджуваного електроретиносигналу. Для більш детального аналізу зміни кольорової гами, яка відповідає рівням спектрів (рис.4.2-4.3) на рис.4.4-4.5 зображено вигляд зверху. Таке представлення забезпечує визначення локалізації максимумів і інших значень спектрів в частото-часову просторі.

На рис.4.4-4.5 зображено спектрограму коефіцієнтів Вейвлет досліджуваних електроретиносигналів пацієнтів в стані норми та патології.

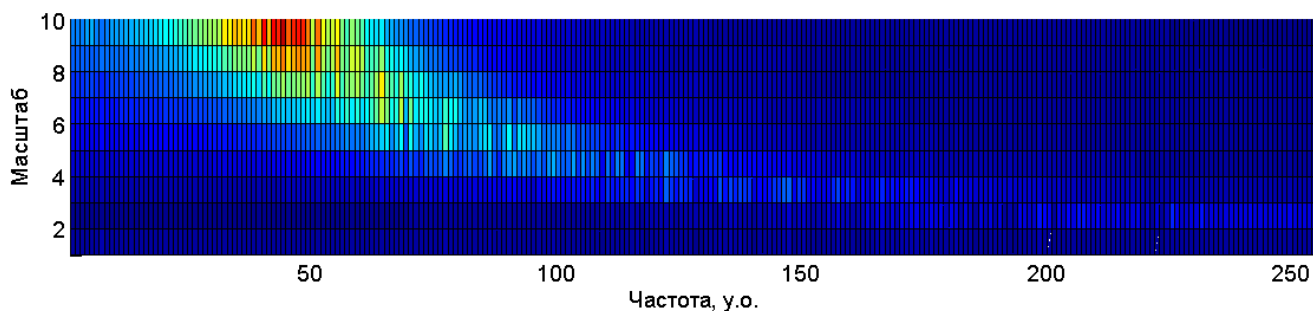


Рис.4.4. Спектрограма вейвлет коефіцієнтів електроретиносигналу (норма)

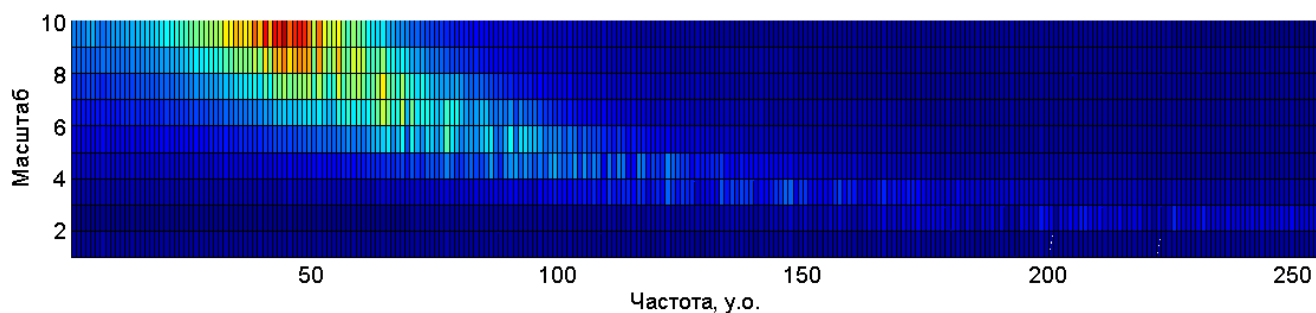


Рис.4.5. Спектрограма вейвлет коефіцієнтів електроретиносигналу (патологія)

На рис.4.2-4.5 як для норми так і патології зберігається однорідність структури спектрів Вейвлет в базисі Морле, проте є незначні зміни у його значеннях, які вказують на зміни у структурних одиницях сітківки.

Для детального оцінювання значень спектрів вейвлет коефіцієнтів застосовано критерій усереднення їх по часових зсувах згідно виразу:

$$\hat{Y}(a,b) = M_b \{W(a,b,f)\}. \quad (4.1)$$

Реалізацію усереднених значень спектрів вейвлет коефіцієнтів ЕРС для нормами та патології зображено на рис.4.6.

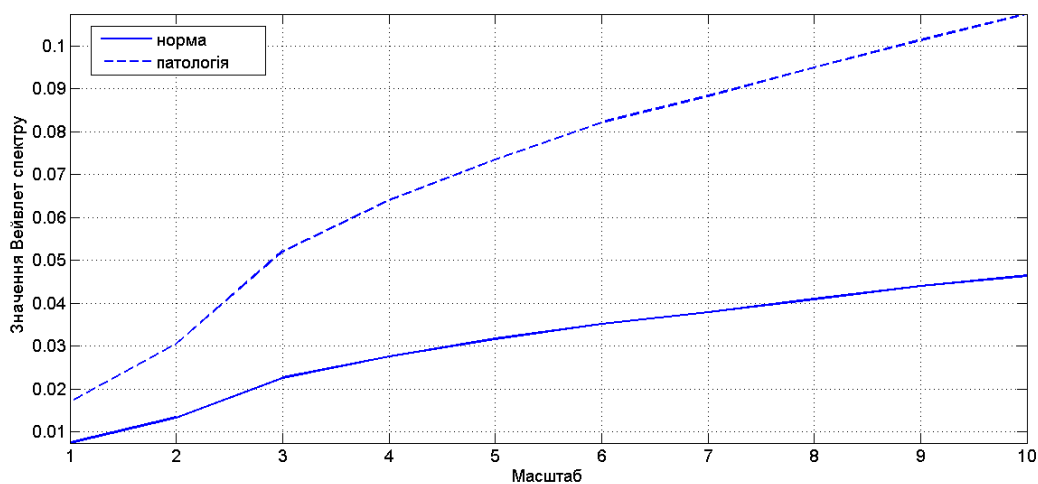


Рис.4.6. Реалізації усереднених значень вейвлет-спектрів електроретиносигналів пацієнтів стану норми та патології

На рис.4.6 видно, оцінки як для норми так і патології мають ідентичну форму, проте у стані патології спостерігається значний приріст показників усереднених вейвлет-спектрів, що і слугує індикатором стану сітківки ока у людини. Тобто швидкість наростання ознак вказує на рівень прогресу патології у структурних одиницях сітківки.

4.4 Висновки до розділу 4

У розділі обґрунтовано вибір середовища розробки програмного забезпечення аналізу електроретиносигналу. У програмному середовищі MATLAB розроблено програмне забезпечення аналізу електроретиносигналу, яке забезпечило отримання результатів у вигляді спектрів Вейвлет, які кількісно відображають часові флуктації у структурі сигналу при різних масштабах часу, що є важливим показником виявлення своєчасних змін у функціонуванні очної сітківки людини.

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

5.1 Метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень

Важливою характеристикою розроблених датчиків ЕРС, що характеризує точність виміру, є оцінка значень основних і додаткових похибок.

Грунтуючись на дослідженнях [10,11,21,26,27], що розглядають теоретичні питання обробки результатів вимірів в інформаційно-вимірювальних системах, для представлення похибки виміру датчиків ЕРС при дослідженні використані форми абсолютної і відносної похибки.

