

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

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних наук
(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Методи та моделі спектрального аналізу біомедичних сигналів

Виконав: студент VI курсу, групи СНм-61

спеціальності 122 Комп'ютерні науки
(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Валицький В.М.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Млинко Б.Б.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Дуда О.М.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Боднарчук І.О.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Бойко І.В.

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2023

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

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних наук
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Боднарчук І.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

« ____ » _____ 2023 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня Магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 122 Комп'ютерні науки
(шифр і назва спеціальності)

Студенту Валицькому Василю Михайловичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Методи та моделі спектрального аналізу біомедичних сигналів
об'єктів

Керівник роботи Млинко Богдана Богданівна, к.т.н., доцент кафедри КН
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 24 » листопада 2023 року № 4/7-1099

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Наукові публікації за даною тематикою,
реалізації фотоплетизмографічних сигналів

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

Вступ. 1 Огляд літературних джерел за темою дослідження. 2 Ортогональні розклади як методи ідентифікації інформативних ознак досліджуваного сигналу.

3 Інформаційна система для спектрального аналізу світлових біосигналів методом ортогональних розкладів. 4 Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

Висновки. Додатки

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

1 Титульна сторінка. 2 Актуальність дослідження. 3 Мета та Завдання дослідження. 4 Об'єкт, Предмет дослідження. Наукова новизна одержаних результатів. 5 Схематичне представлення взаємодії випромінювання з біотканиною. 6 Структурна схема системи для діагностики за світловим сигналом. 7 Реалізація сигналу. 8,9 Оцінки ймовірнісних характеристик сигналу.

10-13 Енергетичні спектри сигналу у різних базисах. 14 Коефіцієнти енергетичного вкладу. 15 Висновки. 16 Завершальний слайд.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці	Сенчишин В.С., доцент		
Безпека в надзвичайних ситуаціях	Клепчик В.М., ст. викладач		

7. Дата видачі завдання 24 листопада 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Ознайомлення з завданням до кваліфікаційної роботи	25.11.2023	Виконано
2.	Підбір наукових джерел за темою дослідження	26.11.2023-28.11.2023	Виконано
3.	Опрацювання наукових публікацій та збір даних по темі роботи	29.11.2023-1.12.2023	Виконано
4.	Виконання дослідження згідно мети кваліфікаційної роботи	2.12.2023-4.12.2023	Виконано
5.	Оформлення розділу «Огляд літературних джерел за темою дослідження»	5.12.2023-7.12.2023	Виконано
6.	Оформлення розділу «Ортогональні розклади як методи ідентифікації інформативних ознак досліджуваного сигналу».	8.12.2023-10.12.2023	Виконано
7.	Оформлення розділу «Інформаційна система для спектрального аналізу світлових біосигналів методом ортогональних розкладів»	11.12.2023-13.12.2023	Виконано
8.	Виконання завдання до підрозділу «Охорона праці»	14.12.2023-15.12.2023	Виконано
9.	Виконання завдання до підрозділу «Безпека в надзвичайних ситуаціях»	16.12.2023-17.12.2023	Виконано
10.	Оформлення кваліфікаційної роботи	18.12.2023-19.12.2023	Виконано
11.	Нормоконтроль	19.12.2023-20.12.2023	Виконано
12.	Перевірка на плагіат	21.12.2023	Виконано
13.	Попередній захист кваліфікаційної роботи	22.12.2023	Виконано
14.	Захист кваліфікаційної роботи	26.12.2023	

Студент

(підпис)

Валицький В.М.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Млинко Б.Б.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Методи та моделі спектрального аналізу біомедичних сигналів

// Кваліфікаційна робота магістра // Валицький Василь Михайлович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії, кафедра комп'ютерних наук, група СНм-61 // Тернопіль, 2023 // с. – 84, рис. – 13, табл. – 4, додатків – 3, бібліогр. – 62.

Ключові слова: світловий біосигнал (фотоплетизмографічний сигнал), статистичні методи аналізу, спектральний аналіз, ортогональний розклад, інформативні характеристики

Кваліфікаційна робота присвячена дослідженню методів та моделей спектрального аналізу світлових біомедичних сигналів, ідентифікації нових, в області, інформативних ознак та, відповідно, вдосконаленню діагностичних систем.

В першому розділі кваліфікаційної роботи проаналізовано предметну область, проаналізовано відомі методи обробки світлових сигналів та діагностичні ознаки у відомих фотометричних інформаційних системах.

В другому розділі кваліфікаційної роботи проаналізовано біофізичні особливості виникнення сигналу, породженого взаємодією світло-біотканина та представлено ортогональні розклади як методи ідентифікації інформативних ознак досліджуваного сигналу.

В третьому розділі кваліфікаційної роботи розроблено концепцію побудови інформаційної системи для спектрального аналізу світлових біосигналів, наведено результати проведених досліджень.

Об'єкт дослідження: процес зміни у часі інтенсивності світлового потоку, промодульовані змінами у часі кровонаповнення судин.

Предмет дослідження: методи та моделі спектрального аналізу світлових біосигналів.

ANNOTATION

Methods and models of spectral analysis of biomedical signals

// Master's qualification thesis // Vasyl Valytskyi // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Computer Information Systems and Software Engineering, Department of Computer Sciences, SNm group - 61 // Ternopil, 2023 // p. - 84, fig. - 13, tab. – 4, appendices – 3, bibliography. – 62.

Keywords: light biosignal (photoplethysmic signal), statistic processing, spectral analysis, orthogonal decomposition, informative characteristic

The qualification work is devoted to the study of methods and models of spectral analysis of light biomedical signals, identification of new informative features in the field and, accordingly, improvement of diagnostic systems.

The first chapter of the qualification work analyzes the subject area, analyzes the known methods of processing light signals and diagnostic features in well-known photometric information systems.

The second section of the qualification work analyzes the biophysical features of the signal generated by the interaction of light and biotissue and presents orthogonal decompositions as methods for identifying informative features of the studied signal.

In the third chapter of the qualification work, the concept of building an information system for the spectral analysis of light biosignals is developed, and the results of the research are presented.

Object of research: the process of changes in the intensity of the light flux over time, modulated by changes in the blood filling of blood vessels.

Subject of research: methods and models of spectral analysis of light biosignals.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ І СКОРОЧЕНЬ

$\xi(\omega), \xi$	Загальне позначення випадкової величини
$\xi(\omega, t), \xi(t)$	Загальне позначення випадкового процесу
$\zeta(t)$	Процес з незалежними (або некорельованими) значеннями, білий шум
$\Xi = (\xi_0, \dots, \xi_{n-1})$	Загальне позначення випадкового вектора
C_k	k -ий коефіцієнт ортогонального розкладу
Ω	Множина елементарних подій
ω	Елементарна подія
T	Період, інтервал часу, область визначення процесу
t	Часовий аргумент випадкового процесу
f	Частота
$F(x)$	Функція розподілу випадкової величини
$\mathbf{D}[\cdot]$	Оператор дисперсії
$\mathbf{M}[\cdot]$	Оператор математичного сподівання
$\mathbf{P}\{\cdot\}$	Ймовірність випадкової події $\{\cdot\}$
$R(t_1, t_2)$	Кореляційна функція випадкового процесу
$R(\tau)$	Кореляційна функція стаціонарного випадкового процесу
ДЕФ	Дискретні експоненціальні функції
АЦП	Аналого-цифровий перетворювач
ЕОМ	Електронно-обчислювальна машина
ІВС	Інформаційно-вимірювальна система
ОЕВП	Оптоелектронний вимірювальний перетворювач
ФПГ	Фотоплетизмограма
ІЧ	Інфрачервоний діапазон

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ЗА ТЕМОЮ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	10
1.1 Огляд методів діагностики стану судинного русла.....	10
1.2 Історія розвитку методу фотоплетизмографії як напрямку спостереження біооб'єкту.....	14
1.3 Характеристика біомедичних об'єктів вимірювань як світлорозсіювальних середовищ.....	16
1.4 Вимоги до розробки систем для оцінки кровонаповнення та вимірювань оптичних характеристик біотканин.....	20
1.5 Аналіз відомих фотометричних інформаційних систем.....	24
1.6 Аналіз відомих методів аналізу та інформативних ознак світлового сигналу.....	27
2 ОРТОГОНАЛЬНІ РОЗКЛАДИ, ЯК МЕТОДИ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ІНФОРМАТИВНИХ ОЗНАК ДОСЛІДЖУВАНОВОГО СИГНАЛУ.....	31
2.1 Аналіз біофізичних особливостей виникнення сигналу, породженого взаємодією світло-біотканина	31
2.2 Специфіка світлового сигналу як об'єкту дослідження.....	35
2.3 Ортогональні розклади детермінованих функцій	37
2.4 Ортогональні розклади випадкових процесів	41
3 ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛІЗУ СВІТЛОВИХ БІОСИГНАЛІВ МЕТОДОМ ОРТОГОНАЛЬНИХ РОЗКЛАДІВ.....	45
3.1 Структурна схема та технічні характеристики інформаційної автоматизованої системи.....	45
3.2 Ідентифікація та оцінювання діагностичних ознак.....	49
3.2.1 Оцінювання коефіцієнтів ортогонального розкладу математичного сподівання світлового сигналу	49
3.2.2 Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Фур'є.....	51

3.2.3	Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Уолша-Адамара.....	54
3.2.4	Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Уолша-Пелі.....	56
3.2.5	Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Уолша.....	58
3.3	Результати проведених досліджень інформативних характеристик світлового сигналу на основі спектрального аналізу. Оцінки коефіцієнтів ортогонального розкладу.....	62
4	ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	
4.1	Завдання охорони праці у формуванні комфортного виробничого середовища користувачів ЕОМ.....	
4.2	Підвищення стійкості роботи підприємств у воєнний час	68
	ВИСНОВКИ.....	73
	ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ.....	74
	ДОДАТКИ.....	81

ВСТУП

Актуальність теми. Вдосконалення біотехнічних систем є основним шляхом підвищення рівня фізіологічних досліджень людини, автоматизації медико-біологічних експериментів та підвищення достовірності діагностики. Вагоме значення при цьому має підвищення якості оброблення та аналізу біологічних сигналів. Серед біосигналів існує великий клас сигналів, у яких інформація, що в них знаходиться, міститься у структурних елементах форми сигналу, до яких належать і фотоплетизмографічні (ФПГ) сигнали.

Одним із ефективних шляхів підвищення достовірності діагностики та відповідно лікування хворих, а також прискорення наукових розробок в галузі медицини є використання математичних методів моделювання та аналізу.

Саме тому методи та моделі спектрального аналізу ФПГ- сигналів є актуальним напрямком сучасних наукових досліджень.

Мета і задачі дослідження. Метою даної кваліфікаційної роботи освітнього рівня «Магістр» є вдосконалити інформаційну систему з метою дослідження інформативних характеристик світлових біосигналів на основі спектрального аналізу біомедичних сигналів. Для досягнення поставленої мети потрібно виконати ряд завдань, зокрема:

1. Провести огляд відомих методів діагностики функціонального стану судинного русла, методів аналізу, діагностичних ознак за світловим біосигналом з метою отримання вихідних даних для дослідження.
2. Розробити структурну схему системи для діагностики за світловим сигналом.
3. Дослідити інформативні ознаки біосигналу, а для цього розробити методи ідентифікації та статистичного оцінювання інформативних ознак ФПГ.

Об'єкт дослідження. Процес зміни у часі інтенсивності світлового потоку, промодульовані змінами у часі кровонаповнення судин.

Предмет дослідження. Методи та моделі спектрального аналізу

світлових біосигналів.

Наукова новизна одержаних результатів кваліфікаційної роботи полягає у тому, що на основі методу ортогональних розкладів досліджуваного сигналу ідентифіковано та досліджено нові інформативні ознаки – коефіцієнти розкладу математичного сподівання ФПГ за базисом дискретних експоненціальних функцій(ДЕФ).

Практичне значення одержаних результатів. Ідентифіковані інформативні ознаки світлового біосигналу є практично значущими для підвищення достовірності медичної діагностики.

Апробація результатів магістерської роботи. Основні результати проведених досліджень обговорювались на XI Науково-технічній конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (м. Тернопіль, 2023 р.).

Публікації. Основні результати кваліфікаційної роботи опубліковано у Матеріалах конференції (Див. додаток А).

Структура й обсяг кваліфікаційної роботи. Кваліфікаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку літератури з 62 найменувань та 1 додатку. Загальний обсяг кваліфікаційної роботи складає 84 сторінки, з них 64 сторінок основного тексту, який містить 12 рисунків та 3 таблиці.

1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ЗА ТЕМОЮ ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1 Огляд методів діагностики стану судинного русла

З метою діагностики функціонального стану судинного русла, а відтак і гемодинаміки, у клінічній практиці застосовують різні інструментальні методи дослідження, які умовно можна поділити на дві групи. До першої – відносять методи, пов'язані із реєстрацією переміщень стінки судини: сфігмографія (дослідження артеріального пульсу) та флебографія (дослідження венного пульсу), до другої - пов'язані із реєстрацією змін об'єму (величини кровонаповнення) тканин: осцилографія, плетизмографія (див. рис.1.1) [1 - 9]. Розглянемо коротко кожен з методів, наведених на рис.1.1.

- Методи першої групи:

Сфігмографія – метод графічної реєстрації механічних переміщень обмеженої ділянки артерії, які виникають під впливом пульсової хвилі. Окремі автори (Holldack, Wolf, 1964) відносять до сфігмографії записи не лише артеріального, але й інших видів пульсу – венного, грудного та ін.; однак таке широке тлумачення терміну не знайшло розповсюдження у літературі. При сфігмографічному дослідженні приймач пульсових коливань повинен бути строго зафіксований над артерією, не справляючи на її стінки суттєвого тиску. Такі дослідження можливі лише там, де артерії розміщені поверхнево, і в тих точках, де звичайно пальпується артеріальний пульс (сонна артерія, променева і стегнова артерія та ін.).

Отже, даний метод відноситься до інструментальних методів дослідження та діагностики функціонального стану судинного русла, а відповідно і стану кровонаповнення, в основі якого покладено реєстрацію переміщення стінки судини.

Другим методом, що відноситься до першої групи, є метод югулярної флебографії.

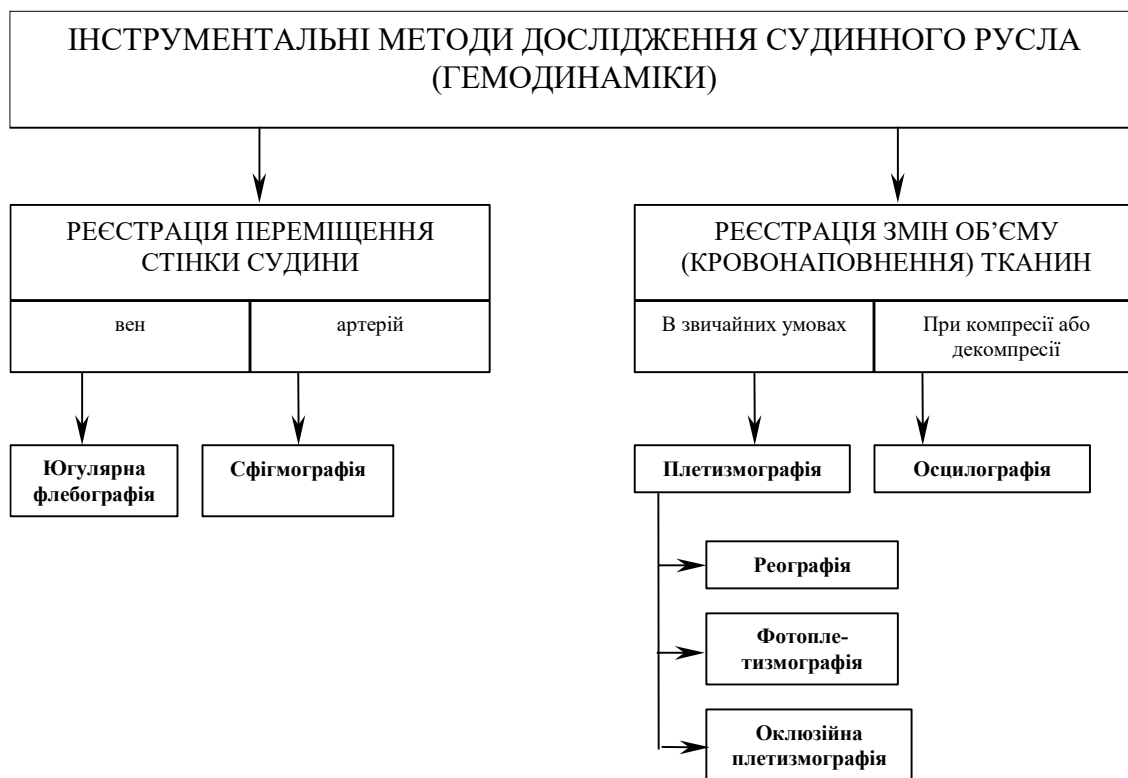


Рисунок 1.1 - Класифікація інструментальних методів дослідження судинного русла

Флебографія – методика реєстрації змін об'єму югулярних вен, тобто кривих центрального венного пульсу. Реєстрація кривих венного пульсу можлива лише на строго обмеженій ділянці яремної вени. На відміну від сфігмограми, яка відображає коливання тиску в артерії при проходженні пульсової хвилі, югулярна флебограма відображає зміни об'єму вен, які зв'язані з динамікою венозного відтоку в різні фази серцевого циклу. Рівень тиску у венах незначний, а тому це потребує ще більш обережного, ніж при сфігмографії, стику приймача пульсу з досліджуваною ділянкою судини, що створює додаткові технічні труднощі при дослідженнях.

- Методи другої групи:

Осцилографія ґрунтується на реєстрації змін об'єму (кровонаповнення) тканин в умовах компресії або декомпресії. При компресії тиск у манжеті плавно піднімають до величин, які перевищують систолічний тиск в артерії, а

при декомпресії понижують в зворотньому порядку.

Артеріальна осцилограма принципово відрізняється від розглянутих вище типів кривих. Якщо зазвичай при реєстрації кривих пульсу прагнуть записати процеси, які відбуваються у відносно інтактних судинах, то артеріальна осцилограма завідомо пов'язана із локальними порушеннями гемодинаміки, викликаними зовнішніми впливами. На осцилограмах, за Н.Н.Савіцьким (1956), реєструються зміни об'єму тканин, які визначаються притоком і відтоком крові в артеріях і кількісно залежать від величини тиску у манжеті.

З часом визначились дві основні області клінічного застосування даного методу: при дослідженнях параметрів артеріального тиску і при оцінці стану регіонарного кровообігу (найчастіше у судинах кінцівок).

Оскільки для нас представляє інтерес метод плетизмографії, тому зупинимось на детальнішому його розгляді.

Для дослідження кровонаповнення судин і оцінки їх тонузу використовують плетизмографію - метод реєстрації змін об'єму органу або частини тіла, які залежать від змін величини їх кровонаповнення. Існує кілька видів плетизмографії [1, 2, 3]:

- оклюзійна плетизмографія може розглядатися як поєднання класичної плетизмографії з елементами осцилографії. Метод ґрунтується на принципі, розробленому в 1907 р. М.В.Яновським і А.І.Ігнатовським, який полягає у визначенні змін об'єму ділянки тіла при тимчасовому припиненні венозного відтоку від досліджуваної ділянки кінцівки з допомогою манжети, наповненої повітрям;
- механічна, при якій досліджувану частину тіла (як правило, кінцівку) поміщають у герметично закриту посудину, при цьому коливання об'єму кінцівки, викликані змінами величини кровонаповнення, реєструються через зміни об'єму повітря чи води, якими заповнена посудина (на сьогодні використання даного різновиду плетизмографії є вкрай рідкісним);

- електрична, суть якої полягає у реєстрації змін електропровідності досліджуваної ділянки тіла; вона носить назву електроплетизмографії, імпедансної плетизмографії або реографії. Отже, реографія ґрунтується на реєстрації змін електричного струму високої частоти під час його проходження через тканини. Ці зміни струму залежать від опору тканин, який змінюється при різних ступенях їх кровонаповнення: чим більшим є притік крові, тим меншим є електричний опір. Розробка методу пов'язана із дослідженнями А. А. Кедрова (1948), Holzer, Polzer і Marko (1945), Jenkner (1966) та ін.

В залежності від локалізації електродів розрізняють реокардіографію (грудну реографію), реоенцефалографію, реовазографію кінцівок і ін. Метод набуває значення при дослідженні регіонарного кровообігу у місцях, недоступних для фіксації звичайних приймачів пульсу, як, наприклад, при дослідженнях судин мозку, легень і ін.