Розумітимемо під абсолютною погрішністю виміру часових затримок датчиками ЕРС величину $\Delta X_i = |X_m - X_i|$, где X_m – середнє арифметичне значення n вимірів найбільш близьке до істинного значення:

$$X_m = \frac{1}{n} \sum_{u=1}^n X_i, \quad (5.1)$$

де X_i – виміряне і розраховане значення.

Допустимо, що випадкова величина X_i розподілена за нормальним законом, тоді з урахуванням специфіки вимірюваних величин визначимо статистичні характеристики похибки датчиків згідно ГОСТ 8.009-84 "Нормованих метрологічних характеристики засобів вимірів". Для визначення статистичних характеристик похибки виміру часової затримки між коливаннями стінок судини в різних точках оцінимо:

1. Систематичну складову похибки :

$$\Delta X_n = \frac{\overline{\Delta'} + \overline{\Delta''}}{2}, \quad (5.2),$$

де $\overline{\Delta}'$ и $\overline{\Delta}''$ - середні значення похибки в точці X_i діапазону вимірів, отримані експериментально з боку менших (для $\overline{\Delta}'$) і великих (для $\overline{\Delta}''$) значень до значення X_m :

$$\overline{\Delta}' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta' X_i, \quad \overline{\Delta}'' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta'' X_i$$

де n - число реалізацій похибки при визначенні $\overline{\Delta}'$ и $\overline{\Delta}''$;

2. Середню квадратичну похибку:

$$\sigma[\Delta] = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Delta X_i)^2}{n-1}}, \quad (5.3)$$

де n - число вимірів;

3. Середню квадратичну похибку середнього арифметичного:

$$\sigma[\Delta_x] = \frac{\sigma[\Delta]}{\sqrt{n}}, \quad (5.4)$$

що характеризує відхилення середнього арифметичного X_m від істинного значення часової затримки;

4. Випадкову похибку:

$$\sigma[\overline{\Delta}_x] = \alpha_{n,p} \sigma[\Delta_x], \quad (5.5)$$

де $\alpha_{n,p}$ - коефіцієнт Стюдента, який залежить від числа вимірів n і довірчої вірогідності p ;

5. Відносну похибку у відсотках:

$$E = \frac{\sigma[\bar{\Delta}_x]}{X_m} \cdot 100\%, \quad (5.6)$$

Похибка вимірів найважливішого ДП - часової затримки поширення ЕРС датчиками досліджена на тлі заданого ідеалізованого сигналу, який генерується зовнішнім пристроєм. Методика дослідження похибки вимірів за допомогою комп'ютерного сфінгографа полягає у виконанні наступних кроків :

1. Формування ідеалізованого сигналу ЕРС, імітуючого коливання стінок судини, по якій можливо розрахувати контрольні точки: максимуми і мінімуми амплітуди. Тривалість періоду коливань $L0$ знаходиться в діапазоні значень 0,4-2 секунди, що складає приблизний діапазон можливих періодів серцебиття.

2. Моніторинг за допомогою датчиків двох ідеалізованих сигналів ЕРС з різною часовою затримкою ΔT_0 один відносно одного. Величина ΔT_0 знаходиться в діапазоні значень 1 ... 100 мілісекунди.

3. Реєстрація сформованих сигналів із заданими характеристиками протягом заданого часу, який містить n повних періодів.

4. Обробка на ПК знятих сигналів за допомогою програмного забезпечення системи оцінки стану судин, установка контрольних точок, розрахунок часової затримки між коливаннями за кожен період $X_i = \Delta t_i$, де $i=1..n$.

5. Розрахунок середнього значення часового інтервалу затримки $X_m = \Delta T_0$ згідно (5.1).

6. Звіряння X_m з отриманим Δt_i . Розрахунок абсолютної похибки кожного виміру $\Delta X_i = |X_m - X_i|$ і абсолютній похибки групи вимірів $\Delta X = |X - X_m|$.

7. Розрахунок статистичних характеристик похибки виміру часової затримки згідно з формулами (5.2) - (5.4).

8. Визначення випадкової похибки, використовуючи формулу (5.5) і коефіцієнт Стюдента, прийнятий 2,0003 з таблиці для довірчої вірогідності 0,95 і 60 вимірів.

9. Зміна характеристик сигналів, їх повторна реєстрація за допомогою датчиків ЕРС і оцінка похибок і їх статистичних характеристик для змінених часових затримок.

Форма сигналу, що подається на датчики ЕРС, має бути простою і забезпечуючою однозначну установку контрольних точок. Для ілюстрації процесу оцінки похибки виміру розроблена часова діаграма, яка зображена на рисунку 5.1.

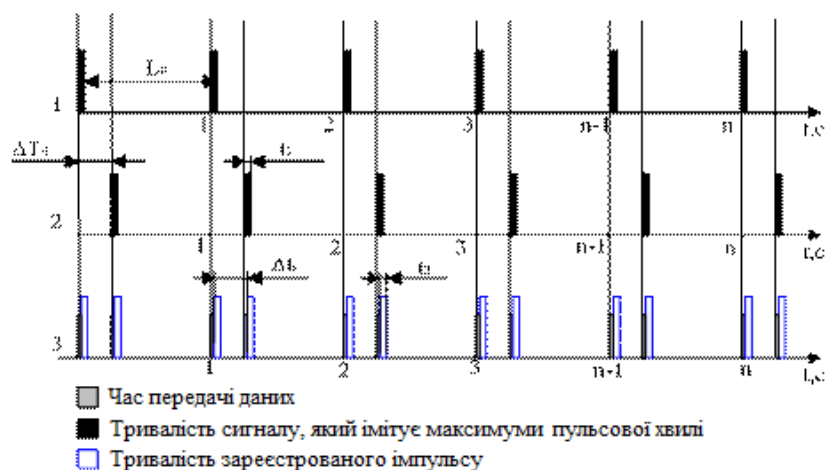


Рис. 5.1. Часова діаграма оцінки похибки виміру датчиків ЕРС

5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) — це міжнародна багатомовна класифікаційна система, що об'єднує всі галузі знань в єдиній універсальній структурі з загальною десятковою нотацією.

Таблиці УДК призначені для систематизації документів, пошуку інформації та організації фондів документів з усіх галузей знань у бібліотеках, видавництвах, інформаційних центрах тощо.

Таблиці УДК перекладені і видані 57 мовами, її використовують 130 країн світу. Універсальна десяткова класифікація (УДК) є інтелектуальною власністю міжнародної некомерційної організації «Консорціум УДК» (УДКК) (UDC Consortium, UDCC), що знаходиться у Нідерландах [<http://udcc.org/>]. Консорціум УДК здійснює роботу з ведення, вдосконалення і розповсюдження системи УДК.

Актуалізація УДК забезпечується за допомогою введення в еталонну базу даних змін та доповнень, розроблених фахівцями Консорціуму.

Інформування розробників національних версій УДК і користувачів про здійснені Консорціумом зміни та доповнення відбувається за допомогою випуску щорічного журналу «Extensions and Corrections to the UDC». У свою чергу, розробники публікують зміни та доповнення до УДК національними мовами.

З метою впровадження україномовної системи УДК у 1997 р. Державною науковою установою «Книжкова палата України імені Івана Федорова» було розроблено проект «Класифікаційна система України», який передбачав створення еталонних таблиць українською мовою. Книжкова палата України за фінансового сприяння Міжнародного фонду «Відродження» придбала ліцензію Консорціуму УДК на переклад, видання і розповсюдження УДК українською мовою та стала ексклюзивним власником УДК в Україні.

Від 1 липня 2009 р. набув чинності національний стандарт ДСТУ 6096:2009 «Система стандартів з інформації, бібліотечної та видавничої справи. Універсальна десяткова класифікація. Структура, правила ведення та індексування» (ГОСТ 7.90-2007, MOD). Стандарт установлює правила ведення таблиць УДК та їх використання для індексування документів. Призначений для служб ведення національних видань таблиць УДК, бібліотекарів, бібліографів, систематизаторів, фахівців інформаційних центрів, авторів, перекладачів, укладачів та інших осіб, що несуть відповідальність за видання, працівників видавництв і поліграфічних підприємств.

Ведення, актуалізацію і вдосконалення українського варіанта таблиць УДК здійснює відділ класифікаційних систем Книжкової палати України, яка має ексклюзивну ліцензію на випуск і розповсюдження видань УДК українською мовою.

У 2008–2012 рр. підготовлено 2-ге видання таблиць УДК у 7 томах.

Щорічно Книжкова палата України отримує від Консорціуму УДК чергове видання «Extensions and Corrections to the UDC», яке містить зміни та доповнення, що введені в англomовний еталон упродовж року. Усі зміни, у свою чергу, знаходять

відображення і в національному еталоні УДК українською мовою, чим і забезпечується безперервне оновлення системи.

Отже, тема наукового дослідження включає у своїй структурі дві сторони:

- медична (сітківка ока):

61 - Медицина. Охорона здоров'я. Пожежна справа

617 - Ортопедія. Хірургія. Офтальмологія

617.7 - Офтальмологія. Очні хвороби

617.73 – Сітківки і зоровий нерв

- математична (математичні методи в технічних науках):

51 - Математика

519.2 - Теорія ймовірностей і математична статистика

51-7 – Застосування математичних методів дослідження в інших галузях знань

51-74 - в технічних науках

Отже, загальний УДК за вказаним напрямом наукового дослідження буде мати наступний індекс: 617.73:519.2:51-74

5.3 Висновки до розділу 5

У розділі описано метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень електроретинографії та проведено обґрунтування вибору УДК теми за напрямом наукового дослідження.

РОЗДІЛ 6

ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідницької роботи повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис

розробляє виконавець робіт на основі календарного плану проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

6.2.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 1.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом спеціальності 163 «Біомедична інженерія».

Таблиця 6.1

Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1	2	3	4	5	7	8
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	–	–	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	–	–	7
3. Розроблення моделі електроретино-сигналу	3	3	4	–	–	5

Продовження таблиці 6.1

1	2	3	4	5	7	8
4. Розроблення методу аналізу	3	3	4	–	–	5
5. Експериментальні дослідження по аналізу електроретино-сигналу	2	2	2	2	2	2
6. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	16	20	21	9	9	28

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1. Провідний науковий співробітник	15	4289,70	202,34	3035,10
2. Старший науковий співробітник	18	3334,80	157,30	2831,40
3. Молодший науковий співробітник	19	1802	85	1615
4. Інженер	8	1683	79,39	635,12
5. Лаборант	8	1302	61,42	491,36
6. Студент	28	1302	61,42	1719,76
Разом оплата праці з теми				10327,74

6.2.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 3848,12 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (табл.6.2).

6.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на кафедрі біотехнічних систем ТНТУ імені Івана Пулюя, передбачає використання, перш за все, комп'ютерної офтальмодіагностичної системи, комп'ютерів для аналізу електроретиносигналів та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума,грн.
1. Комп'ютерна офтальмодіагностична система, програмне забезпечення та давачі	шт	1	11000	11000
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	4000	4000
2. Принтер лазерний	шт	1	850	850
3. Кабель для підключення офтальмодіагностичної системи до ПК	шт	1	50	50
Загальні витрати на матеріали				15900

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, офтальмодіагностичної системи, комп'ютерної техніки та оргтехніки [17]:

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot C_i, \quad (6.1)$$

де P_i – витрата i -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;

C_i – ціна за одиницю i -го виду матеріального ресурсу, грн;

k_i – коефіцієнт використання потужності i -го виду матеріального ресурсу;

t_i – час роботи i -го виду матеріального ресурсу;

i – вид матеріального ресурсу;

n – кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
Офтальмо-діагностична систем	50	0,35	2	2,43	85,10
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	250	0,1	30	2,43	1822,50
Принтер лазерний	500	0,25	1	2,43	303,75
Лампи розжарювання (освітлення)	50	0,68	10	2,43	826,20
РАЗОМ витрати на електроенергію					3037,55

6.2.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	5	1200
Здача звітів НДР	1	200
Впровадження результатів НДР	3	300
Всього	–	1700

6.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1.Витрати на оплату праці	10327,74	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	3848,12	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	15900	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	3037,55	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	1700	Відповідно до розрахунків

Продовження таблиці 6.6

1	2	3
6. Інші невраховані прямі витрати по темі	3661,19	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7. Кошторисна вартість теми	38474,60	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогнозний характер. Соціальний ефект заводиться до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

6.3 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується [17] визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності (E_{nm}) за допомогою формули [17]:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де B_i – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

B_{ij} – середнє значення балу, який виставляється експертами i -му фактору;

B_{ij}^{\max} – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

i – порядковий номер фактору;

j – відповідна характеристика i -го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Таблиця 6.7

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності

Фактори (i)	Коефіцієнти вагомості (B_i)
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Таблиця 6.8

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна A_{ij}^{\max}
1	2	3	4
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10

Продовження таблиці 6.8

1	2	3	4
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомих методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
3.Стіпень ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5

Продовження таблиці 6.8

1	2	3	4
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

Таблиця 6.9

Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок B_{ij}			B_{ij}^{\max}
		Експертні оцінки		B_{ij}	
		1	2		
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	5	5	5	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за формулою 6.2 значення $E_{нт}$ буде відобразити рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 5 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,735.$$

Загальну оцінку бакалаврської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Таблиця 6.10

**Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності
фундаментальних та пошукових НДР [70]**

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
0,61-0,75	Добре	Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

6.4 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 38474,60 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,735 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охороні праці

В процесі проведення НДР за тематикою наукового дослідження із застосуванням офтальмодіагностичної системи, яка підключена до електромережі 220 В, для аналізу електроретиносигналів, може виникнути фактор негативного впливу на обслуговуючий персонал та пацієнта через електроди та корпус обладнання. Таке твердження дає підстави щодо аналізу питання електробезпеки, негативного впливу електричного струму на умови праці та способів їх нормування при експлуатації офтальмодіагностичної системи із урахуванням вимог стандарту ГОСТ 12.1.030-81 «ССБТ. Електробезпека. Захисне заземлення. Занулення».