- фотоелектрична (фотоплетизмографія), яка ґрунтується на реєстрації змін світлопроникності органів або частини тіла, обумовлених змінами величини їх кровонаповнення. Світлопроникність різноманітних частин тіла визначається світлопроникністю м'яких тканин і світлопроникністю крові, що заповнює кровоносні судини.

Перевага останнього виду перед іншими у тому, що метод фотоплетизмографії дозволяє проводити дослідження функціонального стану тканин за показниками кровонаповнення на рівні системи мікроциркуляції, яка відіграє першочергову роль у забезпеченні і підтримці гомеостазу тканин у нормі, а розлади у функціонуванні цієї системи є початком розвитку практично усіх патологічних процесів [10 - 15].

У відповідності із загальноприйнятими уявленнями [16 - 18], до фотометричних методів дослідження відносяться методи, у яких оцінка оптичних властивостей об'єктів здійснюється шляхом реєстрації ефектів взаємодії цих об'єктів з електромагнітним випромінюванням оптичного

діапазону - ультрафіолетового (з довжиною хвилі від 1 до 400 нм), видимого (від 400 до 760 нм) та інфрачервоного (ІЧ) (від 760 нм до 1 мм).

Перші фотоплетизмографи з'явилися ще в 30-х роках минулого століття. Вчені Bonsman (1934), Kramer (1935), Hertzman (1937), Turner (1937) та ін. [19 - 22] описали різноманітні конструкції фотоплетизмографів. Надалі прилади безупинно вдосконалювалися, а область їх застосування розширювалася. Як показали дослідження Б. Вотчала (1941), Burch (1954), В. Вальдмана (1960), Н. Арінчіна (1961), В. Орлова (1961) та ін. [23 - 26], плетизмографія є методом визначення судинного тону, об'ємної швидкості кровотоку, кров'яного тиску й інших параметрів периферійного кровообігу. Визначаючи властивості кровотоку у різноманітних частинах тіла, можна визначити локалізацію периферійних судинних порушень.

1.2 Історія розвитку методу фотоплетизмографії як напрямку спостереження біооб'єкту

Історично найпершими згадуваннями використання зміни щільності світлового потоку для відображення стану серцево-судинної системи можуть вважатися дослідження Бонсмана, проведені в 1934 році; проведені в 1932 році дослідження Нойонсона на тваринах та дослідження Мейтса на мочці вуха. Систематизуючим внеском у можливості ФПГ є дослідження, розпочаті в 1937 році Гертсманом, який протягом трьох десятиріч вивчав можливість квантифікації ФПГ та її кореляції з кровотоком. Ним разом з робочою групою Тюрнера була зроблена спроба відокремити пульсівний компонент за допомогою використання фільтра на шляху фотоелектричного сенсора. На жаль в подальшому цей напрям не був підтриманий дослідниками. Оптична відповідь може бути поділена на дві складові частини – пульсову та постійну частину. Пульсова складова безпосередньо відповідає за значення пульсувань. Деякі результати, однак, показували, що крім величини пульсувань до результату мала входити дія ефекту переорієнтацій червоних кров'яних тілець (як функцію від зміни швидкості кровотоку), хоча

відносне значення цього ефекту в порівнянні з величиною зміни кількості крові невідома.

Однією з головних перешкод спробам числової характеристики ФПГ є індивідуальна різниця в кольорі та товщині шкіри пацієнта. Харді і дослідники в 1956 році дослідили вплив кольору шкіри на залежність коефіцієнтів відбиття і пропускання від довжини хвилі (діапазон від 0,55 до 2,4 мкм). На довжинах хвиль до 1 мкм колір шкіри мав сильний вплив на поглинання зовнішніми шарами шкіри, але мав лише незначний ефект на оптичні властивості шкіри в діапазоні від 1 до 2,4 мкм. Ці властивості були також визначені Джекезом в 1955 році, який знайшов оптичні властивості шкіри незалежними від пігментації при довжинах хвиль більших за 1,2 мкм. Він також підтвердив наявність різниці у відбивальних властивостях шкіри з різною пігментацією при використанні діапазону довжин хвиль від 0,3 до 0,7 мкм.

Додаткова властивість стосується використання ізобестичної точки крові як характерної частоти джерела випромінювання (довжина хвилі, при якій практично немає різниці в поглинанні між приведеними гемоглобіном і оксигемоглобіном). Це непередбачуваний ефект на довжині хвилі 0,805 мкм (яка лежить в діапазоні, чутливому до кольору шкіри) була знайдена Поланілом в 1962 році. Слушним компромісом став вибір діапазону з мінімальною чутливістю як і до кольору шкіри так і до вмісту O_2 . Цим діапазоном стала ділянка біля 1,3 мкм, як було запропоновано Мохпатром і Смітом в 1975 році.

На основі висунутих вимог щодо спектра джерел світла доцільно дослідити розвиток технології джерел оптичного випромінювання. Раніше найчастіше вживали лампи розжарювання різних розмірів, причому зі значним успіхом, незважаючи на ефект нагріву, широкий частотний діапазон випромінювання і відносно великі розміри. Ефект нагріву міг бути зменшений за допомогою фільтрів або за допомогою відкритої тоді волоконної техніки. Сьогодні більшість з цих ускладнень не виникають завдяки використанню світлодіодів, використання яких в ФПГ вперше було запропоновано в 1973 році Новеллі. Оскільки перетворення електричної енергії в оптичну в них пряме,

тому спостерігається значно менший ефект нагріву. Іншою перевагою світлодіодів стала достатньо вузька спектральна характеристика вихідного променя, і єдиним недоліком є обмеження вибору частоти. Додатковою умовою вибору необхідної частоти випромінювання є розгляд впливу навколишнього світла. Це ускладнення може бути знехтуване використанням випромінювання ближнього інфрачервоного діапазону, що було запропоновано Спайзером в 1977 році.

Розробка детектора ніколи не була проблемою. Ще в перших дослідженнях (Мейтс, 1928) вже використовували фотогальванічний або фоторезистивний елемент. Фотогальванічний елемент створював перепад напруг на його виходах під час його освітлення. Ця напруга була невелика, але достатня для того, щоб використовуватись без додаткових джерел напруги.

1.3 Характеристика біомедичних об'єктів вимірювань як світлорозсіювальних середовищ

При побудові інформаційно-вимірювальних систем (ІВС) з використанням вищерозглянутих методів одне з вирішальних значень мають характеристики самого об'єкту вимірювання (ОВ). Від них залежать принципи побудови, параметри, вибір первинного перетворювача, методика проведення експерименту, режим роботи тощо. Тому доцільно розглянути як класифікуються об'єкти саме спектрофотометричних вимірювань та визначити їх місце і роль в методології оптичних вимірювань. Від цього залежать характеристики системи, що проектується, крайові умови її використання, доцільність застосування тих чи інших методів та засобів перетворення і обробки інформаційного сигналу. Для більш детального розуміння розглянемо класифікацію об'єктів спектрофотометричних вимірювань [27, 28] з феноменологічної точки зору. По оптичній густині, чи мутності такі об'єкти розділяються на однорідні, в яких комплексний показник заломлення сталий по всьому об'єму середовища, неоднорідні чи світлорозсіювальні об'єкти, де

названий показник несталий та квазіоднорідні, тобто майже однорідні, які є прозорими, але не є однорідними. Однорідні об'єкти контролю є досить умовною групою більше ідеалізованою і уявною, ніж реально існуючою, тому що будь-який об'єкт вимірювань може мати оптичні збурення, флуктуації і таке інше. Тому велике різноманіття речовин і матеріалів, що можуть бути об'єктом спектрофотометричних вимірювань, можна розділити на три групи: однорідні середовища; світлорозсіювальні (неоднорідні) і квазіоднорідні. До однорідних відносяться системи атомно-молекулярного рівня дисперсності, у яких немає поверхні розділу, а саме: розчини солей, кислот, водно-спиртові розчини тощо. Поширення світла в них описується класичними відношеннями Релея, Бугера-Ламберта-Бера, Смолуховського та інших. До квазіоднорідних відносяться частково неоднорідні системи (деякі молекулярні рідини, прозорі гази та кристали, які за певних припущень можуть прийматись за однорідні і підлягають вище зазначеним законам. Як для однорідних, так і для квазіоднорідних поширене використання методів без врахування розсіювальних ефектів (рефрактометрії, фотометрії, кулонометрії і т.п.), а це в свою чергу, призводить до методичних похибок при визначенні абсолютних значень показників. Тому такі вимірювальні значення не допустимо використовувати для подальших розрахунків оптичних характеристик і показників, а лише для якісного, порівняльного аналізу. Особливим та найпоширенішим в природі класом об'єктів вимірювань є неоднорідні (світлорозсіювальні) середовища. Неоднорідними називаються двофазні або n-фазні системи, у яких частинки однієї фази розподілені всередині об'єму іншої фази і можуть мати видиму або невидиму межу поділу між ними. До них відносяться всі дисперсні системи: колоїди, біооб'єкти, шорсткі та дзеркальні поверхні і т.д. Серед них можна проводити широку класифікацію, але зупинимось всього на трьох класах таких об'єктів, до яких можливо віднести всі неоднорідні середовища. Молекулярні світлорозсіювальні середовища та колоїди відносяться до дисперсних систем. Окрім біооб'єктів є ще інший великий клас неоднорідних об'єктів – це тверді тіла з дзеркальною чи шорсткою поверхнею. До них відносяться, в основному,

речовини неорганічного походження – різні метали та сплави, напівпровідники, синтетичні матеріали та тонкі плівки, текстиль і тому подібні. Потрібно зауважити, що розвиток методів та ІВС, в основному, проводився по дослідженню названих об'єктів. Тому вони розвинені досить добре. Але традиційно оптичні характеристики таких об'єктів розглядались без врахування їх специфіки як сильно світлорозсіювальних середовищ за класичним законом Бугера-Ламберта-Бера. Проте такі методичні підходи є невиправданими в практиці вимірювань, де необхідно враховувати кооперативні, дифракційні, інтерференційні, поляризаційні та інші ефекти. Це стосується, в першу чергу, наукових досліджень, медичної діагностики, екологічного моніторингу тощо.

До об'єктів біологічного походження відносяться, в основному, органічні речовини тваринного та рослинного походження, які, в свою чергу, можна теж умовно розділити на три групи. До них відносяться зразки: гуморальні, тобто життєзабезпечуючі рідини, біотканини та препарати рослинного походження. Існуючі методи їх досліджень – спектроскопія видимого та прилягаючих до неї УФ і ІЧ областей спектру, дозволяє одержувати характеристичні спектри життєво важливих компонентів – білків, амінокислот, гемоглобіну та інших.

Оскільки ці середовища є яскраво неоднорідними (мутними), то для них характерні: мала ймовірність виживання кванту, значний показник питомого поглинання, нерізко виражені спектральні піки, неоднорідність оптичних характеристик по об'єму, складність структури та інші.

Все це спонукає до пошуку відповідних методів і методик їх досліджень, контролю, вимірювань та діагностики. У свою чергу, живі тканини поділяються на м'які і тверді. Перші з них – це шкіра та м'язові тканини. Особливість їх полягає в необхідності застосування неінвазійного характеру досліджень, найкращими з яких є методи рефрактометрії, спектрофотометрії, еліпсометрії, що побудовані на принципах дифузного відбивання, стокс-поляриметрії, абсорбційної спектроскопії.

Об'єктом для спектрального аналізу, як і для спектрофотометричних вимірів, може бути зразок будь-якого походження. Серед великого різноманіття

розглянутих світлорозсіювальних об'єктів біомедичні тканини займають особливе місце. Це зумовлено необхідністю вивчення, дослідження та діагностики цих вкрай важливих середовищ, що пов'язані з життям і здоров'ям людини і несуть безпосередню інформацію про її стан. Біомедичні тканини мають складну молекулярну структуру (будову) і є неоднорідними. Тому для них найбільш ефективно може бути застосований увесь апарат методів і засобів оптики розсіяння та спектрофотометрії. Тут особливу цінність набувають як поверхневі властивості біотканин, так і об'ємні (внутрішні) зміни.

Найбільш фотохромним компонентом живої тканини є гемоглобін та його похідні (білірубін, окси-, деокси- та метгемоглобін). Їх характеристичні смуги поглинання містяться у діапазоні 500-650 нм, а отже, будь-які зміни в гемодинаміці біотканини яскраво проявляються саме в процесі спектрофотометрії з одержанням комплексних спектрів поглинання. Це дозволяє, в свою чергу, ефективно діагностувати значну кількість внутрішніх тканинних патологій.

Поверхневі стани добре піддаються дослідженню за допомогою дифузно-відбиваючої оптики з вимірюванням коефіцієнтів диффузного відбивання у видимому діапазоні довжин хвиль ($R = f(\lambda)$). У цьому випадку ефективно себе проявляє спосіб Тейлора за методом інтегрувальної сфери. Об'єкт вимірювань тут виступає як доповнення внутрішньої порожнини сфери [29 - 32]. Авторами запропоновано їх сумісне застосування при реалізації зондових неруйнівних досліджень біотканин.

Поверхні біотканин властиві поляризаційні, відбивальні, розсіювальні параметри, що несуть інформацію про різноманітні механічні ушкодження, травми, патології, відхилення від норми, колір шкіри тощо. Особливо ефективно можна здійснювати вимірювання кольороутворення шкіри з допомогою відомих принципів колориметричної теорії RGB (XYZ), коли вдається дослідити термін нанесення пошкодження, домінуючу довжину хвилі, відтінок і т.д. У цьому разі дослідний зразок виступає вторинним джерелом випромінювання. У такого роду вимірюваннях потрібно враховувати і

люмінесцентні властивості елементарного об'єму зразка, що, з одного боку, характеризує світлопоглинальні властивості гемоглобіну та його похідних і жирового прошарку, а, з другого боку, – суттєво спотворюватиме істинне значення інформативних параметрів. При цьому поляризаційні властивості ОВ теж набувають важливого інформаційного змісту. Зокрема, добре відомі деполіризаційні властивості біотканин, зумовлених наявністю пор, ворсинок, мікротріщин, гемодинамічні особливості прикореневих “кратерів” і т.п. Однак, у області подвійного кута Брюстера, навпаки, жива тканина матиме поляризаційні піки в площині падіння.

Звідси, живі біотканини виступають як випадково-неоднорідні середовища з яскраво вираженими світлорозсіювальними властивостями, що можна віднести до типово “сірих” об'єктів. У цьому зв'язку в процесі вимірювань добре себе проявляє у якості робочого еталону відбивання як MgO , так і більш сучасний – політетрафторетилен (ПТФЕ) з спектральними коефіцієнтами дифузного відбивання у видимій області довжин хвиль $\rho_{\lambda} = 0,95 - 0,99$.

Отже, біомедичні об'єкти вимірювань є неоднорідними і відносяться до класу світлорозсіювальних середовищ, до яких можливе застосування відповідних законів (закон відбивання, закон Бугера-Ламберта-Бера), методів оптики розсіяння і спектрофотометрії неоднорідних середовищ видимого діапазону, але з обов'язковою умовою детального обґрунтування при використанні їх до цих надто складних і специфічних об'єктів вимірювань, зокрема, в процесі медичної діагностики.

1.4 Вимоги до розробки систем для оцінки кровонаповнення та вимірювань оптичних характеристик біотканин

На жаль при оптичному засобі перетворення біомедичних сигналів з'являються небажані чинники, що впливають на результат.

А) Чинники, зумовлені фізіологічними особливостями організму людини:

- присутність в крові людини окрім оксигемоглобіну інших сполучень гемоглобіну, що інтенсивно поглинають випромінювання в тому ж спектральному діапазоні;
- поглинання радіації деякими "сторонніми" барвниками, що можуть вводитися в кров в певних клінічних ситуаціях;
- присутність в опромінюваному об'ємі тканини артеріальної, венозної і капілярної крові, ступінь оксигенації гемоглобіну в яких різна;
- неоднакові оптичні властивості різних ділянок тіла пацієнта, зумовлені багатообразністю їхньої структури і різницею кровонаповнення;
- вплив пігментації і стану шкіри на її оптичні властивості.

Б) Чинники, пов'язані з технічною реалізацією приладів:

- вибір геометрії оптичного датчика;
- вибір кількості джерел, що використовуються, і довжин хвиль випромінювання;
- існування відмінностей в спектральній чутливості фотоприймачів одного типу;
- кінцеве значення ширини випромінювання і зміщення спектрального максимуму відносного номіналу для випромінювачів напівпровідникового типу;
- вплив стороннього світла і рухових артефактів на вірогідність вимірювань.

Реєстрація відбитого від тканини сигналу не викликає особливих ускладнень. Проблеми виникають під час калібрування і початкового настроювання приладу, оскільки інтенсивність відбитого сигналу залежить не лише від поглинання світла гемоглобіном, але і від оптичних параметрів тих біотканин, в яких розповсюджується випромінювання. Трудність полягає в тому, що існує певний розкид цих параметрів для різних ділянок тіла у різних людей.

Для вирішення цієї проблеми застосовані такі підходи:

- аналіз джерел випромінювання з різними довжинами хвиль, а також оптимізація конструкції оптичного датчика;
- аналіз як постійної, так і низькочастотної змінної, що входить до відбитого від біотканини сигналу. При цьому наявність складової змінної зумовлена в основному пульсацією артеріальної крові в судинах під час систоли. Приплив додаткового об'єму крові в судинах артеріального русла в момент систоли (з певною затримкою) викликає збільшення поглинання світла в тканині і її розсіювальних властивостей;
- зменшення впливу високочастотних завад за допомогою розробки низькочастотного цифрового фільтра, який виділяє інформаційну складову сигналу.

Серед сучасних методів, що застосовуються для вирішення задач біомедичної діагностики, найбільш цінними є такі, які дозволяють здійснювати поряд з прямими – сукупні, непрямі та комплексні вимірювання, а також експресно визначати характеристики та показники досліджуваного середовища. Вимоги до приладів та методів сьогодення підвищують і їх ціну. Не вирішена і проблема складності в застосуванні, особливо вітчизняних приладів. Але сучасні зарубіжні прилади мають досить високі ергономічні характеристики, в той час, коли вітчизняні аналоги суттєво програють в цьому, хоч метрологічними показниками в більшості не поступаються [33 - 38].

У мікробіології, медицині, фармацевтичній галузі загального поширення набули аналізатори різних фірм, які включають спектрофотометричні вимірювальні блоки. Точність таких систем, особливо в діагностиці, досить висока, але досягається вона, в основному, за рахунок мікробіологічних та біохімічних методів. Фотометричні блоки в таких приладах, як правило, максимально спрощені з метою здешевлення і працюють на фіксованих довжинах хвиль, що актуальні саме для тих задач, на які розрахований прилад. Тому через цю проблему велика група приладів та ІВС, що мають такі блоки не є спектральними, а виродились в

фотометричні. Подальше підвищення точності та достовірності цих блоків досягається, в основному, за рахунок використання більш кращих оптичних фільтрів, чистоти реактивів та спектральних характеристик джерела випромінювання. Принципові методологічні основи їх роботи не змінились.

За допомогою спектральних приладів досліджують самі характеристики випромінювання, що посилає нам матерія і цим дає нам інформацію про її будову, тому вони є надзвичайно зручними інструментами при дослідженні мікросвіту. Максимальну кількість корисної інформації для досягнення цієї мети можуть дати тільки спектральні прилади, тому що спектр несе надзвичайно велику кількість корисної інформації про різні характеристики речовини (концентрація, вид мікрочастинок, їх форма, температура, агрегатний стан). Спектр речовини – це унікальна індивідуальна характеристика, що дозволяє за допомогою спектрального аналізу проводити цілу низку вимірювальних операцій для визначення характеристик речовини. Спектральні прилади при роботі в автоматичному режимі є інтерактивними засобами.

Такі засоби суттєво полегшують обслуговування оператором, беруть на себе монотонну частину роботи. Не потрібно і доводити, що такі прилади економлять робочий час, підвищують продуктивність праці і зберігають здоров'я обслуговуючого персоналу. Також вони суттєво точніші, тому що мінімізується вплив антропогенного фактора. Додає позитивних характеристик розробці її інтелектуалізація. Особливо це важливо в такій наукоємкій галузі, як біомедична діагностика. При спектральному скануванні в ручному режимі можуть виникнути похибки різного роду, в той час, коли автоматичний, інтелектуалізований прилад бере на себе функції самотестування, корекції, підказування оператору, автоматичної роботи, самостійне відключення по закінченню операцій вимірювань тощо.

Сучасні ІВС для діагностики та наукових досліджень комплектуються здебільшого вузькоспеціалізованими експертними системами для визначення діагнозу чи прийняття інших складних рішень. При побудові складних

систем стає необхідним закладати можливість системі змінювати свій алгоритм роботи або навіть структуру.