Внаслідок дії електричного струму на організм обслуговуючого персоналу та пацієнтів під час експлуатації частотоміру може виникнути загальна (електричний удар) або місцева електротравма (опіки, електричні знаки, електрометалізація шкіри, механічні пошкодження).

Мінімізація негативного впливу електричного струму на людину досягається за допомогою таких заходів і засобів:

- 1) безпечною і надійною конструкцією приладу;
- 2) організаційними та технічними заходами щодо безпечної експлуатації приладу та використання електричної енергії;
- 3) технічними засобами захисту.

У даному випадку захист досягнуто шляхом конструктивного виконання офтальмодіагностичної системи класу I, який відповідає вимогам технічних умов і стандарту ГОСТ 12.1.030-81. Згідно класу I офтальмодіагностичної системи має робочу ізоляцію і виконаний таким чином, що підключити його до електричної мережі можна лише після під'єднання корпусу до заземлювача (нульового захисного провідника), а при від'єднанні від мережі - корпус відключається від заземлювача (нульового захисного провідника) в останню чергу.

Стан ізоляції струмопровідних частин відповідає правилам використання офтальмодіагностичної системи. Цими правилами передбачене періодичне випробування ізоляції 2 рази на рік у приміщеннях зі складними умовами, підвищеною вологістю і 1 раз на рік у приміщеннях з нормальним середовищем. Ізоляція створює великий опір, який перешкоджає протіканню через неї струму. Опір ізоляції офтальмодіагностичної системи становить не менше 0,5 МОм (згідно вимог ГОСТ 12.1.030-81). Якщо опір ізоляції знижується на 50% від початкового, мережу або ізоляцію необхідно замінити.

При роботі в медичних приміщеннях без підвищеної небезпеки напруга живлення офтальмодіагностичної системи повинне бути не більше 220 В. В особливих умовах дозволяється використовувати прилад з напругою до 220 В, але при наявності захисного відключення або надійного заземлення корпусу з використанням захисних засобів (діелектричні рукавички, килимки, калоші).

Оскільки при експлуатації офтальмодіагностичної системи може відбутися безпосередній контакт із людиною, тому прилад віднесено до типу захисту ВF. Тип ВF - прилади з підвищеним ступенем захисту й ізольованою від пацієнта робочою частиною ($I < 0.1-0.25$ мА).

Таким чином врахувавши вище сформульовані рекомендації з охорони праці при експлуатації офтальмодіагностичної системи буде забезпечено небезпечні умови праці обслуговуючого персоналу та пацієнтів.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Підприємство з випуску офтальмодіагностичної системи є пожежонебезпечним, тому актуальним є забезпечення протипожежного захисту робітників та службовців, які на них працюють. Заходи протипожежного захисту здійснюються з дотриманням вимог глави 13 Кодексу цивільного захисту України від 02.10.2012 р. №5403-VI.

Всі заходи організаційно-технічного характеру протипожежного захисту на виробництві на об'єкті можна підрозділити на організаційні, технічні, режимні та

експлуатаційні.

Забезпечення пожежної безпеки є складовою частиною виробничої або іншої діяльності посадових осіб, працівників підприємств та підприємців. Це повинно бути відображено у трудових договорах (контрактах) та статутах підприємств.

Керівник підприємства з випуску контролера повинен визначити обов'язки посадових осіб щодо забезпечення пожежної безпеки, призначити відповідальних за пожежну безпеку окремих будівель, споруд, приміщень, діляниць, технологічного та інженерного устаткування, а також за утримання і експлуатацію технічних засобів протипожежного захисту. Обов'язки щодо забезпечення пожежної безпеки, утримання та експлуатації засобів протипожежного захисту мають бути відображені у відповідних посадових документах (функціональних обов'язках, інструкціях, положеннях тощо).

На кожному підприємстві з урахуванням його пожежної небезпеки наказом (інструкцією) повинен бути встановлений відповідний протипожежний режим, в тому числі визначені:

- можливість (місце) паління, застосування відкритого вогню та побутових нагрівальних приладів;
- порядок проведення тимчасових пожежонебезпечних (в тому числі зварювальних) робіт;
- правила проїзду та стоянки транспортних засобів;
- місця для зберігання і допустима кількість сировини, напівфабрикатів та готової продукції, які можуть одночасно знаходитися у виробничих приміщеннях і на території (у місцях зберігання);
- порядок прибирання горючого пилу та відходів, зберігання промасленого спецодягу і шмаття, очищення повітроводів вентиляційних систем від горючих відкладень;
- порядок відключення від мережі електрообладнання у разі пожежі;
- порядок огляду і зачинення приміщень після закінчення роботи;
- порядок проходження посадовими особами навчання та перевірки знань з пожежної безпеки, а також проведення з працівниками протипожежних

інструктажів та занять з пожежно-технічного мінімуму з призначенням відповідальних за їх проведення;

- порядок організації експлуатації і обслуговування наявних технічних засобів протипожежного захисту (протипожежного водопроводу, насосних станцій, вогнегасників тощо);

- дії працівників у разі виявлення пожежі.

Для об'єктів з перебуванням людей вночі інструкції мають передбачати два варіанти дій відповідно у денний та нічний час.

Усі працівники при прийнятті на роботу і за місцем здійснення професійної діяльності повинні проходити інструктаж з питань пожежної безпеки (вступний, первинний, повторний на робочому місці, позаплановий та цільовий). Посадові особи до початку виконання своїх обов'язків і періодично один раз на 3 роки мають проходити навчання і перевірку знань з питань пожежної безпеки.

Отже, організаційні заходи пожежної безпеки передбачають: організацію пожежної охорони на об'єкті, проведення навчань з питань пожежної безпеки (включаючи інструктажі та пожежно-технічні мінімуми), застосування наочних засобів протипожежної пропаганди та агітації, проведення перевірок, оглядів стану пожежної безпеки приміщень, будівель, об'єкта в цілому та ін.

До технічних заходів належать: суворе дотримання правил і норм, визначених чинними нормативними документами при реконструкції приміщень, будівель та об'єктів, технічному переоснащенні виробництва, експлуатації чи можливого переобладнанні електромереж, опалення, вентиляції.

Заходи режимного характеру передбачають заборону куріння та застосування відкритого вогню в недозволених місцях, недопущення появи сторонніх осіб у вибухонебезпечних приміщеннях чи об'єктах, регламентацію пожежної безпеки при проведенні вогневих робіт тощо.

Експлуатаційні заходи охоплюють своєчасне проведення профілактичних оглядів, випробувань, ремонтів технологічного та допоміжного устаткування, а також інженерного господарства (електромереж, електроустановок, опалення, вентиляції).

7.3 Висновки до розділу 7

У підрозділі з охорони праці сформульовані рекомендації щодо електробезпеки обслуговуючого персоналу при експлуатації офтальмодіагностичної системи, які забезпечать безпечні умови праці при експлуатації приладу і тим самим мінімізують ризик ушкодження персоналу електричним струмом.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано заходи організаційно-технічного характеру протипожежного захисту на виробництві офтальмодіагностичної системи.

РОЗДІЛ 8

ЕКОЛОГІЯ

8.1 Актуальність проблеми охорони навколишнього середовища

Охорона навколишнього середовища та раціональне використання природних ресурсів є невід'ємною частиною процесу суспільного розвитку української держави, адже природні ресурси є основою життєдіяльності населення та економіки держави, тому забезпечення їх збереження, відтворення та невиснажливого використання є однією з основних передумов сталого соціально-економічного розвитку країни.

Сучасне екологічне становище України не може розглядатись без минулого нашої країни, без історії природокористування, без врахування важливої моделі: людина – виробництво – природа. Зміни, які відбуваються внаслідок людської діяльності, негативно впливають на довкілля, тому в сучасному світі надзвичайно важливого значення набула справа охорони навколишнього природного середовища.

Як свідчить досвід, проводити ефективну політику невиснажливого розвитку в державі досить важко, навіть за умов процвітаючої економіки. Тим складнішою виглядає ця проблема в Україні – молодій державі, яка переживає успадковану кризу і змушена одночасно вирішувати безліч проблем: політичних, економічних, соціальних, екологічних.

Політика України у сфері екології спрямована на забезпечення охорони навколишнього природного середовища, раціональне використання природних ресурсів, розвиток заповідної справи, поводження з відходами, геологічне вивчення надр, а також топографо-геодезичної та картографічної діяльності. Основною метою екологічної політики є забезпечення конституційного права громадян на безпечне навколишнє природне середовище.

Тому інтеграція екологічної політики в усі напрями діяльності є обов'язковою умовою переходу до екологічно збалансованого розвитку держави. Розвиток країни та регіонів, структура економічного зростання, матеріального виробництва та

споживання, а також інших видів діяльності суспільства функціонує в межах здатності природних екосистем відновлюватися, поглинати забруднення та підтримувати життєдіяльність теперішнього і майбутніх поколінь.

8.2 Забруднення довкілля, що виникають при виготовленні офтальмодіагностичної системи

Не зважаючи на заходи, що проводяться по захисту навколишнього природного середовища, технологічний процес виготовлення офтальмодіагностичної системи пов'язаний з шкідливим впливом на нього, який пов'язаний з технологічними операціями, які наведено у таблиці 8.1.

Таблиця 8.1

Технологічні операції, які використовуються при виготовленні офтальмодіагностичної системи

№	Операція	Об'єкт забруднення	Забруднювач
1	Травлення плати	Вода	Текстоліт СФ-2-50-2 ГОСТ 10.316-78 Залізо хлорне
2	Хімічне очищення плати	Повітря	Спирто-бензинова суміш 1:1
3	Промивка плати	Вода, повітря	Спирто-бензинова суміш 1:1
4	Лудіння	Повітря	Флюс ФКСп ДУЮ 012.00.00009
5	Пайка	Повітря	Припой ПОС-6 ГОСТ 21931-76
6	Лакування	Повітря	Лак ЕП-730-413 ТУ-10-1539-76
7	Сушка	Повітря	Випари розчинника лаку ЕП-730-413

Кожна з технологічних операцій використовує в своєму процесі хімічні речовини, залишки, відходи або випари яких потребують нейтралізації для

зменшення впливу на навколишнє середовище і здоров'я людей.

Механічні операції (виготовлення деталей корпусу, штампування, свердління отворів друкованої плати) створюють перш за все теплове забруднення та залишки матеріалів, що використовуються: пластмаси, металевої стружки, металевого пилю, абразивного пилю, забруднення води.

Операція травлення друкованої плати включає в себе нанесення захисної маски на текстоліт, та травлення його покриття залізом хлорним. Травлення такими розчинами потребує використання води для промивки; це забруднює воду зтравленою міддю та залізом хлорним.

Операція промивки друкованих плат в своєму процесі використовує спирто-бензинову суміш, що є причиною виділення відповідних парів та забруднення.

Негативний вплив на довкілля супроводжують операції пайки друкованих плат. В процесі пайки використовуються переважно олов'яно-свинцевий припой та флюс-каніфоль. Як результат, в повітря попадають пари олова та свинцю, які є дуже шкідливими для навколишнього середовища.

Операція лакування і фарбування потребує використання епоксидного лаку та в основному фарб на нітроемалевій основі. Сушка деталей після лакування проводиться в сушильних шафах або на повітрі. В обох випадках виділяються шкідливі випари розчинників лаку.

8.3 Заходи зі зменшення забруднення довкілля

Для зменшення шкідливого впливу на навколишнє середовище при виготовленні офтальмодіагностичної системи необхідно провести заходи щодо зменшення цього впливу.

Раціональне використання води для промивки в процесі травлення друкованих плат (та в інших операціях) створює спеціальне каскадне використання води в ваннах. Воду, забруднену частками міді, домішками кислот і іншими хімічними речовинами очищають шляхом використання технології рециклінгу. Рециклінгом відходів називають їхнє повторне використання для отримання корисних продуктів.

Схема рециклінгу відходів проста: первинна сепарація в місцях утворення – сортування та неінтегрована переробка – отримання корисних продуктів або матеріалів. Схему очистки води зображено на рисунку 8.1.

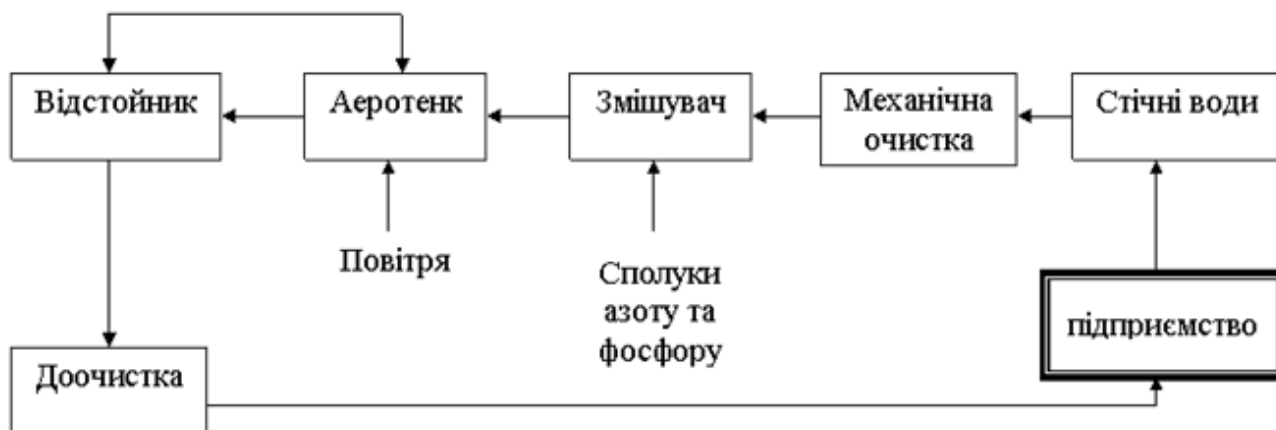


Рис. 8.1. Схема очистки води

Процеси, де наявні операція лудіння, пайки, лакування, фарбування та механічні операції створюють теплове, пилове забруднення, потребують наявності витяжної вентиляції, зволоження повітря робочої зони. Вентиляція обладнується очищеними системами, які затримують шкідливі для навколишнього середовища пил, тепло.