З урахуванням вищенаведеного вважається за доцільне врахувати вказані характеристики при розробці нових, складних спектрофотометричних засобів вимірювального контролю, які дозволяли б максимально використовувати для цього сучасні досягнення. Це дасть як нові можливості в застосуванні спектрофотометричних ІВС для діагностичних цілей, так і підвищить точність існуючих методик діагностики.

1.5 Аналіз відомих фотометричних інформаційних систем

Діагностична важливість ФПГ-методу розкрита в багатьох літературних джерелах медичного характеру [2, 4, 10, 11, 39 - 42]. Області застосування фотоплетизмографії у медицині важко перерахувати: фізіологія, патфізіологія, терапія, хірургія, дерматологія, гінекологія, невропатологія, стоматологія, педіатрія, оториноларінгологія й ін. Клініцисти можуть використовувати її як додатковий метод для діагностики захворювань, а також у науково-дослідній роботі. Крім того, фотоплетизмографія має допоміжне діагностичне і прогностичне значення при вивченні багатьох серцево-судинних і нервових захворювань, що є зараз найчастішою причиною смерті й інвалідності у молодому віці. Деяку допомогу вона надає гігієністам, спортивним медикам, а також лікарям, що працюють в області космічної медицини.

Існують різні модифікації фотодавачів, призначених для вирішення ряду спеціальних задач. Так, наприклад, відповідні давачі у стоматології дозволяють проводити дослідження кровообігу пульпи зуба, диференціальну діагностику захворювань тканин пародонта, слизової оболонки порожнини рота; в офтальмології - дослідження кровопостачання очного дна, існують спецдавачі для дослідження параметрів локального кровотоку, які використовують, наприклад, при діагностиці порушень мікроциркуляції у хребетно-рухових сегментах, при диференціальній діагностиці захворювань легень (розпізнавання

онкологічних і доброякісних захворювань), при дослідженні кровотоку в кишківнику, системи мікроциркуляції головного мозку та ін.

На сьогодні поширеними є два типи фотоплетизмографів, в залежності від того, чи вимірюють вони зміни кровонаповнення за змінами інтенсивності світла, що пройшло крізь досліджувану тканину, чи за зміною величини тої інтенсивності світла, що відбилось від неї. Найчастіше виконуються дослідження в світлі, що проходить, тому що в даному випадку здійснюється пряма оцінка кровонаповнення в необхідній ділянці БО. Але часто буває досить важко провести такі дослідження, наприклад, для оптично малопрозорих БО або для важкодоступних ділянок об'єктів. Тоді використовують метод ФПГ у відбитому світлі, що не тільки дозволяє оцінити загальний кровотік в ділянці, що вивчається, але й дасть інтегральну оцінку властивостей поверхні дослідження.

У випадку застосування ФПГ у відбитому світлі, тобто коли оптоелектронний вимірювальний перетворювач (ОЕВП) сприймає відбитий від БО променистий потік, даний метод дозволяє реєструвати величину зміни кровонаповнення тканин БО за пульсацією найближчої до ОЕВП поверхні БО, тобто величину зміни відбитого від тканини БО, що досліджується, світлового потоку в залежності від амплітуди пульсації тканини.

Головна перевага останнього з названих методів полягає у можливості вимірювання кровонаповнення судин практично у будь-якій точці поверхні тіла.

На сьогодні для дослідження ФПГ відомими є такі системи: комп'ютерна система діагностики на базі аналізу ритмічної структури пульсового сигналу променевої артерії (система "Медисса-02", розробник: Вінницький національний технічний університет), стаціонарний прилад Satlite Trans; стаціонарний прилад "Biox - 3700"; "Physiogard SM785N", Multi-parameter monitor (Bruker).

Усі ці системи мають структурну схему, наведену на рис. 1.2.



Рисунок 1.2 - Структурна схема системи для реєстрації світлового сигналу

ОЕВП - оптоелектронний вимірювальний перетворювач;

БАО - блок аналогової обробки;

БЦО - блок цифрової обробки.

Функціонує система таким чином. Відбір інформативного сигналу здійснюється оптоелектронним вимірювальним перетворювачем (ОЕВП) – комбінація світло-, фотодіодів, які працюють в ІЧ-області світлового діапазону. Блок управління керує інтенсивністю потоку випромінювання світлодіода, який генерує пучок монохроматичних світлових променів низької інтенсивності, що створює у досліджуваній тканині світловий потік зі строго визначеними, постійними у часі характеристиками. Величина кровонаповнення впливає на характеристики цього потоку. Дифузно-розсіяний ІЧ-світловий потік, відбиваючись від досліджуваної ділянки, модулюється по амплітуді пульсаціями кровотоку, попадає у фотоприймач перетворювача, де перетворюється у пропорційний електричний сигнал, який піддається подальшій обробці. Сила світлового потоку, що сприймається перетворювачем світлових сигналів у електричні, залежить від ряду вищенаведених факторів у зоні дослідження.

Блок аналогової обробки (БАО) сигналу виконує підсилення сигналу з фотоприймача, розділення сигналу на постійну і змінну (промодульовану пульсом) складові відбитого тканиною світла, а потім і їх фільтрацію.

Блок цифрової обробки (БЦО) полягає у перетворенні сигналу у цифровий код аналого-цифровим перетворювачем (АЦП), після чого здійснюється реалізація обчислювального алгоритму.

Вибір ІЧ-діапазону зондуючого світла обґрунтовується наступним чином. Світлопоглинання різних частин тіла визначається світлопоглинанням м'яких тканин і світлопоглинанням крові, що заповнює кровоносні судини. Якщо перша величина є практично постійною протягом невеликих відрізків часу, то друга - змінною. Вона залежить як від загальної кількості крові, що знаходиться у даний момент у судинах досліджуваної частини тіла, так і від її фізичних властивостей, що визначаються переважно концентрацією еритроцитів і хімічним складом. Реєстрація загальної світлопроникності органу не дає можливості визначити відносну участь у її змінах того чи іншого фактору. Проте, деякими з них можна знехтувати (до таких факторів відносяться, наприклад, хімічний склад плазми, хімічний склад і кількість лейкоцитів). Інші фактори, наприклад, вміст еритроцитів, істотно впливають на питому світлопроникність крові. При цьому наявність змінної складової обумовлена в основному пульсаціями артеріальної крові у судинах під час систоли.

Причини змін поглинання світла тканинами можна звести до двох основних змінних факторів [43]: об'єму крові на даній ділянці тіла і ступеня насичення її киснем. Щоб єдиним змінним фактором, який визначає світлопоглинання тканини, був ступінь її кровонаповнення, нам потрібно виключити вплив другого фактору, оскільки різниця у світлопоглинанні між окисленим і відновленим гемоглобіном виявляється дуже великою і найменші зміни співвідношення цих речовин у крові в значній мірі відбиваються на світлопоглинанні тканини. Але при використанні світла ІЧ частини спектру вищевказана різниця стає настільки незначною, що збільшення або зменшення насичення крові киснем не чинить ніякого впливу на світлопоглинання.

1.6 Аналіз відомих методів аналізу та інформативних ознак світлового сигналу

У процесі пошуку оптимального розв'язку поставлених задач спершу проаналізуємо відомі методи аналізу фотоплетизмографічних сигналів.

Процес отримання із ФПГ діагностичної інформації називається ФПГ-аналізом. Метою аналізу даних ФПГ-досліджень (обробки ФПГ-параметрів) є постановка діагнозу, складання прогнозу і лікування. Як зазначалось вище, ФПГ-аналіз часто дає суперечливі відомості, тому паралельно з'ясуємо основні причини такої ситуації.

Не дивлячись на значні відмінності розглянутих у підрозділі 1.1 методів дослідження кровонаповнення судин і оцінки їх тону, як з точки зору їх походження, пов'язаної з ними інформації, так із позицій суто формального представлення і опису, обробка цих сигналів в автоматизованих системах містить багато спільного. Зокрема, можна виділити наступні типові чотири етапи автоматизованого аналізу даних:

- 1) ввід сигналу;
- 2) виявлення і усунення артефактів (фільтрація);
- 3) виявлення характерних елементів сигналу, вимірювання і аналіз відповідних їх клінічно-значимих параметрів – діагностичних ознак (вимірювання параметрів здійснюється одночасно з розпізнаванням характерних елементів). Останні можуть бути як такі, що визначаються шляхом безпосереднього вимірювання тих чи інших характерних елементів за самим сигналом та за його першою похідною по часу (диференціальна крива): екстремуми, часові інтервали між ними, точки перегину; точки перетину ізолінії (нульової лінії) та ін. так і з допомогою обчислення різних статистичних характеристик. Найпростіші з них пов'язані із дослідженням амплітудно-часових характеристик його реалізацій [44];
- 4) інтерпретація результатів (автоматизований діагноз).

Діагностику здійснюють шляхом визначення параметрів сигналу за 5 послідовних серцевих циклів. При цьому, якщо амплітудні показники хоча б однієї із характерних точок за 5 циклів відрізняються один від одного більше, ніж на 10%, то розглянуту ділянку вважають непридатною для аналізу. Якщо ж відмінності не перевищують 10%, то у цьому випадку амплітудні і часові показники, знайдені за вказаними 5 циклами – усереднюють. За усередненими

амплітудно-часовими характеристиками (АЧХ) визначають кількісні інформативні параметри.

Функціональний стан ССС за ФПГ характеризується низкою параметрів. За фізичним змістом їх прийнято розділяти на 2 групи: якісні (характеризують форму ФПГ, вид її вершини, крутизну фронтів, спадів кривої і ін.) і кількісні (відображають її амплітудні, часові, частотні, змішані характеристики).

Згідно з [45] біосигнали – це часові ряди і їх розпізнавання на обмеженому часовому інтервалі зручно здійснювати структурними методами (методи формальних граматики і синтаксичного аналізу), які мають за мету отримання інформації про структуру тих чи інших фрагментів біосигналу, які розпізнаються. Автори вважають, що інформація є у структурних елементах форми сигналу. Не дивлячись на це, ці методи, в основному, носять евристичний характер і не ґрунтуються на моделі взагалі (ґрунтуються на фізіологічній природі сигналу, а не на фізичній, тобто відображають фізіологічну сторону процесу, а не фізичну).

Наступною помилкою ряду дослідників [7, 10] є те, що вони пропонують вибирати діагностичні ознаки, які використовують при проведенні діагностики за ФПГ, аналогічно діагностичним ознакам за реоплетизмограмою (РПГ), оскільки часова структура і форма цих сигналів є досить подібною (вони вважаються частинними різновидами пульсограм). І хоча з допомогою РПГ і ФПГ реєструють один і той же процес - зміну кровонаповнення тканин, але ці сигнали є різними за своєю фізичною природою (при РПГ ці зміни реєструють електрометричним способом і оцінюють їх за зміною електричного опору, при ФПГ - фотометричним способом за зміною оптичної густини тканини).

Форми цих кривих відображають закони зміни амплітудних і часових характеристик процесів кровонаповнення, які відбуваються у тканинах. Будь-яка крива може бути представлена у вигляді суми того чи іншого числа гармонічних коливань з різними частотами, амплітудами і фазами.

При частотно-амплітудному аналізі пульсових коливань порівнюються коливання різних частот по енергії за певний проміжок часу. Для цього, з

допомогою спектрального аналізу пульсової кривої виділяються відповідні частоти у п'яти діапазонах: 1,5-3 Гц; 4-7; 8-13; 14-20; 21-30 Гц, для кожного із яких обчислюється середня потужність [12], що припадає на діапазон.

Вивченню форми пульсових коливань різного виду і аналізу спектру частот, які входять у склад кривої, був присвячений ряд робіт вітчизняних і зарубіжних авторів. Літературні дані [46 - 50] свідчать, що частотний діапазон інформативної частини плетизмограм (об'ємні вимірювання) в умовно здорових людей знаходиться у межах 0 - 40 Гц. У випадку патології спектр у загальному вигляді розширюється в сторону більш високих частот - до 50 Гц.

Крім того, наголошуючи на тому, що ФПГ-сигнал є квазіперіодичною послідовністю пульсових хвиль, вказується на доцільність її аналізу, використовуючи перетворення Фур'є зареєстрованих реалізацій з метою вивчення їх амплітудно-частотних та фазо-частотних характеристик. Авторами окремо розглядаються гармоніки: від першої по восьму включно (вищі за восьму розглядати немає сенсу, оскільки вони незначні за величиною і не вносять у сигнал суттєвих змін), для кожного ряду гармонік був проведений статистичний аналіз, а, отже, знайдені числові характеристики, побудовані гістограми для кожного ряду гармонік та графіки логарифмів числових характеристик. Кожна гармоніка - це індикатор стану певних процесів, що відбуваються у живому організмі. Але, зважаючи на те, що ФПГ-сигнал є випадковим по своїй природі, то, очевидно, недостатньо досліджувати тільки окремі його реалізації.

Таким чином, аналіз літератури, присвяченої методам аналізу ФПГ-сигналів і виділенню із них інформативних ознак, показує, що відомі методи мають низку недоліків.

Отже, на сьогодні, у даній області медичної діагностики існує низка проблем, пов'язаних із автоматизованим аналізом ФПГ. Таким чином, закономірним є висновок про необхідність застосування ефективних методів обробки досліджуваних процесів (в плані підвищення достовірності діагностики), що потребує детального і повного вивчення їх властивостей.

2 ОРТОГОНАЛЬНІ РОЗКЛАДИ ЯК МЕТОДИ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ІНФОРМАТИВНИХ ОЗНАК ДОСЛІДЖУВАНОВОГО СИГНАЛУ

2.1. Аналіз біофізичних особливостей виникнення сигналу, породженого взаємодією світло-біотканина

При підході до розв'язання задач діагностики за світловим сигналом доцільно дослідити сам фізичний процес творення такого сигналу.

При дослідженні живих організмів *in vivo* додаткові труднощі при отриманні об'єктивних даних пов'язані із протіканням процесів життєдіяльності у самому організмі. Для того, щоб розглянути динаміку взаємодії випромінювання (поток променевої енергії) з тканинами тіла, слід враховувати розміри, щільність розміщення і форму еритроцитів, які мають розміри набагато більші довжини хвилі випромінювання, на поверхні яких (еритроцитів) в основному відбувається розсіювання випромінювання; еритроцити знаходяться у кровоносних судинах приблизно круглого перерізу, тому по-різному орієнтовані по відношенню до падаючого світлового потоку; необхідно ще враховувати їх рух, зміну коефіцієнта заломлення світла як всередині самої структури елементів крові, так і коефіцієнт заломлення різних структур тканини і цілий ряд інших факторів.

При розгляді процесів поширення потоку електромагнітного випромінювання інфрачервоного діапазону спектру через біологічні об'єкти зазвичай приймають цілий ряд припущень, які лише наближено описують ці процеси (структуру об'єкта вважають однорідною з деякими усередненими оптичними характеристиками, розподіл еритроцитів у тканинах рівномірним, форма еритроцитів приймається за круглу, потік - неполяризованим, монохроматичним або як такий, що має достатньо вузький спектральний склад).

Внаслідок ритмічної діяльності серця синхронно змінюється ступінь

кровонаповнення судин, а, отже, і об'єм тканин. Об'ємні зміни тканин при проходженні кожної пульсової хвилі у свою чергу змінюють їх фізичні властивості, у тому числі, наприклад, оптичну густину - світлопроникність і світловідбивання.

Після проходження через досліджувані тканини інтенсивність світла знижується. Інтенсивність світла, відбитого або розсіяного досліджуваною тканиною, залежить від кількості крові, що міститься у ній. Ще одним доказом того, що ФПГ реєструє лише зміни вмісту крові (розсіювання світла відбувається в основному за рахунок відбивання його від поверхні еритроцитів) є те, що коефіцієнт поглинання кров'ю ІЧ-світла значно вищий, ніж тканиною [51]. Оскільки товщина тканин, а також товщина шару крові у венозних судинах в області просвічування залишається постійною, то зміни інтенсивності обумовлені зміною об'єму артеріальної крові. Пульсація артеріальної крові, змінюючи об'єм об'єкту, веде до додаткового послаблення інтенсивності світла. Тобто загальне поглинання включає складові поглинання венозної і артеріальної крові, прилягаючих тканин і додаткового об'єму пульсової артеріальної хвилі (див. рис.2.1). Тільки останній дає зміни (інтенсивності відбитого чи проходячого світла) в поглинанні світла. Ці зміни реєструються у вигляді кривої – фотоплетизмограми (ФПГ), оберненої зміні об'єму досліджуваної ділянки (інтенсивність відбитого ІЧ-світла росте, коли пульсова хвиля падає).

Отже, випромінювання, відбите від біотканини, містить дві складові: сталу і змінну. Як уже вказувалось, наявність змінної складової обумовлена в основному пульсаціями артеріальної крові в судинах. Саме змінна складова є для нас інформативною. Оскільки величина тієї складової інтенсивності світла, відбитого або розсіяного досліджуваною тканиною, яку необхідно зареєструвати та дослідити, залежить від кількості та складу крові, що міститься у ній [4], то вона визначається величиною саме тієї інтенсивності світла, яке розсіялось за рахунок відбивання від еритроцитів, тобто визначається вмістом та властивостями еритроцитів.

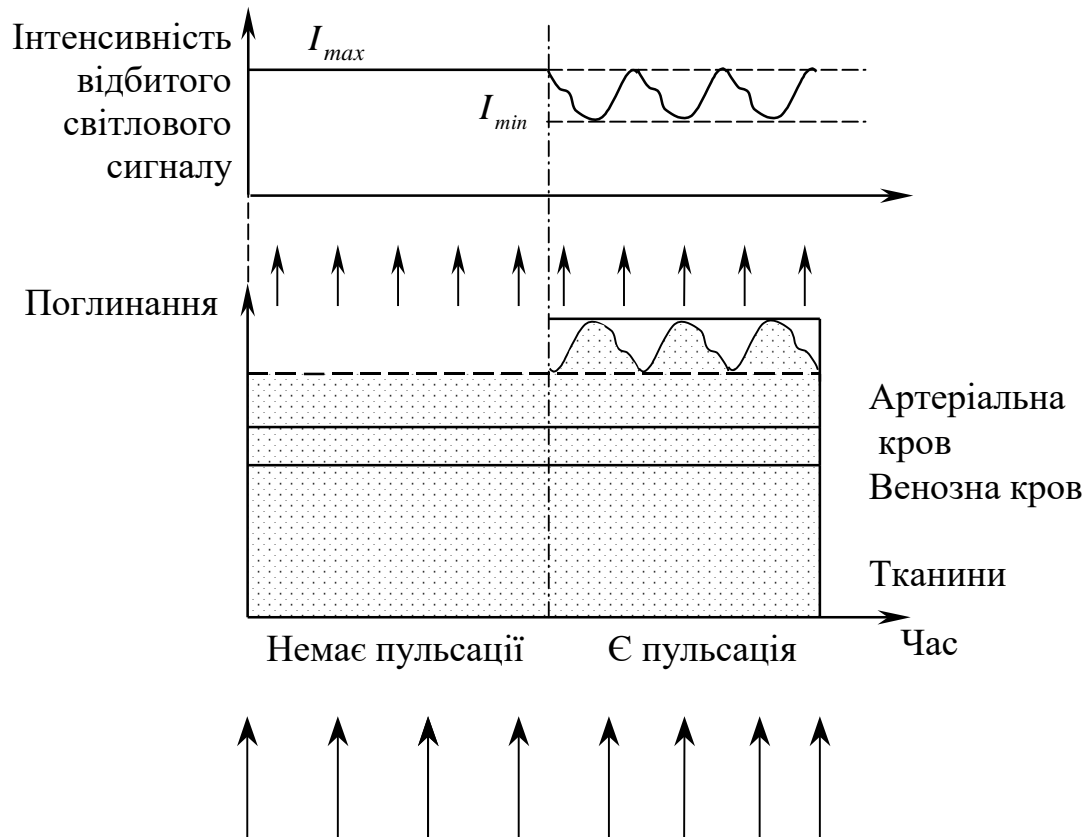


Рисунок 2.1 - Зміна інтенсивності світла, в залежності від наявності чи відсутності пульсації

Кількість еритроцитів у світловому пучку суттєво впливає на питоме світлопоглинання крові і випадково змінюється з часом, причому змінюється ритмічно, що обумовлено періодичними скороченнями серця.

Розглянемо теоретичні аспекти поширення випромінювання у біотканині. На рис. 2.2, схематично зображено взаємодію випромінювання з досліджуваною біотканиною (кров'ю).

Кров розглядатимемо як випадково-неоднорідне розсіююче і поглинаюче середовище, яке містить частинки - еритроцити, розміщені випадковим чином. Тобто кров можна розглядати як сукупність випадково розміщених точкових джерел, а випромінювання, яке у ній розповсюджується, як потік енергії, тобто всі ефекти, пов'язані з хвильовою природою світла (дифракція, інтерференція, поляризація), не беруться до уваги.

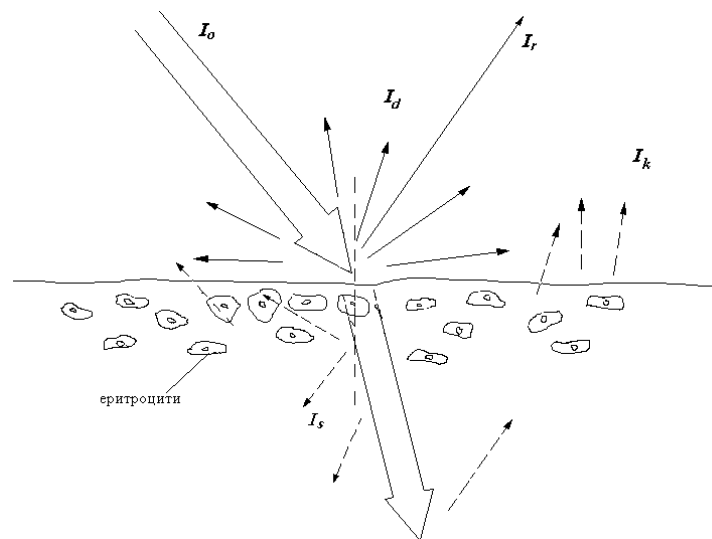


Рисунок 2.2 - Схема взаємодії випромінювання з біотканиною

Пучок світла, інтенсивності I_0 , який падає на тканину, частково одразу ж відбивається від її поверхні, причому відбите світло можна розділити на дві компоненти інтенсивності: регулярну I_r і дифузійну I_d . Решта випромінювання, яке проникло всередину біотканини, проходить через розсіюючий об'єм, в якому містяться розсіюючі елементи - еритроцити, частково поглинається і розсіюється у ній (I_s - інтенсивність розсіяного світла). Частина розсіяного світла інтенсивності I_k , яке не поглинулось за час поширення у тканині, проходить через її поверхню у напрямі, який зворотний до напрямку початкового пучка I_0 . Таким чином, у загальному випадку, інтенсивність світла, що реєструється, має три компоненти: I_r , I_d і I_k (див. рис. 2.2). Очевидно, лише третя компонента містить корисну інформацію, однак при вимірюванні потрібно враховувати і дві інші.

Тільки компонента I_k розсіяна у глибині тканини, тому вона промодульована характеристиками кровонаповнення. Компоненти I_r та I_d відбитого світла характеризують поверхню тканини (I_r - характеризує її блиск, I_d - обумовлена її характером (пори, волосяний покрив і т.д.)).

2.2 Специфіка світлового сигналу як об'єкту дослідження

Процеси, що протікають у біосистемах, мають певну повторюваність у часі своїх властивостей. При цьому така повторюваність характеризується відсутністю у їх реалізаціях строгої функціональної періодичності, але є циклічною з фізичної точки зору (див. означення циклічності далі), а тому може бути описана періодичними параметрами.

Фотоплетизмограма (ФПГ) є випадковим (що впливає з фізичної природи породження сигналу) нестационарним процесом, для якого характерна певна повторюваність у часі його характеристик (рис.2.3).

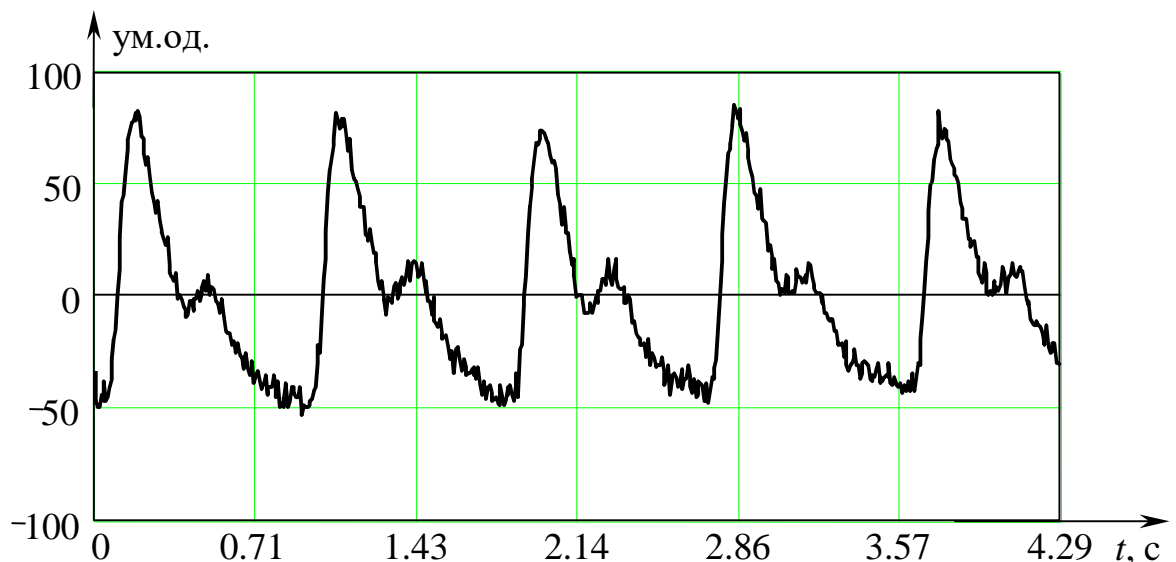


Рисунок 2.3 - Реалізація світлового біосигналу (фотоплетизмограми)

Передусім зауважимо, що процеси, яким властива повторюваність у часі їх властивостей, класифікують згідно [52 - 60], поділяючи їх на періодичні, циклічні та ритмічні. А саме.

Періодичні детерміновані процеси (математичне поняття) - ті, значення яких точно повторюються через період, тобто періодичною є детермінована функція $f(t), t \in (-\infty; \infty)$, для якої існує найменше число $T > 0$, яке називається періодом цієї функції таке, що $f(t) = f(t+T)$. ФПГ, яка є випадковим процесом, не є періодичною у зазначеному вище розумінні, тобто не існує такого проміжку

часу T , через який значення ФПГ точно б повторювались.

Періодичні випадкові процеси - ті, ймовірнісні характеристики яких повторюються у часі (ті, у яких періодичними є скінченновимірні функції розподілу). До них відносять процеси з періодичними кореляційними функціями а також процеси, періодичні за Слуцьким.

Циклічні детерміновані процеси (фізичне поняття, яке означає повторюваність певних властивостей процесу через проміжок часу T , при цьому значення циклічного процесу не обов'язково точно повторюються через цей проміжок часу. Можна сказати, що детермінований і випадковий періодичні процеси також є циклічними, коли вони є моделями циклічного фізичного явища.

Приклади циклічних процесів: затухаючий коливний процес у резонансному контурі, добові процеси, сезонні процеси у природі.

Очевидно, що процес серцевих скорочень, а також ФПГ, викликана цими скороченнями, носить циклічний характер.

Для циклічного процесу також можна ввести поняття періоду циклічного процесу, який буде являти собою проміжок часу, через який властивості циклічного процесу повторюються. Ще раз підкреслимо, що не обов'язково значення циклічного процесу, взяті через період, є сталими.

Ритмічний процес (також фізичне поняття) - це циклічний процес, викликаний чи зв'язаний з якимось іншим циклічним процесом, по відношенню до якого він намагається повторити його закономірності, тобто відбувається "у ритмі" з ним.

Неважко зробити висновок, що ФПГ є ритмічним процесом, викликаним циклічною роботою серця.

Серед ритмічних процесів, аналогічно циклічним, можна виділити підкласи детермінованих періодичних та випадкових періодичних.

Світлові сигнали, породжені ритмічними змінами пульсового кровонаповнення, ведуть себе як періодичні випадкові процеси. Це означає, що строгої повторюваності реалізацій сигналів не спостерігається, тобто окремі

реалізації не можна вважати детермінованими періодичними функціями. В той же час періодичними є ймовірнісні характеристики цих сигналів. Важливо, що ці результати використовуються в теорії статистичного оцінювання, оскільки дозволяють здійснювати статистичну обробку стохастично періодичних світлових сигналів, породжених ритмічними змінами пульсового кровонаповнення з використанням тільки однієї реалізації. При цьому можуть бути отримані оцінки математичного сподівання, дисперсії, кореляційної функції, вищих змішаних періодичних моментних функцій (початкових і центральних), та апріорно вивчені ергодичні властивості таких оцінок.

2.3 Ортогональні розклади детермінованих функцій

Ортогональні розклади здійснюються в рамках певних функціональних просторів. При означенні функціональних просторів використовуються поняття теорії множин. Сам функціональний простір вводиться як абстрактна множина X , на елементах якої визначена деяка функція. В даній роботі використовуються наступні типи функціональних просторів.

По-перше, ми використовуємо метричні простори. Метричним простором називається абстрактна множина X , для будь-яких елементів x та y якої визначена функція $\rho(x, y)$, що називається відстанню і задовольняє умови невід'ємності ($\rho(x, y) \geq 0$, причому $\rho(x, y) = 0$ тоді і тільки тоді, коли $x = y$), симетрії ($\rho(x, y) = \rho(y, x)$), нерівності трикутника ($\rho(x, z) \leq \rho(x, y) + \rho(y, z)$, $x, y, z \in X$).

Якщо на елементах метричного простору ввести лінійні операції, отримаємо новий клас – лінійні (або векторні) метричні простори. Як лінійні операції вводять додавання та множення на число. Ці операції повинні задовольняти умови комутативності, асоціативності, дистрибутивності, існування нульового, одиничного, протилежного елемента.

Елементи лінійного простору (вектори) x_1, x_2, \dots, x_n називаються лінійно

залежними, якщо хоча б один з них є лінійною комбінацією інших:

$$x_k = \sum_{\substack{i=1 \\ i \neq k}}^n \alpha_i x_i, \text{ де } \alpha_i, i = \overline{1, n} - \text{деякі числові константи.}$$

Вектори x_1, x_2, \dots, x_n називаються лінійно незалежними, якщо жоден з них не може бути поданий у вигляді лінійної комбінації інших. При цьому

$$\text{рівність } \sum_{i=1}^n \alpha_i x_i = 0 \text{ виконується тоді і тільки тоді, коли всі } \alpha_i = 0.$$

Лінійний простір називається нормованим, якщо для кожного його елемента $x \in X$ введена функція – норма $\|x\|$, що задовольняє умовам: $\|x\| \geq 0$, причому, $\|x\| = 0$ тоді і тільки тоді, коли $x = 0$; $\|\lambda x\| = |\lambda| \|x\|$, де λ - числова константа; $\|x + y\| \leq \|x\| + \|y\|$.

Будь-який нормований простір є метричним, коли у ньому віддаль задано як $\rho(x, y) = \|x - y\|$.

Одним з можливих способів введення норми в лінійному просторі є задання скалярного добутку. При цьому, отримуємо, так званий, гільбертів простір. А саме, нескінченновимірний, в загальному випадку комплексний, лінійний простір H називається гільбертовим, якщо кожній парі $x, y \in H$ поставлено у відповідність комплексне число (x, y) , що називається скалярним добутком і яке задовольняє наступні умови: $(x, x) \geq 0$, причому $(x, x) = 0$ тоді і тільки тоді, коли $x = 0$; $(x, y) = \overline{(y, x)}$; $(x_1 + x_2, y) = (x_1, y) + (x_2, y)$, $x_1, x_2, y \in H$; $(\lambda x, y) = \lambda(x, y)$. Будемо розглядати також тільки такі гільбертові простори, в яких існує зліченна всюди щільна множина лінійно незалежних елементів. Такі простори називаються сепарабельними.

Будь-який гільбертів простір є нормованим, причому норма в ньому задається як $\|x\| = \sqrt{(x, x)}$, і метричним, причому $\rho(x, y) = \|x - y\|$.

У гільбертовому просторі можна визначити ортогональність елементів. Ненульові елементи x та y називаються ортогональними, якщо $(x, y) = 0$.

Характерно, що якщо елементи ортогональні, то вони і лінійно незалежні, але не навпаки. Дуже важливим є те, що будь-яку лінійно незалежну систему можна ортогоналізувати.

Ортогональна система (множина) $Y \subset H$ буде повною, коли $\forall x \in H \setminus Y, y \in Y$ має місце $(x, y) \neq 0$. Повна ортогональна система називається ортогональним базисом, а якщо її елементи ще й нормовані, то ортонормованим базисом.

Коли задано ортонормований базис $\{e_k\}_{k=0}^{\infty}$ простору H ($(e_k, e_n) = \delta_{kn}$, де $\delta_{kn} = \begin{cases} 1, & \text{при } k = n, \\ 0, & \text{при } k \neq n. \end{cases}$ - символ Кронекера, $k, n = \overline{0, \infty}$), то будь-який елемент

$x \in H$ можна зобразити у вигляді узагальненого ряду Фур'є за цим базисом:

$$x = \sum_{k=0}^{\infty} c_k e_k, \quad (2.1)$$

де $c_k = (x, e_k)$ - узагальнений коефіцієнт Фур'є.

Збіжність ряду (2.1) є збіжністю в середньому (або сильною збіжністю чи збіжністю за нормою простору H), тобто $\lim_{n \rightarrow \infty} \left\| x - \sum_{k=0}^n c_k e_k \right\| = 0$.

Розглянутий вище гільбертів простір H ще називають абстрактним гільбертовим простором, елементи якого мають довільну природу. Однак, для вирішення конкретних завдань необхідно, щоб елементи використовуваного функціонального простору мали певний конкретний зміст. У зв'язку з цим при різних застосуваннях вводять гільбертові простори детермінованих функцій, випадкових величин, випадкових процесів та ін. Тому розглянемо далі кілька реалізацій абстрактного гільбертового простору, які необхідні нам для побудови ортогональних розкладів досліджуваних сигналів.

Спочатку розглянемо простір l_2 - нескінченновимірний гільбертів простір детермінованих функцій дискретного аргументу. Множиною X в даному випадку є множина послідовностей чисел $x_1 = (x_{10}, x_{11}, \dots, x_{1n}, \dots)$, $x_2 = (x_{20}, x_{21}, \dots, x_{2n}, \dots)$, ..., $x_s = (x_{s0}, x_{s1}, \dots, x_{sn}, \dots)$, ..., які задовольняють

умові $\sum_{n=0}^{\infty} |x_{sn}|^2 < \infty$. Скалярний добуток, норма та відстань в l_2 визначаються

відповідно за формулами:

$$(x_1, x_2) = \sum_{n=0}^{\infty} x_{1n} \overline{x_{2n}}, \quad \|x_s\| = \sqrt{\sum_{n=0}^{\infty} |x_{sn}|^2}, \quad \rho(x_1, x_2) = \sqrt{\sum_{n=0}^{\infty} |x_{1n} - x_{2n}|^2}. \quad (2.2)$$

Узагальнений ряд Фур'є за ортонормованим базисом $\{e_k = (e_{k1}, e_{k2}, \dots, e_{kn}, \dots)\}_{k=0}^{\infty}$ в l_2 має вигляд:

$$x_s = \sum_{k=0}^{\infty} c_{sk} e_k, \quad (2.3)$$

$$\text{де } c_{sk} = (x_s, e_k) = \sum_{n=0}^{\infty} x_{sn} \overline{e_{kn}}.$$

Важливе значення має скінченновимірний підпростір в l_2 , відомий як евклідов N -вимірний простір R^N . Скалярний добуток, норма та відстань в R^N , а також узагальнені ряди Фур'є вводяться аналогічно до (2.2), (2.3) із заміною підсумовування в нескінченних межах сумуванням по $n, k = \overline{0, N}$.

Нам необхідно також розглянути простір $L_2(T)$ - гільбертів простір детермінованих функцій неперервного аргументу. Множина X тут складається з функцій $x(t), t \in T$ з інтегровним квадратом: $\int_T |x(t)|^2 dt < \infty$. Скалярний

добуток, норма та відстань в $L_2(T)$ визначаються наступним чином:

$$(x(t), y(t)) = \int_T x(t) \overline{y(t)} dt, \quad \|x(t)\| = \sqrt{\int_T |x(t)|^2 dt}, \quad \rho(x(t), y(t)) = \sqrt{\int_T |x(t) - y(t)|^2 dt}. \quad (2.4)$$

Узагальнений ряд Фур'є за ортонормованим базисом $\{e_k(t)\}_{k=0}^{\infty}$ в $L_2(T)$

має вигляд:

$$x(t) = \sum_{k=0}^{\infty} c_k e_k(t), \quad (2.5)$$

$$\text{де } c_k = (x(t), e_k(t)) = \int_T x(t) \overline{e_k(t)} dt.$$

2.4 Ортогональні розклади випадкових процесів

Як відомо, випадковий процес $\xi(\omega, t)$, $\omega \in \Omega$, $t \in T$ можна розглядати як абстрактну функцію, задану на T зі значеннями у просторі випадкових величин. З іншого боку цей процес можна розглядати як абстрактну функцію, задану на множині елементарних подій Ω зі значеннями в функціональному просторі дійсних функцій. Розглянемо абстрактний гільбертів простір H , причому елементи його мають довільну природу. Такими елементами можуть бути які завгодно відображення. Тому при відповідних обмеженнях можна ввести функціональні простори випадкових процесів, елементами яких є вищезгадані відображення. Для випадкового процесу зі скінченною енергією

$E = \mathbf{M} \left[\int_T |\xi(\omega, t)|^2 dt \right] < \infty$ як такий простір вводять гільбертів простір над гільбертовим простором $L_2(\Omega, L_2(T))$. Скалярний добуток, норма та відстань в $L_2(\Omega, L_2(T))$ вводяться так:

$$(\xi, \eta) = \mathbf{M} \left[\int_T \xi(\omega, t) \overline{\eta(\omega, t)} dt \right], \|\xi\| = \sqrt{\mathbf{M} \left[\int_T |\xi(\omega, t)|^2 dt \right]}, \rho(\xi, \eta) = \sqrt{\mathbf{M} \left[\int_T |\xi(\omega, t) - \eta(\omega, t)|^2 dt \right]}. \quad (2.6)$$

Якщо випадкова послідовність $\xi_n(\omega)$, $n = 0, 1, 2, \dots$ має скінченну енергію

$E = \mathbf{M} \left[\sum_{n=0}^{\infty} |\xi_n(\omega)|^2 \right] < \infty$, то ця послідовність є елементом гільбертового простору над гільбертовим простором $L_2(\Omega, l_2)$, скалярний добуток, норма та відстань в якому вводяться таким чином:

$$(\xi, \eta) = \mathbf{M} \left[\sum_{n=0}^{\infty} \xi_n(\omega) \overline{\eta_n(\omega)} \right], \|\xi\| = \sqrt{\mathbf{M} \left[\sum_{n=0}^{\infty} |\xi_n(\omega)|^2 \right]}, \rho(\xi, \eta) = \sqrt{\mathbf{M} \left[\sum_{n=0}^{\infty} |\xi_n(\omega) - \eta_n(\omega)|^2 \right]} \quad (2.7)$$

У випадку, коли випадкова послідовність $\xi_n(\omega)$ визначена на $n \in \overline{0, N}$ і має скінченну енергію $E = \mathbf{M} \left[\sum_{n=0}^{N-1} |\xi_n(\omega)|^2 \right] < \infty$, то ця послідовність є елементом гільбертового простору над евклідовим простором $L_2(\Omega, R^N)$, скалярний добуток, норма та відстань у якому формально визначаються аналогічно до (2.7) із заміною підсумовування в нескінченних межах сумуванням по $n = \overline{0, N-1}$.

Використовуючи апарат розглянутих вище гільбертових просторів над гільбертовими просторами можна будувати корисні для практичних застосувань ортогональні розклади випадкових процесів у вигляді рядів, що збігаються за нормою відповідного простору.

А саме, якщо випадковий процес $\xi(\omega, t)$, $t \in T$ належить гільбертовому простору над гільбертовим простором $L_2(\Omega, L_2(T))$, то його можна розкласти в ортогональний ряд:

$$\xi(\omega, t) = \sum_{k=0}^{\infty} C_k(\omega) \varphi_k(t), \quad (2.8)$$

де $\varphi_k(t)$, $k = \overline{0, \infty}$ - ортонормований базис в $L_2(T)$, $C_k(\omega) = \int_T \xi(\omega, t) \overline{\varphi_k(t)} dt$,

який збігається за нормою простору $L_2(\Omega, L_2(T))$.