На рисунку 8.2 зображено схему очистки повітря шляхом витяжної вентиляції.

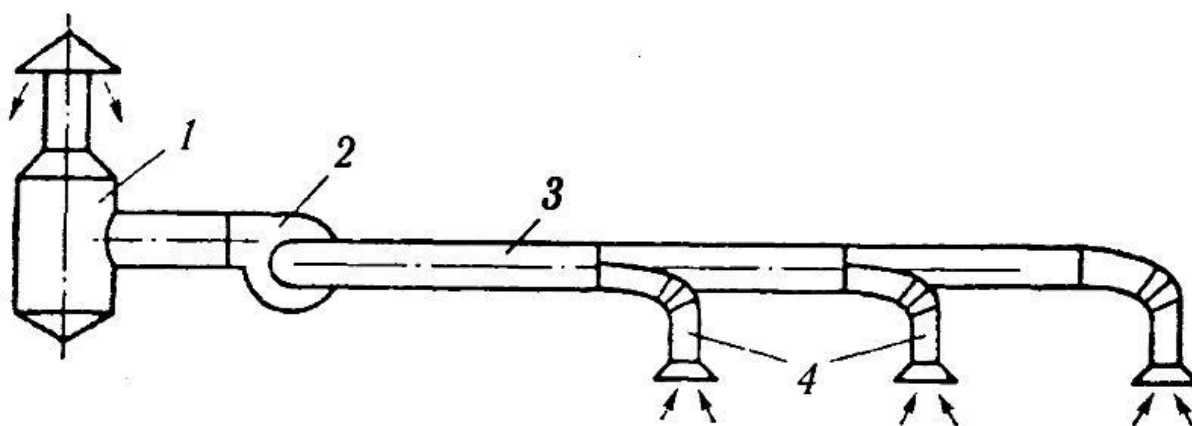


Рис. 8.2. Схема очистки повітря шляхом витяжної вентиляції

Витяжна вентиляція (рис. 8.2) складається із очисного пристрою 1, вентилятора 2, центрального 3 та відсмоктувальних повітроводів 4.

Повітря після очищення необхідно викидати на висоті не менше ніж 1 м над гребнем даху. Забороняється робити викидні отвори безпосередньо у вікнах.

Операції лакування і фарбування друкованих плат при виробництві офтальмодіагностичної системи використовують методи нанесення матеріалу, які дозволяють зменшити до мінімуму викиди (нанесення пензликом малими кількостями).

Використання сучасної елементної бази при виробництві офтальмодіагностичної системи дозволило скоротити кількість дискретних елементів, для виробництва яких необхідно задіяти різні типи виробництв, які можуть виявитись шкідливими для навколишнього середовища. Зменшення кількості матеріалів, які необхідні при технологічному процесі, дозволило не тільки зменшити собівартість, але й величину відходів при виробництві. При монтажі і складанні офтальмодіагностичної системи не використовується обладнання, яке виділяє в навколишнє середовище токсичні речовини, оксиду вуглецю. Кількість місць пайки зменшена, що дозволяє підвищити економію електроенергії.

Для монтажу і складання офтальмодіагностичної системи використовують такі види енергоресурсів: природній газ для обігріву виробничих приміщень та електроенергія для технологічних цілей та освітлення.

Зменшення забруднення повітря під час проведення операції пайки досягається за допомогою застосування витяжної вентиляція (рис. 8.2).

Для захоплення пилу в місці її утворення при механічному виготовленні ізоляційних матеріалів деталей та механічній обробці корпусі офтальмодіагностичної системи важливу роль відіграє конструкція пилеприймачів, що встановлюються на фрезерному і свердлильному верстатах.

8.4 Висновки до розділу 5

Отже, при проведенні виробничих процесів монтажу і складання офтальмодіагностичної системи необхідно використовувати технологічні методи і засоби, які створюють мінімальний вплив на навколишнє середовище.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі розв'язано актуальну наукову задачу розробки нового ефективного методу аналізу електроретиносигналу для виявлення характерних часових флуктації у його структурі з метою підвищення медичної інформативності діагностичних систем при оцінюванні стану очної сітківки людини.

При цьому отримано такі результати:

1. У результаті проведеного порівняльного аналізу методів аналізу електроретиносигналів встановлено що виникає необхідність у розробці нового методу, який би дав змогу дослідити характерні часові флуктації у структурі сигналу у різних масштабах часу.

2. Обґрунтовано структуру математичної моделі електроретиносигналу у вигляді у косинусоїдального коливання з експоненційним затуханням на заданих часових інтервалах часу, яка описує поведінку амплітудних та часових параметрів електроретиносигналу, що є дає змогу дослідити часові флуктації у структурі сигналу у різних масштабах часу при розв'язанні медичної задачі діагностики стану очної сітківки людини.

3. Розроблено метод аналізу електроретиносигналу на основі обґрунтованої математичної моделі та вейвлет перетворення з метою підвищення медичної інформативності діагностичних систем стану очної сітківки людини у вигляді усереднених спектрів Вейвлет-коефіцієнтів.

4. Розроблено алгоритм та програмне забезпечення в середовищі Matlab для аналізу експериментальних електроретиносигналів у складі комп'ютерних технічних діагностики систем стану очної сітківки людини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Безпека життєдіяльності (забезпечення соціальної, техногенної та природної безпеки: Навч. посібник/ В.В. Бегун, І.М. Науменко. – К.: Видавництво УАННП “Фенікс”, 2004. – 328с.
2. Біомедичні сигнали та їх обробка / [Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синкоп Ю.С.]. – К.: Тоо “ВЕК+”, 1997. –349 с. Богословский А.И.
3. Приборы для электрофизиологических исследований зрительного анализатора / А.И. Богословский, В. Жданов – М.: Мишиностроение, 1971. – 37 с.
4. Богословский А.И. Приборы для электрофизиологических исследований зрительного анализатора / А.И. Богословский, В. Жданов – М.: Мишиностроение, 1971. – 37 с.
5. Ван Трис Г. Теория обнаружения, оценивания и модуляция. Том 1. Пер. с англ. / Г.Ван Трис. Г. – М.: Сов. Радио, 1972. – 744 с.
6. Вайнштейн Л.А. Выделение сигналов на фоне случайных помех / Л.А.Вайнштейн, В.Д.Зубаков. – Сов. радио, 1960.
7. Водовозов А.М. Новые методы исследования в офтальмологии / А.М. Водовозов // Съезд офтальмологов СССР, 3-й: материалы. – М., 1967. - Т. 3. - С. 328-329.
8. Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии / А.М. Шамшинова, В.В. Волков. – М.: Медицина, 1999. – 416 с.
9. Головки Ю.П. Параметрические усилители биоэлектрических сигналов / Ю.П.Головки . – М.: Энергия, 1971. – 160 с.
10. ГОСТ 24878-81. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов: Термины и определения. – М.: Изд-во стандартов, 1982.
11. ГОСТ 24878-81. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов: Общих технические требования и методы испытания. М.: Изд-во стандартов, 1984. 25 с.
12. Гуляев А.К. Matlab 5.2. Имитационное моделирование в среде Windows / А.К. Гуляев. – СПб.: КОРОНА принт, 1999. – 286 с.