Складові розкладу (2.8) є ортогональними за рахунок ортогональності координатних функцій $\{\varphi_k(t)\}_{k=0}^{\infty}$. Коефіцієнти $\{C_k(\omega)\}_{k=0}^{\infty}$ в загальному випадку є корельованими.

Відомо, що енергія випадкового процесу в $L_2(\Omega, L_2(T))$ рівна сумі енергій складових розкладу (2.8):

$$E = \sum_{k=0}^{\infty} \mathbf{M} \left[|C_k(\omega)|^2 \right] \quad (2.9)$$

Тобто, для випадкового процесу виконується принцип адитивного розподілу енергії між складовими розкладу (2.8).

У зв'язку з цим є сенс досліджувати розподіл енергії E за складовими відповідних ортогональних розкладів. Для дослідження розподілу енергії випадкового процесу $\xi(\omega, t)$ за складовими розкладу (2.8) вводять енергетичний спектр випадкового процесу відносно ортонормованого базису $\{\varphi_k(t)\}_{k=0}^{\infty}$ у вигляді функції $G(k) = \mathbf{M} \left[|C_k(\omega)|^2 \right]$, $k = \overline{0, \infty}$.

Для випадкової послідовності $\xi_n(\omega)$, $n = 0, 1, 2, \dots$, що є елементом гільбертового простору над гільбертовим простором $L_2(\Omega, l_2)$ відповідний ортогональний ряд має вигляд:

$$\xi_n(\omega) = \sum_{k=0}^{\infty} C_k(\omega) \varphi_k(n), \quad (2.10)$$

де $C_k(\omega) = \sum_{n=0}^{\infty} \xi_n(\omega) \overline{\varphi_k(n)}$, $\varphi_k(n)$, $k, n = \overline{0, \infty}$ - ортонормований базис в l_2 , який збігається за нормою простору $L_2(\Omega, l_2)$.

Для розкладу (2.10) справедливим є співвідношення (2.9). Енергетичний спектр випадкової послідовності вводиться аналогічно розглянутому вище.

Вираз для ортогонального розкладу випадкової послідовності

$\xi_n(\omega) \in L_2(\Omega, R^n)$, $n \in [0, N-1]$, а також рівність, аналогічна (2.9), та області визначення відповідних енергетичних спектрів формально отримуються з аналогічних співвідношень для послідовності $\xi_n(\omega) \in L_2(\Omega, l_2)$, $n \in [0, \infty)$ лише заміною $n, k \in [0, \infty)$ на $n, k \in [0, N-1]$.

Про переваги того чи іншого базису при розв'язуванні прикладних задач говорять, коли виникає необхідність порівнювати скінченновимірні зображення випадкового процесу:

$$\xi_L(\omega, t) = \sum_{k=0}^{L-1} C_k(\omega) \varphi_k(t), \quad (2.11)$$

У цьому ж розумінні можна ставити задачу знаходження оптимального базису, причому критерії оптимальності можуть бути різні. Розглянемо деякі з них.

Одним із найбільш поширених критеріїв оптимальності є апроксимаційний критерій. Так, можна сформулювати наступну задачу: знайти ортогональне зображення, яке буде найменше відрізнятися від заданого випадкового процесу у середньоквадратичному розумінні.

3 ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛІЗУ СВІТЛОВИХ БІОСИГНАЛІВ МЕТОДОМ ОРТОГОНАЛЬНИХ РОЗКЛАДІВ

3.1 Структурна схема та технічні характеристики інформаційної автоматизованої системи

На основі результатів попередніх розділів розроблено інформаційно-вимірювальну систему для визначення стану судин за фотоплетизмограмою, структурну схему якої наведено на рис. 3.1. Розглянемо призначення функціональних блоків системи та їх основні технічні характеристики.

Блок випромінювання повинен забезпечувати стабільний світловий потік з можливістю регулювання інтенсивності. Як джерело випромінювання найдоцільніше використовувати світлодіоди, які забезпечують високий коефіцієнт корисної дії і можливість випромінювання монохроматичних світлових променів низької інтенсивності.

Спектральний склад випромінювання визначається типом використаного світлодіоду, тому у системі передбачена можливість їх заміни. Згідно розділу 1 для вирішення поставленої задачі доцільно використати ІЧ-діапазон.

Для забезпечення стабільного світлового потоку необхідно стабілізувати струм, який проходить через світлодіод. При цьому регулювання інтенсивності доцільно здійснювати шляхом зміни струму. Тому БВ повинен мати в своєму складі регульований стабілізатор струму. Для зменшення рівня завад необхідно стабілізатор струму живити від автономного джерела, не зв'язаного з мережею живлення. Структурна схема БВ представлена на рис. 3.2.

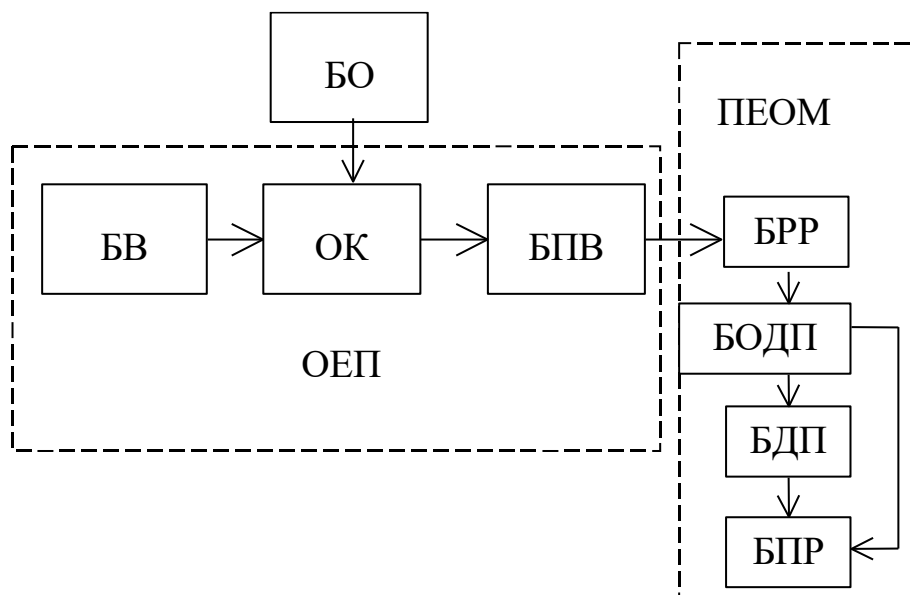


Рисунок 3.1 - Структурна схема системи для визначення стану за світловим сигналом

БО - біологічний об'єкт;

ОЕП - оптоелектронний перетворювач:

БВ - блок випромінювання;

ОК - оптичний канал;

БПВ - блок прийому випромінювання;

ПЕОМ - персональна електронно-обчислювальна машина:

БРР - блок реєстрації реалізацій;

БОДП - блок оцінки діагностичних параметрів;

БДП - блок формування діагностичних просторів;

БПР - блок прийняття рішення.

У розробленій системі як джерело випромінювання використовується світлодіод типу АЛ107Б, струм якого може регулюватися в діапазоні 1...30 мА з дискретністю 1мА.

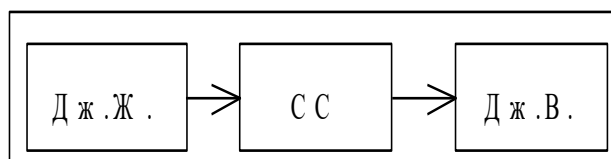


Рисунок 3.2 - Структурна схема блоку випромінювання (Дж.Ж. - джерело живлення; СС - стабілізатор струму; Дж.В. - джерело випромінювання)

БВ має такі характеристики:

- напруга джерела живлення 6...9 В;
- споживаний струм 1...30 мА;
- потужність випромінювання при струмі 10мА -1мВт;
- довжина хвилі спектрального максимуму випромінювання - 0,94...0,96 мкм;
- ширина спектру випромінювання по рівню 0,5...0,03 мкм;
- похибка задання струму світлодіода не більше 0,2%.

Оптичний канал повинен забезпечити:

- 1) чітке розділення падаючого на біооб'єкт променя і відбитого (недопустимим є безпосереднє попадання світлового потоку блоку випромінювання на фотоприймач);
- 2) мінімальний механічний вплив на біооб'єкт;
- 3) мінімальний рівень завад для приймача випромінювання.

Конструкція ОК вибрана в результаті опрацювання літератури і експериментальних досліджень на основі критерію: забезпечення максимуму відбитого сигналу і подавлення завад. Джерело випромінювання і приймач розміщені в окремих каналах; кут між оптичними осями світло- і фотодіодів - 45 град.

Блок прийому випромінювання повинен забезпечувати високу чутливість та лінійність при достатній швидкодії. Найкраще ці параметри поєднують у собі фотодіоди при роботі в режимі короткого замикання. Вони забезпечують чутливість до 10^{-12} Л [17] під час роботи в фотогальванічному режимі при короткому замиканні на виході. Одночасно забезпечується висока лінійність (похибка нелінійності менше 1%) та швидкодія (час перехідного процесу 10^{-7} ... 10^{-6} с).

Режим короткого замикання фотодіоду може бути забезпечений підключенням його до входу прецизійного перетворювача струм-напруга на операційному підсилювачі. Перетворювач забезпечує вихідний сигнал 100 мВ-1В. Така амплітуда сигналу є достатньою для передачі по каналу зв'язку.

Блок приймача випромінювання виконаний на кремнієвому фотодіоді ФД256, спектральна характеристика якого відповідає вибраному світлодіоду з блоку випромінювання, він забезпечує високу чутливість (0,6 А/Вт) при малому рівні шумового струму (5нА).

Перетворювач струм-напруга виконаний на базі прецизійних операційних підсилювачів типу ОР177G. Їх вхідний струм не перевищує 2нА, напруга зміщення -25мкВ. Рівень шумів по напрузі операційного підсилювача не перевищує 1мкВ, а по струму 0,15 нА. Це забезпечує чутливість по світловому потоку 2,5...3 нВт.

При нормальній роботі максимальний світловий потік, який попадає на фотодіод, складає 10...50 мкВт в залежності від параметрів біооб'єкту. При цьому вихідний струм фотодіода ФД256 складає 6...30 мкА.

БРР повинен забезпечити підсилення сигналу до рівня, необхідного для роботи АЦП, оцифрування сигналу та інтерфейс з ПК. Періодичність зміни світлових сигналів визначається роботою серця (близько 1Гц), однак, дослідження особливостей форми ФПГ-сигналів вимагають суттєво ширшої смуги пропускання. Тому мінімальний час перетворення для АЦП вибраний 150 мкс.

Діапазон змін світлових сигналів при дослідженні може бути великим, тому на вході БРР повинен бути використаний попередній підсилювач з коефіцієнтом підсилення, який може встановлюватись програмно. Поєднання перемикачів коефіцієнту перетворення перетворювача струм-напруга і програмне встановлення коефіцієнту підсилення попереднього підсилювача дозволяє використати повний динамічний діапазон АЦП при взаємодії з різними типами світлодіодів та фотодіодів, струмами через світлодіоди та біологічними об'єктами з різними фізіологічними особливостями.

На вході АЦП ввімкнено попередній підсилювач (на ОП 140УД14), який дозволяє програмувати вибір коефіцієнту підсилення.

Програмним забезпеченням ПК встановлюється коефіцієнт підсилення, виходячи з умови використання всіх 12 розрядів АЦП при

перетворенні сигналу під час проведення конкретного дослідження.

Програмне забезпечення БРР включає спеціалізований драйвер, який виконує наступні функції:

1. попередній аналіз вхідного сигналу і вибір коефіцієнту підсилення попереднього підсилювача;
2. рівномірний запуск АЦП з заданою частотою і розміщення результату перетворення в ОЗП;
3. формування (після виконання заданого числа перетворень) файлу результату і запису його на жорсткий диск.

Таким чином, аналіз результатів експерименту здійснюється не в реальному масштабі часу, що дозволяє використовувати складні алгоритми обробки та проводити аналіз по різних параметрах.

Блоки БОДП, БДП та БПР призначені для здійснення статистичного підходу до діагностики і усі вони реалізовані засобами ЕОМ у вигляді пакету прикладних програм.

3.2 Ідентифікація та оцінювання діагностичних ознак

Згідно [18] кількість еритроцитів в 1 мм^3 становить $5 \cdot 10^6$. Максимальна швидкість кровотоку становить 6 см/с, тому, можемо вважати розподіл фотоплетизмограми нормальним.

Оскільки процес $\xi(t)$ має нормальний розподіл, тому він повністю характеризується своїм математичним сподіванням та кореляційною функцією. Тому, очевидно, діагностичні параметри слід вибирати та оцінювати на основі аналізу цих характеристик. Дана задача була розв'язана наступним чином.

3.2.1 Оцінювання коефіцієнтів ортогонального розкладу математичного сподівання світлового сигналу

Розглянемо вектор $\Xi = (\xi_0, \dots, \xi_i, \dots, \xi_{n-1})$, елементи якого отримані в результаті рівномірної дискретизації процесу $\xi(t)$. Нехай $\mathbf{A} = (a_0, \dots, a_i, \dots, a_{n-1})$,

$a_i = \mathbf{M}[\xi_i]$, $i = \overline{0, n-1}$ - математичне сподівання цього вектора, а \mathbf{R} - його кореляційна матриця, елементи якої мають вигляд:

$$R_{ij} = \mathbf{M}[(\xi_i - a_i)(\xi_j - a_j)], \quad i, j = \overline{0, n-1}.$$

Представимо вектор \mathbf{A} у вигляді розкладу за деяким ортонормованим базисом $\{\varphi_k(i), i, k = \overline{0, n-1}\}$, тобто

$$a_i = \sum_{k=0}^{n-1} C_k \varphi_k(i), \quad (3.1)$$

де $C_k = \sum_{i=0}^{n-1} a_i \overline{\varphi_k(i)}$, $k = \overline{0, n-1}$ - коефіцієнти розкладу.

Статистичні оцінки коефіцієнтів C_k можна знайти наступним чином. Нехай

$\Xi_l = (\xi_{l0}, \xi_{l1}, \xi_{l2}, \dots, \xi_{l, n-1})$, $l = \overline{1, L}$, - вибірка незалежних векторів, однаково розподілених з Ξ . Тоді вектор

$$\overline{\Xi} = (\overline{\xi}_0, \dots, \overline{\xi}_i, \dots, \overline{\xi}_{n-1}), \quad \text{де } \overline{\xi}_i = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \xi_{li}, \quad i = \overline{0, n-1}, \quad (3.2)$$

є статистичною оцінкою вектора \mathbf{A} , а

$$\hat{C}_k = \sum_{i=0}^{n-1} \overline{\xi}_i \overline{\varphi_k(i)}, \quad k = \overline{0, n-1}, \quad (3.3)$$

- статистичні оцінки коефіцієнтів C_k ортогонального розкладу (3.1).

Для здійснення ортогональних розкладів ФПГ використовувались класичні ортонормовані базиси функцій Уолша-Адамара, Уолша-Пелі, Уолша та базис дискретних експоненціальних функцій (ДЕФ).

3.2.2 Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Фур'є

Для можливості практичного застосування дискретних перетворень необхідно задавати якийсь конкретний ортогональний базис.

Ортогональним базисом n -вимірному простору є n -множина векторів. Але на практиці не буде зручно задавати для кожного вектора із базисної системи кожен його координату окремо. По-перше, це неефективно при використанні векторів великої розмірності. По-друге, побудова ортогонального базису таким способом є досить таки складним завданням. І, по-третє, для практичних застосувань інколи важливо, щоб векторам із базисної системи можна було надати якого-небудь фізичного чи іншого змісту, в залежності від конкретного застосування.

Тому, зважаючи на те, що будь-яка послідовність чисел може розглядатися з однієї сторони як сукупність компонент деякого вектора, а з іншої сторони як функція дискретного аргументу (так само матрицю можна розглядати як функцію двох дискретних аргументів), вектори, що входять у базисну систему задають у вигляді функцій дискретного аргументу, які можна представити у вигляді певних аналітичних виразів і кожен елемент цих векторів обчислюється за певними формулами.

Введемо позначення: $w = e^{i\frac{2\pi}{N}}$, $w^{kn} = (w_k)^n$, $k, n = \overline{0, N-1}$. Побудуємо матрицю $\mathbf{W}_N = \|(w_k)^n\| = \|w^{kn}\|$, $k, n = \overline{0, N-1}$. Маємо:

$$\mathbf{W}_N = \begin{pmatrix} (w_0)^0 & (w_0)^1 & (w_0)^2 & \dots & (w_0)^{N-1} \\ (w_1)^0 & (w_1)^1 & (w_1)^2 & \dots & (w_1)^{N-1} \\ (w_2)^0 & (w_2)^1 & (w_2)^2 & \dots & (w_2)^{N-1} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ (w_{N-1})^0 & (w_{N-1})^1 & (w_{N-1})^2 & \dots & (w_{N-1})^{N-1} \end{pmatrix} =$$

$$\begin{aligned}
&= \begin{pmatrix} w^0 & w^0 & w^0 & w^0 & \dots & w^0 \\ w^0 & w^1 & w^2 & w^3 & \dots & w^{N-1} \\ w^0 & w^2 & w^4 & w^6 & \dots & w^{2(N-1)} \\ w^0 & w^3 & w^6 & w^9 & \dots & w^{3(N-1)} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ w^0 & w^{N-1} & w^{2(N-1)} & w^{3(N-1)} & \dots & w^{(N-1)^2} \end{pmatrix} = \\
&= \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & \dots & 1 \\ 1 & w^1 & w^2 & w^3 & \dots & w^{N-1} \\ 1 & w^2 & w^4 & w^6 & \dots & w^{2(N-1)} \\ 1 & w^3 & w^6 & w^9 & \dots & w^{3(N-1)} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & w^{N-1} & w^{2(N-1)} & w^{3(N-1)} & \dots & w^{(N-1)^2} \end{pmatrix}. \quad (3.4)
\end{aligned}$$

Для w^{kn} справедлива властивість: $w^{kn} = w^r$, де $r = (kn)(\text{mod } N)$ - остача від ділення kn на N , $0 \leq r < N$. Дійсно, можемо записати $kn = Nq + r$, де $q \in \mathbf{N}$ - неповна частка від ділення kn на N . Тому

$$w^{kn} = w^{Nq+r} = e^{i\frac{2\pi}{N}(Nq+r)} = e^{i2\pi q} e^{i\frac{2\pi}{N}r} = e^{i\frac{2\pi}{N}r} = w^r. \quad (3.5)$$

Приклад. Для $N = 4$ маємо:

$$\mathbf{W}_N = \begin{pmatrix} w^0 & w^0 & w^0 & w^0 \\ w^0 & w^1 & w^2 & w^3 \\ w^0 & w^2 & w^4 & w^6 \\ w^0 & w^3 & w^6 & w^9 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & w^1 & w^2 & w^3 \\ 1 & w^2 & w^0 & w^2 \\ 1 & w^3 & w^2 & w^1 \end{pmatrix}.$$

Матриця \mathbf{W}_N симетрична: $\mathbf{W}_N = \mathbf{W}_N^T$.

Має місце: $\mathbf{W}_N^* \mathbf{W}_N = N\mathbf{I}$, тому $\hat{\mathbf{W}}_N = \frac{1}{\sqrt{N}} \mathbf{W}_N$ - унітарна матриця, тобто

$$\hat{\mathbf{W}}_N^* \hat{\mathbf{W}}_N = \mathbf{I}.$$

Таким чином, якщо x - вектор-стовпець (в загальному випадку, з комплексними елементами), то $x = \frac{1}{N} \mathbf{W}_N^* \mathbf{W}_N x = \frac{1}{N} \mathbf{W}_N^* y$, де $y = \mathbf{W}_N x$.

Ортогональні перетворення $y = \mathbf{W}_N x$ та $x = \frac{1}{N} \mathbf{W}_N^* y$ називаються парою дискретних (скінченних) перетворень Фур'є (ДПФ).