13. Гутников В.С. Интегральная электроника в измерительных устройствах / В.С.Гутников . – Л.: Энергоавтомиздат, 1988. – 304 с.
14. Жалуд В. Шумы в полупроводниковых устройствах / Под ред. Нарышкина А.К. / В.Жалуд, В.Н.Кулешів. – М.: Сов. Радио, 1977. – 416 с.
15. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці [Текст] : 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
16. Зубрілін І. К. Спосіб покращення динамічних характеристик алгоритму роботи термостату в кардіологічній практиці / І.К.Зубрілін // Матеріали ІХ Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 20-21 квітня 2016 року — Т. : ТНТУ, 2016 — Том 1. — С. 223-224. — (Секція: Радіоелектронні біотехнічні системи).
17. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. – К.: Видавничий центр «Академія», 2005. – 400с.
18. Новиков Л.В. Основы вейвлет-анализа сигналов. Учебное пособие. СПб.: Изд-во ООО "МОДУС+", 1999. - 154 с
19. Луцюк О. В. Актуальність розроблення методу аналізу електроретиносигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану сітківки ока людини / Луцюк О. В. // Матеріали ІІ Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 25-26 квітня 2019. — Т. : ТНТУ, 2019. — С. 166. — (Біомедична інженерія).
20. Ливенсон А.Р. Элекетромедицинская аппаратура / А.Р.Ливенсон. – М.: Медицина, 1981. – 344 с.
21. Мацюк О.В. Система для діагностики захворювань зорового аналізатора: автореф.дис. на здобуття канд. техн. наук: спец. 05.11.16 / О.В. Мацюк. – Київ, 2001. – 17с.

22. Мацюк О.В. Інформативні ознаки в задачах діагностики за електрофізіологічними сигналами / О.В.Мацюк, М.Є.Фриз // Прогресивні матеріали, технології та обладнання в машино- і приладобудуванні: тези доп. четвертої наук.-техн. конф. – Тернопіль: ТДТУ, 2000. – С. 95.

23. Мацюк О.В. Інформаційно-вимірювальна система для офтальмодіагностики по електрофізіологічних сигналах / Р.А. Ткачук, О.В. Мацюк , М.Є. Фриз // Прогресивні матеріали, технології та обладнання в машино- і приладобудуванні: тези доп. третьої наук.-техн. конф. ТДТУ. – Тернопіль: ТДТУ, 1998. – С.63

24. Мацюк О.В. Статистична обробка і гармонійний аналіз електроретинограм / О.В.Мацюк, М.І. Паламар // Вісник ТДТУ імені Івана Пулюя.– Тернопіль: ТДТУ, 1997.– С. 25–28. Орлов Ю.Н. Контактне електроды для биомедицинских измерений: Учеб. Пособие / Ю.Н.Орлов. – М.:МВТУ им. Баума. – 1988.– 40 с.

25. Паламар М.І. Адаптивна комп'ютерна вимірювально-керуюча система для дослідження біопотенціалів ока / Р.А. Ткачук, М.І. Паламар // Контроль и управление в технических системах: тези доповіді на 3-й міжн. конф. – Вінниця, 18-21.09.1995. – С.335-336.

26. Паламар М.І. Комп'ютерні вимірювальні системи для дослідження біопотенціалів зорового аналізатора: автореф.дис. на здобуття канд. техн. наук: спец. 05.11.05 / М.І. Паламар. – Львів, 1998. – 17с.

27. Паламар М. Побудова і аналіз вимірювально-керуючого інтерфейсу з персональним комп'ютером в системі реєстрації ЕРГ-сигналів / М. Паламар // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 1997. – Т2, Число 2. С. 34-40.

28. Паламар М.І. Адаптивна комп'ютерна вимірювально-керуюча система для дослідження біопотенціалів ока / Р.А. Ткачук, М.І. Паламар // Контроль и управление в технических системах: тези доповіді на 3-й міжн. конф. – Вінниця, 18-21.09.1995. – С.335-336.

29. Паламар М.І. Система реєстрації і аналізу електроретинограми для оцінки функціонального стану сітківки ока / А.В. Юзьків, М.І. Паламар, Я.Д. Пастушок // Вісн. ТІП. – 1996. – №2. – С.10-15
30. Пожаров А.М. Криоэлектронные уселители низких, средних и высоких частот / Под ред. В.Н. Алфеева. – М.: Радио и в'язь, 1983. – 104 с.
31. Репин В.Г., Тартаковский Г.П. Статистический синтез при априорной неопределенности и адаптация информационных систем / В.Г.Репин . – М.: Сов. Радио, 1977. – 432 с.
32. Семеновская Е.Н. Электрофизиологические исследования в офтальмологии / Е.Н. Семеновская. – М.: Медгиз, 1963. – 279 с.
33. Смит Д.М. Математическое и цифровое моделирование для инженеров и исследователей: Пер. с англ./ под. Ред. О.А. Чембровского. – М.: Ямашиностроение, 1980. – 271 с.
34. Теория и проектирование диагностической электронно-медицинской апаратуры: Учеб. Пособие / Ахутин В.М. и др. Л.: – Изд-во ЛГУ, 1980. – 148 с.
- Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М.: ДМКПресс, 2014. – 628 с.
35. Тихонов В.И. Статистическая радиотехника: монография / В.И.Тихонов. - 2-е изд., перераб. и доп. - М. : Радио и связь, 1982. – 624 с.
36. Тихонов В.И. Статистический анализ радиотехнических устройств и систем: Учебное пособие для высших учебных заведений / В.И. Тихонов, В.Н. Харисов. – М.: Радио и связь, 1991. – 608с.
37. Тихонов В.И. Оптимальный прием сигналов / В.И. Тихонов. – М. : Радио и связь, 1983. – 320 с .
38. Тюрин Ю.Н., Макаров А.А. Статистический анализ данных на компьютере / Под ред. В.Э.Фигурова – М.: ИНФРА – М, 1998. – 528 с.
39. Хвостівський М.О. Математична модель електроретинографічного сигналу / М.О. Хвостівський, Г.М. Шадріна // Вісник Хмельницького національного технологічного університету – Хмельницький: ХНУ, 2007. – № 2. С. 103-106.

40. Шамшинова А.М. Электроретинография в клинике глазных болезней / А.М. Шамшинова // Клиническая физиология зрения: сб. науч. тр. – М.: Русомед, 1993.– С. 57-83.

41. Шпак А.А. Исследования зрительных вызванных потенциалов на вспышку света у больных с атрофией зрительного нерва / А.А. Шпак // Офтальмологический журнал. – 1990. – № 6. – С.366-369.

42. Электрофизиология. Стандарт для зрительных вызванных потенциалов / V.J. Odom, M.Bach, C. Barber, M. Brigell, M.F. Marmor, A.P. Tormene // Одобрено международным обществом клинической электрофизиологии зрения (ISCEV) в Нагое (Япония), 4 апреля 2003.

43. Rilk A.J. The Flicker Electoretinogram in Phase Space: Embeddings and Techniques / A.J. Rilk. – Aalen. – 2003. – 93p.

44. Нейрофізіологічні дослідження. URL: <http://br-med.uz/neyrofizioligicheskiye-issledovaniya> (дата звернення: 10.09.2019).

45. Проектування біомедицинної апаратури. URL: <http://literaturki.net/elektronika/proektirovanie-biomedicinskoj-apparatury/228-klassifikaciya-poverhnostnyh-elektrodov-kojno-elektrodnyi-impedans> (дата звернення: 10.09.2019).

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

47. Хвостівський М.О. Метод аналізу електроретиносигналу для ранньої діагностики стану сітківки ока людини / М.О. Хвостівський // Вісник Тернопільського державного технічного університету – Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пуллюя, 2008. – № 2. – С. 162-168.

48. Хвостівський М.О. Комп'ютерне опрацювання електроретиносигналу синфазним методом / М.О. Хвостівський // Теоретичні та прикладні аспекти

побудови програмних систем ТАAPSD'2008: тези доповідей п'ятої міжнародної конференції, 22-26 вересня 2008 р. – Київ-Чернігів: КМА, ЧДТУ, 2008. – С.186-192

49. Хвостівський М.О. Комп'ютерне опрацювання електроретиносигналу компонентним методом для розширення можливостей ранньої діагностики зорового аналізатора / М.О. Хвостівський / Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. – Чернівці: Рута, 2008. – Вип. 426: Фізика. Електроніка. – Ч. 2. – С. 98-101. – (Тематичний випуск “Комп'ютерні системи та компоненти”).

50. Campell F.W. Application of Fourier analysis to the visibility of gratings / F.W. Campell, J.R. Robson // J.Physiol. (Lond.) – 1968. – Vol.197.-№3.-P.551-566.

51. Campell F.W. The Spectral selectivity of visual cells of the cat and the squirrel monkey / F.W. Campell, G.F. Cooper, J.R. Robson // J.Physiol. (Lond.). –1969. – Vol.204.-№1. – P.120-121.

ДОДАТКИ

Текст програмного забезпечення аналізу електроретиносигналу

```
% Очищення
clear all;
%Завантаження ЕРС
norma=load('c:\temp\norma.dat');
patalog=load('c:\temp\patalog.dat');
% Частота дискретизації
fd=2000;
% Формування шкали часу
t=(0:(length(norma)-1))./fd;
% Вивід графіку
figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(t,norma);
grid on;
axis tight;
ylabel('Амплітуда, мкВ');
xlabel('Час, сек');
subplot(2,1,2)
plot(t,patalog);
grid on;
axis tight;
ylabel('Амплітуда, мкВ');
xlabel('Час, сек');
% Вейвлет аналіз (Морле)
n=0;
for k=1:1:10      %Зсув масштабу
    n=n+1;
```

```

    name='morl';
    WP1(n,:)=abs(fft(cwt(norma,k,name))); % Вейвлет Морле
    WP2(n,:)=abs(fft(cwt(patalog,k,name))); % Вейвлет Морле
end;
% Вивід графіку вейвлетів
figure(2);
subplot(2,1,1)
surf(WP1(:,1:256));
grid on;
axis tight;
ylabel('Масштаб');
xlabel('зсув');
zlabel('Значення Вейвлет спектру');
subplot(2,1,2)
surf(WP1(:,1:256));
grid on;
axis tight;
ylabel('Масштаб');
xlabel('зсув');
zlabel('Значення Вейвлет спектру');
mWP1=mean(WP1');
mWP2=mean(WP2');
figure(3);
plot(mWP1);
hold on
plot(mWP2);
hold off;
grid on
axis tight
ylabel('Значення Вейвлет спектру');
xlabel('Масштаб');

```

Копія тези конференції

II Міжнародна студентська науково-технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"

УДК 612:843:519.24

Луцюк О.В. – ст.гр. РБмз-51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**АКТУАЛЬНІСТЬ РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДУ АНАЛІЗУ
ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ
ІНФОРМАТИВНОСТІ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ СТАНУ СІТКІВКИ
ОКА ЛЮДИНИ**

Науковий керівник: к.т.н., доцент Хвостівський М.О.

Луцюк О.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

**ACTUALITY OF DEVELOPMENT OF THE METHOD OF ANALYSIS TO
THE ELECTRORETIN SIGNAL FOR IMPROVING THE INFORMATION
OF THE SYSTEMS OF DIAGNOSTICS OF THE CONDITION OF THE
HUMAN RETAIN**

Supervisor: Hvostivskyy M.

Ключові слова: електроретиносигнал, вейвлет аналіз, інформативність
Keywords: electroretinosignal, wavelet analysis, informative

Діагностування стану зорової системи за електроретиносигналом (ЕРС) дає змогу виявити функціональні зміни на ранній стадії розвитку хвороби та своєчасно провести профілактичні заходи щодо запобігання її розвитку відповідним лікуванням.

Для реєстрації та аналізу електроретиносигналу використовують ряд систем, зокрема ДКЗО-01 (Україна), Calyso (США), Нейрон-МВП" (Росія), NEUROPA (Англія) та BASIC ERM (Італія).

Ефективність та коректність роботи оптимальодіагностичних систем залежить від математичної моделі ЕРС та розроблених на її основі методів та алгоритмів аналізу.

В основі розробленого методу аналізу ЕРС покладено Вейвлет-перетворення з базисною функцією Морле, блок схеми якого зображено на рис. 1

Згідно до блок-схеми (рис.1) здійснюються процедура завантаження ЕРС, вводу коефіцієнтів $a=1, a_{max}$, $b=1, b_{max}$, часового діапазону у вигляді послідовності $t=0, t_{max}$ та визначення базисної частоти ω і функції вейвлета Морле $\psi(t)$ і коефіцієнтів (спектрів) вейвлета $C(a,b)$ в циклі a, b, t .

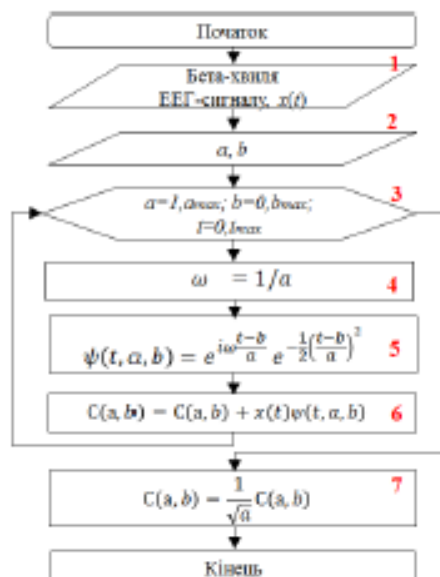


Рис. 1. Блок-схема аналізу ЕРС