У розгорнутому вигляді розглянуті вище матричні перетворення можна записати так:

$$x_t = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} e^{i\frac{2\pi}{N}kt} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i\frac{2\pi}{N}nk} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{i\frac{2\pi}{N}k(t-n)} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_n \sum_{k=0}^{N-1} e^{i\frac{2\pi}{N}k(t-n)},$$

$$t \in \overline{[0, N-1]}. \quad (3.6)$$

Останній вираз можна записати так:

$$x_t = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} y_k e^{-i\frac{2\pi}{N}kt}, \quad t \in \overline{[0, N-1]}, \quad (3.7)$$

$$\text{де } y_k = \sum_{t=0}^{N-1} x_t e^{i\frac{2\pi}{N}kt}, \quad k \in \overline{[0, N-1]}.$$

Рядки (чи стовпці) матриці \mathbf{W}_N називаються ще дискретними експоненціальними функціями (ДЕФ), які визначаються як

$$\text{def}(k, n) = e^{i\frac{2\pi}{N}kn} = \cos\left(\frac{2\pi}{N}kn\right) + i \sin\left(\frac{2\pi}{N}kn\right), \quad k, n \in \overline{[0, N-1]}. \quad (3.8)$$

Множина ДЕФ є ортогональним базисом в R^N . В (3.8) k - номер функції в базисі, а n - номер відліку самої функції. Норма кожної функції з цього базису рівна $\|\text{def}(k, n)\| = \sqrt{N}$, $\forall k$.

При парному N система ДЕФ складається з двох дійсних функцій

$def(0, n)$ та $def\left(\frac{N}{2}, n\right)$ та $\left(\frac{N}{2}-1\right)$ пар комплексно-спряжених функцій. При непарному N система ДЕФ складається тільки з одної дійсної функції $def(0, n)$, решта утворюють $\left(\frac{N-1}{2}\right)$ комплексно-спряжених пар.

У всіх випадках комплексно-спряжені функції $def(k, n)$ та $def(k', n) = \overline{def(k, n)}$ розміщені в системі симетрично, тобто $k' = N - k, k \in [1, N - 1]$. Дійсно,

$$def(N - k, n) = e^{i\frac{2\pi}{N}(N-k)n} = e^{-i\frac{2\pi}{N}kn} = \overline{def(k, n)}. \quad (3.9)$$

3.2.3 Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Уолша-Адамара

Ортогональний базис функцій Уолша-Адамара пов'язаний із матрицею Адамара, яка вводиться наступним чином.

Матриця Адамара 1-го порядку (однорелементна) має вигляд $\mathbf{H}_1 = (1)$, матриця Адамара 2-го порядку:

$$\mathbf{H}_2 = \begin{pmatrix} \mathbf{H}_1 & \mathbf{H}_1 \\ \mathbf{H}_1 & -\mathbf{H}_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}, \quad (3.10)$$

матриця Адамара 4-го порядку:

$$\mathbf{H}_4 = \begin{pmatrix} \mathbf{H}_2 & \mathbf{H}_2 \\ \mathbf{H}_2 & -\mathbf{H}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \end{pmatrix}. \quad (3.11)$$

В загальному випадку, матриця Адамара порядку 2^n , $n = 1, 2, 3, \dots$ будується на основі наступного рекурентного співвідношення:

$$\mathbf{H}_{2^n} = \begin{pmatrix} \mathbf{H}_{2^{n-1}} & \mathbf{H}_{2^{n-1}} \\ \mathbf{H}_{2^{n-1}} & -\mathbf{H}_{2^{n-1}} \end{pmatrix}. \quad (3.12)$$

Очевидно, що матриця Адамара містить лише елементи “1” і “-1”. Для спрощення позначень часто замість “1” пишуть просто “+”, а замість “-1” пишуть “-”. Наприклад,

$$\mathbf{H}_8 = \begin{pmatrix} + & + & + & + & + & + & + & + \\ + & - & + & - & + & - & + & - \\ + & + & - & - & + & + & - & - \\ + & - & - & + & + & - & - & + \\ + & + & + & + & - & - & - & - \\ + & - & + & - & - & + & - & + \\ + & + & - & - & - & - & + & + \\ + & - & - & + & - & + & + & - \end{pmatrix}. \quad (3.13)$$

Матриця Адамара \mathbf{H}_N симетрична, тобто $\mathbf{H}_N^T = \mathbf{H}_N$, $N = 2^n$.

Будь-який рядок, крім нульового, матриці \mathbf{H}_N містить однакову кількість “1” і “-1” (те саме, виходячи із симетрії матриці, можна сказати і про її стовпці).

Має місце $\mathbf{H}_N \mathbf{H}_N^T = N \mathbf{I}$, тому матриця $\hat{\mathbf{H}}_N = \frac{1}{\sqrt{N}} \mathbf{H}_N$ - ортогональна, тобто

$$\hat{\mathbf{H}}_N \hat{\mathbf{H}}_N^T = \mathbf{I}, \quad N = 2^n, \quad n = 0, 1, 2, 3, \dots$$

Множина рядків (стовпців) матриці \mathbf{H}_N є ортогональним базисом в R^N . Рядок (стовпець) матриці \mathbf{H}_N називають функцією Уолша-Адамара і позначають $had(h, k)$, $h, k = \overline{0, N-1}$, де h - номер рядка в \mathbf{H}_N (номер функції в базисі), k - номер стовпця в \mathbf{H}_N (номер відліку функції). Норма функції Уолша-Адамара рівна $\|had(h, k)\| = \sqrt{N}$, $\forall h = \overline{0, N-1}$, $N = 2^n$, $n = 0, 1, 2, 3, \dots$.

Функцію $had(h, k)$ можна визначити ще й так:

$$had(h, k) = (-1)^{\sum_{i=0}^{n-1} h_i k_i}, \quad h, k = \overline{0, 2^n - 1}, \quad (3.14)$$

де $h_i, k_i, i = \overline{0, n-1}$ – значення (0 або 1) двійкових розрядів двійкових зображень чисел h і k , тобто

$$h = (h_{n-1} h_{n-2} \dots h_1 h_0)_2, \quad k = (k_{n-1} k_{n-2} \dots k_1 k_0)_2, \quad h = \sum_{i=0}^{n-1} 2^i h_i, \quad k = \sum_{i=0}^{n-1} 2^i k_i. \quad (3.15)$$

3.2.4 Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Уолша-Пелі

Функції базису Уолша-Пелі позначаються $pal(p, k)$, $p, k = \overline{0, N-1}$, $N = 2^n$, $n = 0, 1, 2, 3, \dots$, де p - номер функції в базисі, k - номер відліку функції.

Цей базис складається з тих самих 2^n функцій, що складають базис Уолша-Адамара, але впорядковані вони тут по-іншому. А саме, нехай $had(h, k)$ – деяка функція з номером h з базису Уолша-Адамара, тоді в базисі Уолша-Пелі ця функція буде мати номер p (тобто, $had(h, k) = pal(p, k)$), отриманий наступним чином:

$$p = (p_{n-1} p_{n-2} \dots p_1 p_0)_2 = (h_0 h_1 \dots h_{n-2} h_{n-1})_2 = \sum_{i=0}^{n-1} 2^i p_i = \sum_{i=0}^{n-1} 2^i h_{n-1-i}, \quad (3.16)$$

де $h_i, p_i, i = \overline{0, n-1}$ – значення двійкових розрядів двійкових зображень чисел h і p .

Таким чином, двійкове зображення номера p отримується перестановкою розрядів двійкового зображення $h = (h_{n-1} h_{n-2} \dots h_1 h_0)_2$ в зворотному порядку. Така перестановка називається двійковою інверсією числа

p .

Очевидно, що для переходу від нумерації Пелі до нумерації Адамара слід здійснювати вже двійкову інверсію номерів p функцій $pal(p,k)$.

У таблиці 3.1 для $n=3$ наведено номери (h) функцій у базисі Уолша-Адамара та відповідні номери (p) цих функцій у базисі Уолша-Пелі.

Таблиця 3.1 - Номери (h) функцій у базисі Уолша-Адамара та відповідні номери (p) цих функцій у базисі Уолша-Пелі ($n=3$)

h		p	
Дес.	Двійк. (двійкова інверсія p)	Двійк. (двійкова інверсія h)	Дес.
0	000	000	0
1	001	100	4
2	010	010	2
3	011	110	6
4	100	001	1
5	101	101	5
6	110	011	3
7	111	111	7

Матрицю \mathbf{P}_{2^n} ортогонального перетворення за базисом Уолша-Пелі легко отримати з матриці Адамара \mathbf{H}_{2^n} , переставляючи рядки (чи стовпці) останньої, відповідно до наведеного вище алгоритму. Наприклад, \mathbf{P}_8 можна отримати з \mathbf{H}_8 , використовуючи таблицю 3.1.

$$\mathbf{P}_8 = \begin{pmatrix} + & + & + & + & + & + & + & + \\ + & + & + & + & - & - & - & - \\ + & + & - & - & + & + & - & - \\ + & + & - & - & - & - & + & + \\ + & - & + & - & + & - & + & - \\ + & - & + & - & - & + & - & + \\ + & - & - & + & + & - & - & + \\ + & - & - & + & - & + & + & - \end{pmatrix}. \quad (3.17)$$

Матриця \mathbf{P}_N , як і матриця Адамара, є симетричною. Матриця $\hat{\mathbf{P}}_N = \frac{1}{\sqrt{N}} \mathbf{P}_N$ є ортогональною, $N = 2^n$.

3.2.5 Спектральний аналіз з використанням дискретного перетворення Уолша

Функції базису Уолша позначаються $wal(\omega, k)$, $\omega, k = \overline{0, N-1}$, $N = 2^n$, $n = 0, 1, 2, 3, \dots$, де ω – номер функції в базисі, k – номер відліку функції. Ці функції розміщені в базисі в порядку зростання їх числа знакозмін у області визначення. Нумерація Уолша взаємно однозначно зв'язана з нумераціями Адамара та Пелі. А саме.

Функції $pal(p, k)$ у базисі Уолша відповідає функція $wal(\omega, k)$ (тобто $pal(p, k) = wal(\omega, k)$) з номером ω , двійкове зображення $(\omega_{n-1}\omega_{n-2}\dots\omega_1\omega_0)_2$ якого отримується наступним чином:

$$\omega_i = p_i \oplus p_{i+1} \oplus p_{i+2} \oplus \dots \oplus p_{n-1}, i = \overline{0, n-2}, \quad \omega_{n-1} = p_{n-1} \quad (3.18)$$

(обернений код Грея числа p).

\oplus – двійкова операція порозрядного додавання за модулем 2 ($0 \oplus 0 = 0, 0 \oplus 1 = 1, 1 \oplus 0 = 1, 1 \oplus 1 = 0$, для звичайного двійкового додавання $1 + 1 = (10)_2$).

Функції $wal(\omega, k)$ у базисі Уолша-Пелі відповідає функція $pal(p, k)$ з номером p , двійкове зображення якого отримується наступним чином:

$$p_i = \omega_i \oplus \omega_{i+1}, i = \overline{0, n-2}, \quad p_{n-1} = \omega_{n-1} \quad (3.19)$$

(прямий код Грея числа ω).

У таблиці 3.2 для $n=3$ наведено номери (p) функцій у базисі Уолша-Пелі та відповідні їм номери (ω) цих функцій у базисі Уолша.

Таблиця 3.2 - Номери (p) функцій у базисі Уолша-Пелі та відповідні їм номери (ω) цих функцій у базисі Уолша ($n=3$)

p		ω	
Дес.	Двійк. (прямий код Грея ω)	Двійк. (обернений код Грея p)	Дес.
0	000	000	0
1	001	001	1
2	010	011	3
3	011	010	2
4	100	111	7
5	101	110	6
6	110	100	4
7	111	101	5

Функції $had(h, k)$ у базисі Уолша відповідає функція $wal(\omega, k)$ з номером ω , двійкове зображення якого отримується наступним чином:

$$\omega_i = h_0 \oplus h_1 \oplus h_2 \oplus \dots \oplus h_{n-1-i}, i = \overline{0, n-2}, \quad \omega_{n-1} = h_0 \quad (3.20)$$

(обернений код Грея двійкової інверсії числа h).

Функції $wal(\omega, k)$ у базисі Уолша-Адамара відповідає функція $had(h, k)$ з номером h , двійкове зображення якого отримується наступним чином:

$$h_i = \omega_{n-i-1} \oplus \omega_{n-i}, i = \overline{1, n-1}, \quad h_0 = \omega_{n-1} \quad (3.21)$$

(двійкова інверсія прямого коду Грея числа ω).

У таблиці 3.3 для $n=3$ наведено номери (h) функцій у базисі Уолша-Адамара та відповідні їм номери (ω) цих функцій у базисі Уолша.

Таблиця 3.3 - Номери (h) функцій у базисі Уолша-Адамара та відповідні їм номери (ω) цих функцій у базисі Уолша ($n=3$)

h			ω	
Дес.	Двійк. (двійкова інверсія p)	p (двійкова інверсія h) (прямий код Грея ω)	Двійк. (обернений код Грея P)	Дес.
0	000	000	000	0
1	001	100	111	7
2	010	010	011	3
3	011	110	100	4
4	100	001	001	1
5	101	101	110	6
6	110	011	010	2
7	111	111	101	5

На рис.3.3 наведено схему взаємозв'язку нумерацій Адамара, Пелі та Уолша.

Матрицю \mathbf{U}_{2^n} ортогонального перетворення за базисом Уолша легко отримати з матриці \mathbf{H}_{2^n} чи \mathbf{P}_{2^n} , переставляючи рядки (чи стовпці), відповідно до наведених вище алгоритмів.

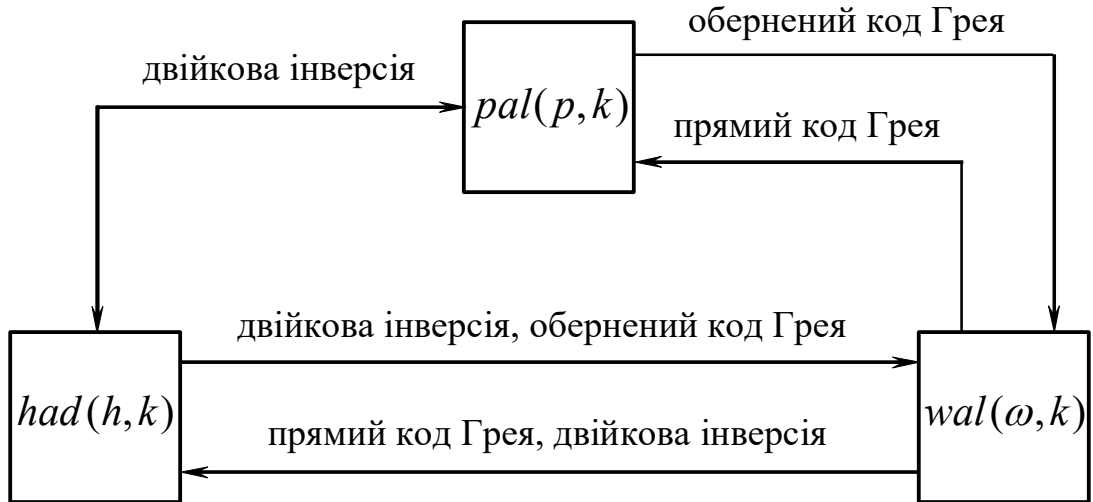


Рисунок 3.3 – Схема взаємозв'язку нумерацій Адамара, Пелі та Уолша

Наприклад, \mathbf{U}_8 можна отримати з \mathbf{P}_8 (чи \mathbf{H}_8), використовуючи таблицю 3.2 (чи таблицю 3.3).

$$\mathbf{U}_8 = \begin{pmatrix} + & + & + & + & + & + & + & + \\ + & + & + & + & - & - & - & - \\ + & + & - & - & - & - & + & + \\ + & + & - & - & + & + & - & - \\ + & - & - & + & + & - & - & + \\ + & - & - & + & - & + & + & - \\ + & - & + & - & - & + & - & + \\ + & - & + & - & + & - & + & - \end{pmatrix}. \quad (3.22)$$

Матриця \mathbf{U}_N є симетричною. Матриця $\hat{\mathbf{U}}_N = \frac{1}{\sqrt{N}} \mathbf{U}_N$ ортогональна,
 $N = 2^n, n = 0, 1, 2, 3, \dots$

3.3 Результати проведених досліджень інформативних характеристик світлового сигналу на основі спектрального аналізу. Оцінки коефіцієнтів ортогонального розкладу

Для здійснення ортогональних розкладів ФПГ використовувались описані вище ортонормовані базиси функцій Уолша-Адамара, Уолша-Пелі, Уолша дискретного аргументу та базис дискретних експоненціальних функцій (ДЕФ), описані у пункті 3.2.

На рис.3.4 – рис.3.7 наведено реалізації оцінок енергетичних спектрів $|C_k|^2$, $k = 0,1,2,\dots$ математичного сподівання одного циклу сигналу за вказаними вище базисами.

Візуально аналізуючи графіки, зображені на рис.3.4 – рис.3.7, можна зробити висновок, що для розкладу в кожному базисі можна виділити сукупність коефіцієнтів, які є найбільшими по величині, порівняно з іншими. Кількісно цей висновок підтверджується після розгляду коефіцієнта K_n , який характеризує енергетичний вклад перших n - складових розкладу у повну енергію вектора \mathbf{A} .

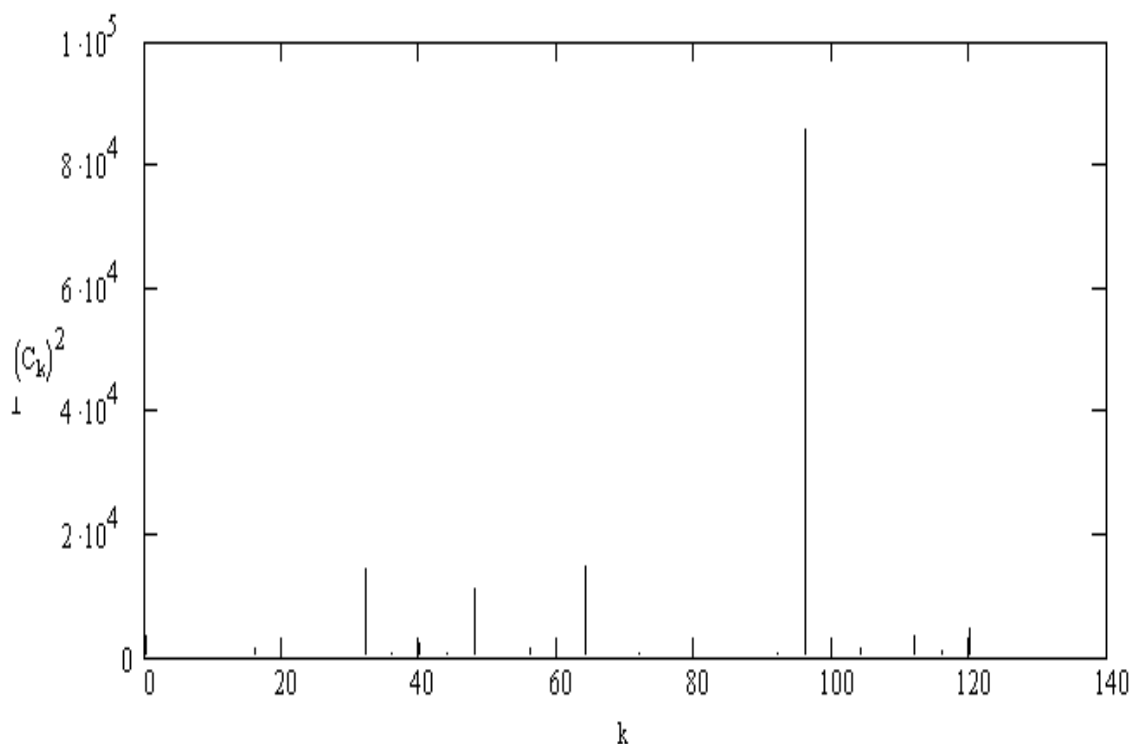


Рисунок 3.4 – Енергетичний спектр сигналу в базисі Уолша-Адамара

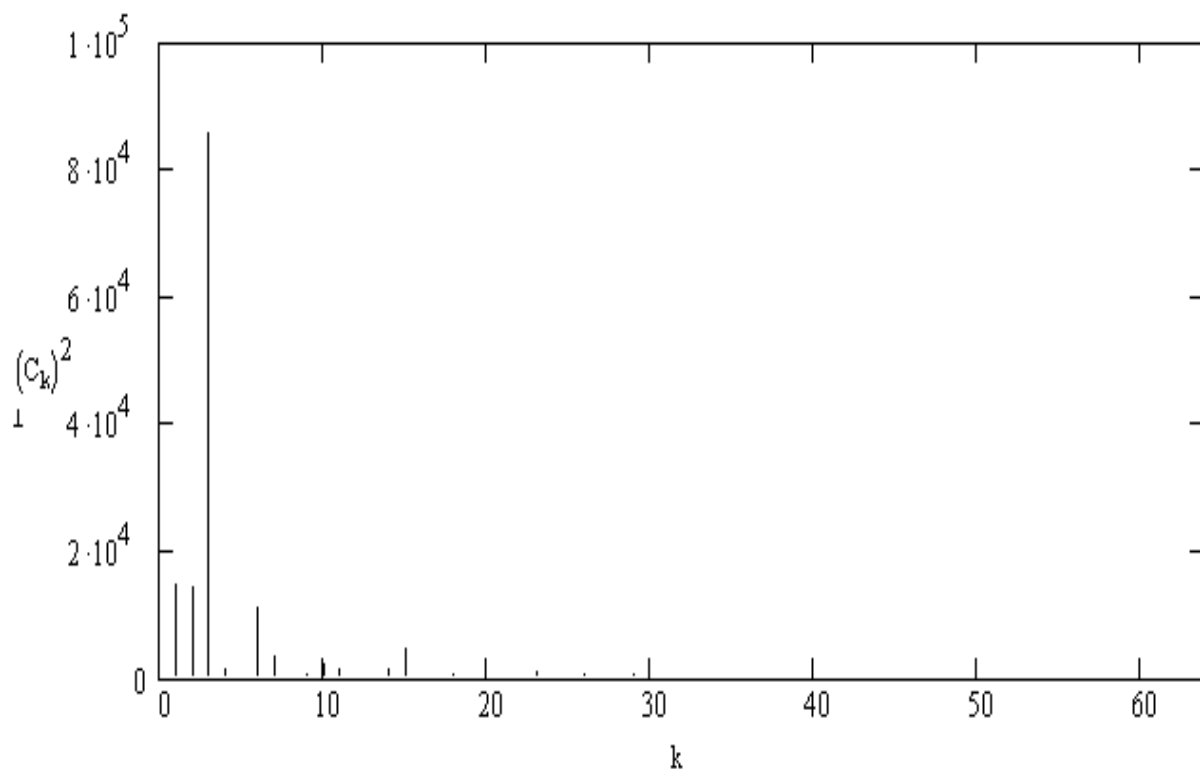


Рисунок 3.5 – Енергетичний спектр сигналу в базисі Уолша-Пелі

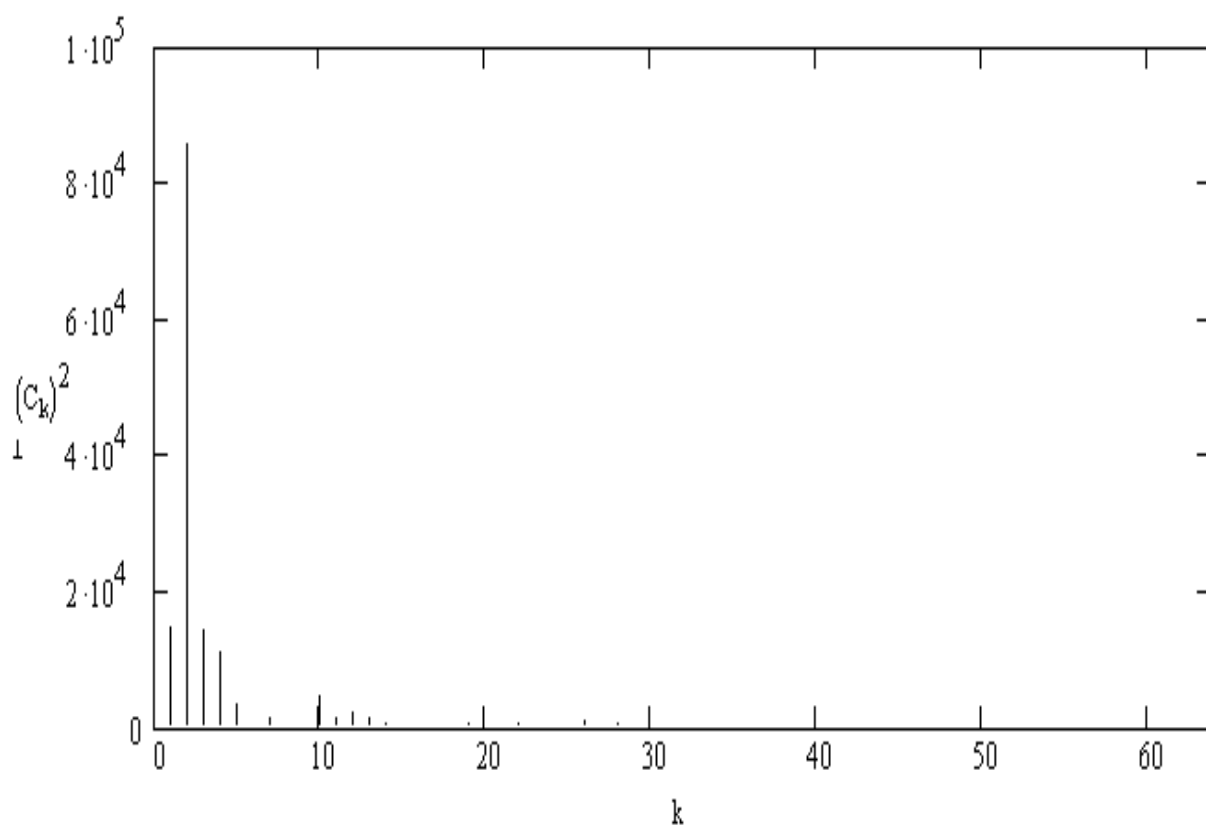


Рисунок 3.6 – Енергетичний спектр сигналу в базисі Уолша

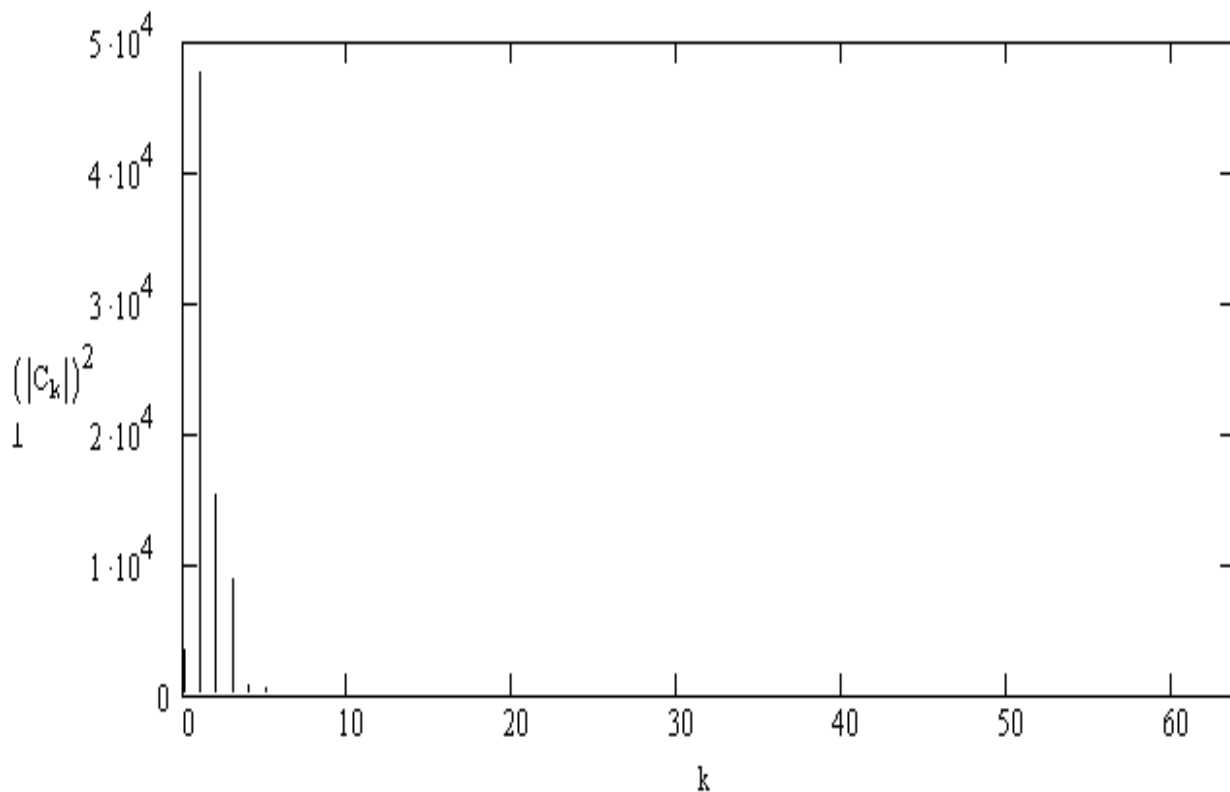


Рисунок 3.7 – Енергетичний спектр сигналу в базисі ДЕФ

Таким чином, якщо вибрати n перших коефіцієнтів розкладу в якості діагностичних ознак, то вони згідно наведених вище результатів будуть характеризувати складові розкладу, що вносять в енергію вектора \mathbf{A} найбільший вклад (в даному випадку більше 95%). Крім того, доцільно вибрати в якості ортонормованого базису – базис ДЕФ, в якому n – найменше.

В результаті проведених експериментів встановлено, що для представлення математичного сподівання досліджуваних ФПГ-сигналів у якості першого комплексу діагностичних ознак достатньо використовувати не менше 3 перших коефіцієнтів розкладу в ортонормованому базисі ДЕФ. Це дозволяє мінімізувати число параметрів класифікації, а, отже, підвищити швидкодію алгоритмів розпізнавання.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Завдання охорони праці у формуванні комфортного виробничого середовища користувачів ЕОМ

Завдання охорони праці забезпечення збереження здоров'я і працездатності працівників у виробничих умовах конкретних галузей господарювання через ефективне управління охороною праці та формування відповідальності у посадових осіб і фахівців за колективну та власну безпеку.

Комфортне виробниче середовище користувача ЕОМ в першу чергу залежить від виконання необхідних санітарних та ергономічних норм.

У приміщенні, де знаходиться робоче місце програміста, всього знаходяться десять робочих місць. Зазвичай одночасно працюють 10 працівників. Усі розрахунки будуть проводитися з урахуванням максимальної кількості робочих місць. Модель ПК встановлені в офісі використовують спеціальні монітори LCD, ПК має такі характеристики:

- процесор – Intel Pentium 3550M (2.3 ГГц);
- об'єм оперативної пам'яті – 4 ГБ;
- об'єм HDD – 500 ГБ;
- оптичний привід – DVD+/-RW.

Загальна площа приміщення становить $S = 8\text{м} * 8\text{м} = 64\text{м}^2$, об'єм $V = 8\text{м} * 8\text{м} * 3,5\text{м} = 224\text{м}^3$. Отже, в даному приміщенні площа на одне робоче місце становить приблизно $6,4\text{м}^2$, а об'єм – $22,4\text{м}^3$.

Площа на одне робоче місце повинна становити не менше ніж 6м^2 , об'єм – не менше 20м^3 , в приміщенні, що розглядається ці показники відповідають нормі ДСанПіН 3.3.2-007-98 [61].

Приміщення обладнане трифазною чотирьохпровідною мережею електроживлення з глухозаземленою нейтраллю. Напруга в електромережі 380/220 В, частота – 50 Гц.

Схематичне представлення системи «Л-М-С» дозволяє проаналізувати вплив шкідливих факторів на організм людини. Елементи системи можна розділити на такі функціональні частини:

«Людина» - працівник виробництва:

- Л1 - людина, яка виконує управління “машиною”;
- Л2 - людина, з точки зору безпосереднього впливу на навколишнє середовище;
- Л3 - людина, яка розглядається з точки зору її фізіологічного стану.

«Машина» - обладнання в приміщенні:

- М1 - елемент, який виконує основну технологічну функцію;
- М2 – машина, що виконує функції аварійного захисту (занулення, ізоляція);
- М3 - машина, що впливає на стан виробничого середовища та людину (вплив на людину, шумового та електромагнітного забруднення середовища персональним комп’ютером).

Наведемо структурну схему для розглянутого приміщення, рисунок 3.1.

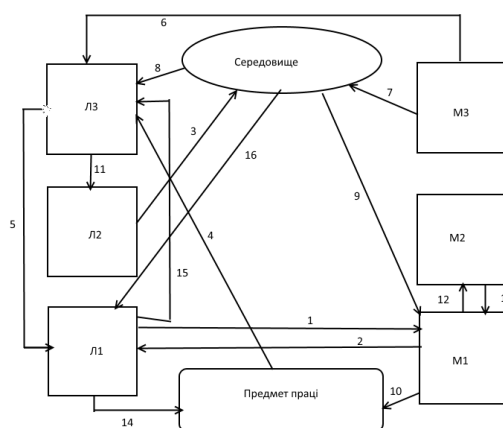


Рисунок 4.1 – Схема Л-М-С для лабораторії

Отже, було проведено декомпозицію системи Л-М-С на сім елементів та виділено зв'язки між ними.

Таблиця 4.1 - Перелік зв'язків у загальній системі Л-М-С

Номер зв'язку	Напрямки зв'язку	Зміст зв'язку
1	Л1-М1	Вплив людини на персональний комп'ютер з метою створення предмета праці, програмного забезпечення
2	М1-Л1	Інформація про стан машини, про об'єкт праці й середовище
3	Л2-С	Вплив людини як біологічного об'єкта на середовище (виділення вуглекислого газу, тепловиділення)
4	ПП-Л3	Вплив предмета праці на психофізіологічний стан людини (розумова перенапруга, перенапруга аналізаторів)
5	Л3-Л1	Вплив стану організму людини на якість його роботи(емоційні перевантаження, перенапруження аналізаторів)
6	М3-Л3	Людина під впливом небезпечних виробничих чинників
7	М3-С	Цілеспрямований вплив машини на середовище (підвищена яскравість світла, підвищена температура, електромагнітне випромінювання)
8	С-Л3	Вплив виробничого середовища на стан організму (підвищена або знижена температура повітря на робочому місці, недостатнє висвітлення, підвищений шум)
9	С-М1	Вплив середовища на роботу машин (вологість і температура повітря впливають на працездатність машин)
10	М1-ПП	Вплив машини на предмет праці (підвищена напруженість електричного поля)
11	Л3-Л2	Вплив фізіологічного стану на ступінь інтенсивності обміну речовин між організмом і середовищем, і енерговиділення людини (фізичні перевантаження, нервово-психічні перевантаження)
12	М1-М2	Інформація, необхідна для створення аварійних керуючих впливів (підвищене значення напруги в електричному ланцюзі, замикання якого може відбутися через тіло людини)
13	М2-М1	Аварійні управляючі впливи (підвищене значення напруги в електричному ланцюзі, замикання якого може відбутися через тіло людини)
14	Л1-ПП	Вплив людини на ПП (налагоджування програми)
15	Л1-Л3	Вплив виконуваних дій на фізіологічний стан людини
16	С-Л1	Вплив навколишнього середовища на якість роботи розробника (підвищена або знижена температура повітря на робочому місці, підвищена або знижена вологість повітря робочої зони, підвищена або знижена рухливість повітря в робочій зоні)

Організація праці на робочому місці полягає у виборі робочої пози та системи робочих рухів, визначення розмірів робочої зони та розміщення у ній органів керування, інструментів, заготовок, матеріалів, пристроїв, а також у виборі оптимального режиму праці та відпочинку.

Виконання цієї роботи відбувалося в робочій позі сидячи. Вона характеризується невеликою статичною стомлюваністю, більш спокійним положенням рук, можливістю виконання точної роботи, що найкраще підходить для роботи за ПК. Робоче місце для відповідає вимогам ДСТУ 8604:2015 [61, 62].

4.2 Підвищення стійкості роботи підприємств у воєнний час

Приділяючи велику увагу зміцненню обороноздатності нашої країни, урядом неодноразово підкреслювалося, що оборонна міць держави складається не тільки з високої готовності й оснащення Збройних сил, а й нерозривно пов'язана з високим рівнем економічного розвитку країни, підготовкою населення й об'єктів народного господарства до захисту від зброї масового ураження.

Велику роль у цьому важливому питанні відіграє цивільний захист країни, що будучи системою загальнодержавних оборонних заходів, покликаний не тільки забезпечити захист населення в надзвичайних ситуаціях, але і здійснювати заходи, спрямовані на забезпечення стабільної роботи підприємств господарювання країни в таких умовах.

Під стійкістю роботи промислового об'єкта (об'єкта господарювання будь-якої форми власності) розуміють здатність його в умовах надзвичайних ситуацій мирного і воєнного часу випускати продукцію в запланованому обсязі й номенклатурі, а при одержанні слабких і середніх руйнувань, порушенні зв'язків по кооперації і постачанням відновлювати виробництво в мінімальний термін.

Здатність об'єкта народного господарства випускати продукцію залежить від захисту і нормального функціонування чотирьох основних елементів сучасного виробництва, якими є:

- виробничий персонал (робітники та службовці);
- будинки і споруди з технологічним устаткуванням;

- система постачання енергією, водою, паливом, устаткуванням і ремонтною базою;

- система виробничих і кооперативних зв'язків з іншими об'єктами.

Тому стійкість роботи об'єктів і галузі народного господарства в цілому в умовах надзвичайних ситуацій визначається наступними факторами:

- надійністю захисту робітників та службовців від усіх вражаючих факторів зброї масового ураження;

- здатністю інженерно-технічного комплексу (ІТК) об'єкта протистояти вражаючим факторам ядерного вибуху;

- надійністю системи постачання об'єкта всім необхідним для виробництва продукції (сировиною, паливом, що комплектують виробами, електроенергією, водою, газом тощо.);

- захищеності об'єкта від вторинних вражаючих факторів (пожеж, вибухів, затоплень, зараження місцевості отруйними і сильнодіючими отруйними речовинами);

- стійкістю і безперервністю керування виробництвом і цивільною обороною;

- підготовленість об'єкта до проведення рятувальних та інших невідкладних робіт і робіт з відновленням порушеного виробництва.

Перераховані фактори визначають собою й основні, загальні для всіх об'єктів господарювання, шляхи підвищення стійкості роботи в надзвичайних ситуаціях, а саме:

- забезпечення надійного захисту робітників та службовців від вражаючих факторів зброї масового ураження;

- захист основних виробничих фондів від вражаючих факторів, у тому числі й від вторинних;

- підвищення надійності й оперативності керування виробництвом;

- забезпечення стійкості постачання всім необхідним для випуску запланованої на час надзвичайних ситуацій продукцією;

- підготовка до відновлення порушеного виробництва.

Захист робітників та службовців в умовах НС мирного і воєнного часу. Це найголовніша задача по підвищенню стійкості роботи об'єкта господарювання. Робітники й службовці – головна продуктивна сила і тому стійкість економіки визначається, насамперед, здатністю захистити і зберегти цю силу.

Військові конфлікти супроводжуються руйнуванням будинків, споруджень і знищенням основної продуктивної сили – працюючого населення. Тому серед усіх задач по підвищенню стійкості роботи об'єктів народного господарства основною є задача завчасного вживання заходів по забезпеченню захисту робітників та службовців і членів їхніх родин.

Захист робітників та службовців від зброї масової поразки в сучасних умовах здійснюється трьома основними способами:

- укриття людей у захисних спорудженнях (сховищах, протирадіаційних укриттях);
- проведення евакуації робітників, службовців і членів їхніх родин;
- використання засобів індивідуального захисту, а також проведенням заходів щодо протирадіаційного, протихімічного і протибактеріологічного захисту з урахуванням конкретних обставин.

Захист засобів виробництва. Такий захист полягає в підвищенні фізичної опірності будинків, споруджень і конструкцій об'єкта до впливу вражаючих факторів ядерного вибуху, захисту технологічного і верстатного устаткування, засобів зв'язку й інших засобів, що складають матеріальну основу виробничого процесу.

Підвищення надійності й оперативності керування виробництвом і цивільним захистом. Основу діяльності керівника виробництва – начальника ЦЗ, а також його штабу складає якісне та професійне керування підлеглими йому структурами в організації їхньої дії і напрямку зусиль на своєчасне й успішне виконання виробничих завдань. Тому, забезпечення надійності й оперативності керування є важливою ланкою в підвищенні стійкості роботи

об'єкта, в умовах швидко мінливої обстановки воєнного часу і надзвичайних ситуацій.

Надійність і оперативність керування досягається створенням на об'єкті стійкої системи керування, високої підготовки керівного складу ЦЗ до виконання покладених функціональних обов'язків, своєчасним прийняттям рішень і постановкою задач підлеглим відповідно до обставин, що складаються.

Забезпечення стійкого постачання підприємств. Для виробництва продукції необхідні: електроенергія, вода, паливо, сировина, матеріали й інші матеріально-технічні засоби. Забезпечення підприємств цими ресурсами багато в чому визначає можливість нормального їхнього функціонування в умовах воєнного часу. Це досягається проведенням таких заходів, що сприяють підвищенню не ураженості комунально-енергетичних мереж, транспортних комунікацій і джерел постачання, надійному захисту необхідних запасів палива, сировини, напівфабрикатів, що комплектують, виробів тощо.

Підготовка до відновлення порушеного виробництва. Можливості вражаючої дії сучасних видів зброї такі, що забезпечити абсолютний захист від нього об'єктів і споруд практично неможливо. Вони можуть одержати той чи інший ступінь руйнування. У цих умовах задача зводиться до того, щоб у випадку слабких і середніх руйнувань на об'єкті відбудувати об'єкт і відновити випуск необхідної продукції в мінімальний термін.

Підвищення, стійкості роботи об'єкта народного господарства у воєнний час і в умовах надзвичайних ситуацій досягається завчасним проведенням комплексу інженерно-технологічних, технологічних і організаційних заходів, спрямованих на максимальне зниження впливу вражаючих факторів зброї масового ураження і створення умов для швидкої ліквідації наслідків.

Підготовка до відновлення порушеного виробництва здійснюється завчасно і передбачає планування відбудовних робіт по декількох варіантах: підготовку ремонтних бригад, створення необхідного запасу матеріалів і устаткування, надійний його захист.

Інженерно-технічні заходи, як правило, включають комплекс робіт, що забезпечують підвищення стійкості виробничих будинків і споруджень, верстатного і технологічного устаткування, комунально-енергетичних систем.

Технологічні заходи забезпечують підвищення стійкості роботи об'єкта шляхом зміни технологічного процесу, що сприяє прискоренню виробництва продукції і виключає можливість утворення вторинних вражаючих факторів.

Організаційні заходи передбачають розробку і планування дій керівного, командно-начальницького складу, штабу, служб і формувань ЦЗ при захисті робітників та службовців підприємства й інших невідкладних робіт, відновленні виробництва, а також по випуску продукції на збережених потужностях.

ВИСНОВКИ

В результаті виконаних у магістерській роботі досліджень отримано наступні результати:

1. Розглянуто основні методи діагностики функціонального стану судинного русла; проаналізовано відомі методи обробки світлових сигналів та діагностичні ознаки у відомих фотометричних інформаційних системах.

2. Розроблено концепцію побудови автоматизованої діагностичної вимірювальної системи для оцінки функціонального стану судин за світловими сигналами, розглянуто особливості та принципи її функціонування.

3. На основі аналізу енергетичного вкладу (не менше 95% енергії) складових ортогонального розкладу досліджуваного процесу у повну його енергію обґрунтовано можливість використання як інформативних ознак коефіцієнтів ортогонального розкладу математичного сподівання досліджуваного сигналу в базисі ДЕФ. Встановлено, що для представлення математичного сподівання досліджуваних ФПГ-сигналів як діагностичні ознаки достатньо використовувати не менше 3 перших коефіцієнтів ряду ДЕФ.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ

1. N. AlHinaï, “Introduction to biomedical signal processing and artificial intelligence,” in *Biomedical Signal Processing and Artificial Intelligence in Healthcare*, 2020. doi: 10.1016/B978-0-12-818946-7.00001-9.
2. R. Assuncao, C. Rocha, L. Lobo, L. M. Rodrigues, and J. Requicha, “Photoplethysmography in dogs: Identification of spectral elements and application in a surgical setting,” *Biomed. Biopharm. Res.*, vol. 18, no. 2, 2021, doi: 10.19277/bbr.18.2.264.
3. Зудов О. М., Шарпан О.Б. Діагностичні можливості спектрального аналізу сигналів пульсової хвилі. Вісник ЖІТІ. Технічні науки. 2001. № 16. С. 82-85.
4. Марченко Б. Млинко Б., Фриз М. Математична модель фотоплетизмосигналу – основа ідентифікації інформативних ознак. Міжнародний науковий журнал «Комп’ютинг». 2005. Т.5. № 2. С. 73-82.
5. Млинко, Б.Б.. Фриз М.Є. Алгоритм статистичної діагностики на основі реєстрації та аналізу фотоплетизмосигналів. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. Хмельницький, 2013. № 4. С.176-182.
6. Gómez-Echavarría, J. P. Ugarte, and C. Tobón, “The fractional Fourier transform as a biomedical signal and image processing tool: A review,” *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 40, no. 3. 2020. doi: 10.1016/j.bbe.2020.05.004.
7. Млинко Б.Б. Математична модель ритмічного біосигналу в задачах фотоплетизмодіагностики. Автореф. дис... канд. техн. наук: 01.05.02. Тернопіль, 2003. 19 с.
8. M. K. Jalagam and V. K. Mittal, “Recent Studies on Applications Using Biomedical Signal Processing: A Review,” 2021. doi: 10.1109/GCAT52182.2021.9587456.

9. H. Y. Jan, M. F. Chen, T. C. Fu, W. C. Lin, C. L. Tsai, and K. P. Lin, "Evaluation of Coherence Between ECG and PPG Derived Parameters on Heart Rate Variability and Respiration in Healthy Volunteers With/Without Controlled Breathing," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 39, no. 5, 2019, doi: 10.1007/s40846-019-00468-9.
10. S. Karavaev *et al.*, "Low-frequency component of photoplethysmogram reflects the autonomic control of blood pressure," *Biophys. J.*, vol. 120, no. 13, 2021, doi: 10.1016/j.bpj.2021.05.020.
11. Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі. *Вісник Хмельницького національного університету*. Хмельницький, 2013. Серія: Технічні науки. № 1. – С. 183-186.
12. P. Li and T. M. Laleg-Kirati, "Central Blood Pressure Estimation from Distal PPG Measurement Using Semiclassical Signal Analysis Features," *IEEE Access*, vol. 9, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3065576.
13. X. Li, C. Hu, A. Meng, Y. Guo, Y. Chen, and R. Dang, "Heart rate variability and heart rate monitoring of nurses using PPG and ECG signals during working condition: A pilot study," *Heal. Sci. Reports*, vol. 5, no. 1, 2022, doi: 10.1002/hsr2.477.
14. Y. Liang, M. Elgendi, Z. Chen, and R. Ward, "Analysis: An optimal filter for short photoplethysmogram signals," *Sci. Data*, vol. 5, 2018, doi: 10.1038/sdata.2018.76.
15. G. Martínez, N. Howard, D. Abbott, K. Lim, R. Ward, and M. Elgendi, "Can photoplethysmography replace arterial blood pressure in the assessment of blood pressure?," *J. Clin. Med.*, vol. 7, no. 10, 2018, doi: 10.3390/jcm7100316.
16. N. R. Chaurasia and M. A. Hasamnis, "Development of a low cost heart rate monitoring and transmission system using PPG signal processing for wearable devices," *Int. J. Innov. Technol. Explor. Eng.*, vol. 8, no. 10, 2019, doi: 10.35940/ijitee.J9829.0881019.
17. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини.

Вісник кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. Кременчук, 2015. Випуск 6 (95). С.29-34.

18. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. *Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць*. Чернівці, 2015. Фізика. Електроніка. Т. 4, Вип. 1. С. 83-89. ISSN 2227-8842
19. Хвостівська Л.В., Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини. *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки*. Хмельницький, 2016. № 2. С.94-100.
20. Y. Moro Awelisah, G. Li, M. Ijaz, and L. Lin, "The effect of spectral photoplethysmography amplification and its application in dynamic spectrum for effective noninvasive detection of blood components," *Opt. Laser Technol.*, vol. 133, 2021, doi: 10.1016/j.optlastec.2020.106515.
21. D.-G. Oh, B.-S. Min, S.-O. Kwon, and H.-J. Kim, "Effective PPG Signal Processing Method for Detecting Emotional Stimulus," *J. Korean Inst. Commun. Inf. Sci.*, vol. 37, no. 5C, 2012, doi: 10.7840/kics.2012.37c.5.393.
22. J. Park, H. S. Seok, S. S. Kim, and H. Shin, "Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review," *Frontiers in Physiology*, vol. 12. 2022. doi: 10.3389/fphys.2021.808451.
23. V. Patel and A. K. Shah, "Machine learning for biomedical signal processing," in *Machine Learning and the Internet of Medical Things in Healthcare*, 2021. doi: 10.1016/B978-0-12-821229-5.00002-1.
24. P. Petropulu, "Higher-Order Spectra in Biomedical Signal Processing," *IFAC Proc. Vol.*, vol. 27, no. 1, 1994, doi: 10.1016/s1474-6670(17)46158-1.
25. J. Přibíl, A. Přibílová, and I. Frollo, "Comparative Measurement of the PPG Signal on Different Human Body Positions by Sensors Working in Reflection and Transmission Modes †," *Eng. Proc.*, vol. 2, no. 1, 2020, doi: 10.3390/ecsa-7-08204.
26. Янковенко О.Д. Експериментальне дослідження функціонального стану людини на основі амплітудного спектрального аналізу пульсової хвилі.

- Вісник Національного технічного університету України «КПІ»*. Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування. 2010. № 40. С. 35-41.
27. J. Přibíl, A. Přibílová, and I. Frollo, “Comparison of Three Prototypes of PPG Sensors for Continual Real-Time Measurement in Weak Magnetic Field†,” *Sensors*, vol. 22, no. 10, 2022, doi: 10.3390/s22103769.
 28. R. Priyadharsini and A. Kunthavai, “Implementation of Digital Filters for Real-Time PPG Signal Processing in VLC,” *Fluct. Noise Lett.*, vol. 22, no. 1, 2023, doi: 10.1142/S0219477523500013.
 29. J. Chen, K. Sun, Y. Sun, and X. Li, “Signal Quality Assessment of PPG Signals using STFT Time-Frequency Spectra and Deep Learning Approaches,” 2021. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9630758.
 30. M. Rajabioun, “Biomedical Signal Processing and Control,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 61, no. January, 2020.
 31. J. Rajeswari and M. Jagannath, “Advances in biomedical signal and image processing – A systematic review,” *Informatics in Medicine Unlocked*, vol. 8. 2017. doi: 10.1016/j.imu.2017.04.002.
 32. B. Ren, Z. Wang, K. Ma, Y. Zhou, and M. Liu, “An Improved Method of Heart Rate Extraction Algorithm Based on Photoplethysmography for Sports Bracelet,” *Inf.*, vol. 14, no. 5, 2023, doi: 10.3390/info14050297.
 33. Y. Ruan, X. Chen, X. Zhang, and X. Chen, “Principal component analysis of photoplethysmography signals for improved gesture recognition,” *Front. Neurosci.*, vol. 16, 2022, doi: 10.3389/fnins.2022.1047070.
 34. S. Sanei and H. Hassani, *Singular Spectrum Analysis of Biomedical Signals*. 2015. doi: 10.1201/b19140.
 35. S. Sarkar, A. Bhoi, and G. Savita, “Fingertip Pulse Wave (PPG signal) Analysis and Heart Rate Detection,” *Int. J. Emerg. ...*, vol. 2, no. 9, 2012.
 36. O. T. Schmidt and T. Colonius, “Guide to spectral proper orthogonal decomposition,” *AIAA J.*, vol. 58, no. 3, 2020, doi: 10.2514/1.J058809.

37. Schögl, C. Vidaurre, and T. H. Sander, "BioSig: The free and open source software library for biomedical signal processing," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, 2011, doi: 10.1155/2011/935364.
38. P. Cheng, Z. Chen, Q. Li, Q. Gong, J. Zhu, and Y. Liang, "Atrial fibrillation identification with PPG signals using a combination of time-frequency analysis and deep learning," *IEEE Access*, vol. 8, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3025374.
39. A. Silverio, C. G. Suarez, L. A. A. Silverio, J. Y. Dino, J. B. Duran, and G. E. G. Catambing, "An Unobtrusive, Wireless and Wearable Single-Site Blood Pressure Monitor Based on an Armband Using Electrocardiography (ECG) and Reflectance Photoplethysmography (PPG) Signal Processing," *Electron.*, vol. 12, no. 7, 2023, doi: 10.3390/electronics12071538.
40. Sološenko, A. Petrėnas, V. Marozas, and L. Sörnmo, "Modeling of the photoplethysmogram during atrial fibrillation," *Comput. Biol. Med.*, vol. 81, 2017, doi: 10.1016/j.combiomed.2016.12.016.
41. S. Sonawani, K. Patil, and P. Natarajan, "Biomedical signal processing for health monitoring applications: a review," *Int. J. Appl. Syst. Stud.*, vol. 10, no. 1, 2023, doi: 10.1504/IJASS.2021.10045116.
42. Tazarv and M. Levorato, "A Deep Learning Approach to Predict Blood Pressure from PPG Signals," 2021. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9629687.
43. K. Tyapochkin, E. Smorodnikova, and P. Pravdin, "Smartphone PPG: Signal processing, quality assessment, and impact on HRV parameters," 2019. doi: 10.1109/EMBC.2019.8856540.
44. S. Vadrevu and M. Sabarimalai Manikandan, "A Robust Pulse Onset and Peak Detection Method for Automated PPG Signal Analysis System," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 68, no. 3, 2019, doi: 10.1109/TIM.2018.2857878.
45. R. S. Vulcan, S. André, and M. Bruyneel, "Photoplethysmography in normal and pathological sleep," *Sensors*, vol. 21, no. 9, 2021, doi: 10.3390/s21092928.
46. M. T. Wu, I. F. Liu, Y. H. Tzeng, and L. Wang, "Modified photoplethysmography signal processing and analysis procedure for obtaining

- reliable stiffness index reflecting arteriosclerosis severity,” *Physiol. Meas.*, vol. 43, no. 8, 2022, doi: 10.1088/1361-6579/ac7d91.
47. Q. Wu, “On a Feature Extraction and Classification Study for PPG Signal Analysis,” *J. Comput. Commun.*, vol. 09, no. 09, 2021, doi: 10.4236/jcc.2021.99012.
 48. Z. Zhang, “Photoplethysmography-based heart rate monitoring in physical activities via joint sparse spectrum reconstruction,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 8, 2015, doi: 10.1109/TBME.2015.2406332.
 49. M. Elgendi, *PPG Signal Analysis: An Introduction Using MATLAB*, vol. 5, no. 3. 2020.
 50. M. Elgendi, *PPG Signal Analysis*. 2020. doi: 10.1201/9780429449581.
 51. M. Elgendi, Y. Liang, and R. Ward, “Toward Generating More Diagnostic Features from Photoplethysmogram Waveforms,” *Diseases*, vol. 6, no. 1, 2018, doi: 10.3390/diseases6010020.
 52. F. Esgalardo, A. Batista, V. Vassilenko, S. Russo, and M. Ortigueira, “Peak Detection and HRV Feature Evaluation on ECG and PPG Signals,” *Symmetry (Basel)*, vol. 14, no. 6, 2022, doi: 10.3390/sym14061139.
 53. M. Fryz and B. Mlynko, “Property Analysis of Conditional Linear Random Process as a Mathematical Model of Cyclostationary Signal,” in *Proceedings of the 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP 2022)*, 2022, vol. 3309, pp. 77–82. Accessed: Jan. 27, 2023. [Online]. Available: <https://ceur-ws.org/Vol-3309/short2.pdf>
 54. M. Fryz and B. Mlynko, “Properties of Stationarity and Cyclostationarity of Conditional Linear Random Processes,” *2020 IEEE 15th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering (TCSET)*. 2020.
 55. M. Fryz, L. Scherbak, B. Mlynko, and T. Mykhailovych, “Linear Random Process Model-Based EEG Classification Using Machine Learning Techniques,” in *Proceedings of the 1st International Workshop on Computer*

- Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023)*, 2023, vol. 3468, pp. 126–132. [Online]. Available: <https://ceur-ws.org/Vol-3468/short5.pdf>
56. M. Fryz, “Conditional linear random process and random coefficient autoregressive model for EEG analysis,” 2017. doi: 10.1109/UKRCON.2017.8100498.
57. M. Fryz, “Mixing property and ergodicity of linear random processes,” 2009. doi: 10.1109/IDAACS.2009.5342967.
58. M. Stadnyk, M. Fryz, and L. Scherbak, “The feature extraction and estimation of a steady-state visual evoked potential by the Karhunen-Loeve expansion,” *Eastern-European J. Enterp. Technol.*, vol. 1, no. 4 (85), pp. 56–62, 2017.
59. V. Babak, A. Zaporozhets, Y. Kuts, M. Myslovych, M. Fryz, and L. Scherbak, “Models and Characteristics of Identification of Noise Stochastic Signals of Research Objects,” in *Proceedings of the 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP 2022)*, 2022, vol. 3309, pp. 349–362. [Online]. Available: <https://ceur-ws.org/Vol-3309/paper22.pdf>
60. M. Fryz, L. Scherbak, M. Karpinski, and B. Mlynko, “Characteristic Function of Conditional Linear Random Process,” in *The 1st International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems 2021*, 2021, pp. 129–135. [Online]. Available: <https://ceur-ws.org/Vol-3039/short40.pdf>
61. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної та заочної (дистанційної) форм навчання «БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ» / В.С. Стручок – Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., –156 с.
62. Навчальний посібник «ТЕХНОЕКОЛОГІЯ ТА ЦИВІЛЬНА БЕЗПЕКА. ЧАСТИНА «ЦИВІЛЬНА БЕЗПЕКА»» / автор-укладач В.С. Стручок– Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., –156 с.

ДОДАТКИ

Матеріали конференції

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ**

МАТЕРІАЛИ

XI НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

**«ІНФОРМАЦІЙНІ МОДЕЛІ,
СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ»**



13-14 грудня 2023 року

**ТЕРНОПІЛЬ
2023**

УДК 615.47

Василь Валіцький; Богдана Мlynко, канд. техн. наук, доц.
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

МЕТОДИ ТА МОДЕЛІ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

Vasyl Valytskyi; Bogdana Mlynko, Ph.D., Assoc. Prof.

METHODS AND MODELS OF BIOMEDICAL SIGNAL SPECTRUM ANALYSIS

Вдосконалення біотехнічних систем є основним шляхом підвищення рівня фізіологічних досліджень людини, автоматизації медико-біологічних експериментів та підвищення достовірності діагностики. Вагоме значення при цьому має підвищення якості оброблення та аналізу біологічних сигналів.

Серед біосигналів існує великий клас сигналів, у яких інформація, що в них знаходиться, міститься у структурних елементах форми сигналу [1 - 4]. Досліджувалися фотоплетизмографічні (ФПГ) сигнали, отримані методом пальцевої фотоплетизмографії. Методика фотоплетизмографії базується на методі оптичної денситометрії з кількісною та якісною оцінкою характеру поглинання або розсіювання світла в тканинах організму. Висока чутливість, достовірність і якісна відтворюваність показників даного методу дають можливість об'єктивізувати у хворих динамічну оцінку змін функціонального стану як окремих ділянок, так і загального стан серцево-судинної системи. Інтенсивність світла, розсіяного ділянкою досліджуваної тканини, відображає кількість крові, яка міститься в ній в реальний відрізок часу, реєструючи кількісну та якісну динаміку послідовних змін об'єму крові в досліджуваній ділянці тканини за період кожного серцевого шпалу протягом усього процесу вимірювань.

Одним із ефективних шляхів підвищення достовірності діагностики та відповідно лікування хворих, а також прискорення наукових розробок в галузі медицини є використання математичних методів моделювання та аналізу. Зокрема, під час досліджень проведено аналіз використання моделей [1 - 4]. Наші дослідження ґрунтувалися на методах та моделях спектрального аналізу ФПГ-сигналів.

Спектральний аналіз - це один з методів обробки сигналів, який дозволяє охарактеризувати частотний склад досліджуваного сигналу. Спектральний аналіз є основним засобом для оцінки спектральної щільності випадкового сигналу з послідовності вибірок часу сигналу.

Література

1. M. Fryz, B. Mlynko, Property Analysis of Conditional Linear Random Process as a Mathematical Model of Cyclostationary Signal, 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP-2022), Ternopil, Ukraine, 2022, pp. 77 - 82.
2. V. Babak, A. Zaporozhets, Y. Kuts, M. Myslovych, M. Fryz, L. Scherbak, Models and Characteristics of Identification of Noise Stochastic Signals of Research Objects, 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP-2022), Ternopil, Ukraine, 2022, pp. 349 - 362.
3. M. Fryz, B. Mlynko, Determination of the characteristic function of discrete-time conditional linear random process and its application, Scientific Journal of TNTU. — Tern.: TNTU, 2023. — Vol 109. — No 1. — P. 16-23.
4. M. Fryz, L. Scherbak, B. Mlynko, T. Mykhailovych, Linear Random Process Model-Based EEG Classification Using Machine Learning Techniques, Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023), Ternopil, 2023, pp. 126 - 132.