

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ»**  
**ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

(повна назва інституту/факультету)

**кафедра БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ**

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри БМК

С.А. Настенко

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” 20\_\_ р.

**Дипломна робота**

**на здобуття ступеня «бакалавр»**

з напрямку підготовки 6.050101 «Комп'ютерні науки»  
зі спеціальності \_\_\_\_\_

(код і назва)

на тему: Спектральні методи класифікації біомедичних сигналів

Виконав : студент 4 курсу, групи ІМ-21

(шифр групи)

Нагленко Олександр Анатолійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник доц., к.т.н. Зеленський К.Х.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант з розділів ДР

(назва розділу) ( посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Консультант з охорони праці доц., к.т.н. Демчук Г.В.

(назва розділу) ( посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент доц., с.н.с., к.т.н. Дубко А.Г.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

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

Студент \_\_\_\_\_

(підпис)

Київ – 2016 року



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

Інститут (факультет) \_\_\_\_\_ **БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ** \_\_\_\_\_  
(повна назва)

Кафедра \_\_\_\_\_ **БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ** \_\_\_\_\_  
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший \_\_\_\_\_ **(бакалаврський)** \_\_\_\_\_

Напрямок підготовки \_\_\_\_\_ **6.050101 «Комп'ютерні науки»** \_\_\_\_\_

Спеціальність \_\_\_\_\_  
(код і назва)

**ЗАТВЕРДЖУЮ**  
Завідувач кафедри БМК  
\_\_\_\_\_ **Є.А. Настенко** \_\_\_\_\_  
(підпис) (ініціали, прізвище)

« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2016 р.

**ЗАВДАННЯ  
на дипломну роботу студенту**

**Нагленку Олександрю Анатолійовичу**

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи \_\_\_\_\_ **«Спектральні методи класифікації біомедичних сигналів»** \_\_\_\_\_

керівник роботи \_\_\_\_\_ **доц. Зеленський Кирило Харитонович** \_\_\_\_\_  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від « \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2016 р. № \_\_\_\_\_

2. Термін подання студентом роботи \_\_\_\_\_ **13 червня 2016 року** \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до роботи \_\_\_\_\_ **Основні характерні ознаки ЕЕГ людини** \_\_\_\_\_

4. Зміст роботи \_\_\_\_\_ **На основі графіків спектральних коефіцієнтів  
визначити основні характерні ознаки ЕЕГ людини** \_\_\_\_\_

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) \_\_\_\_\_

**Графік вхідного сигналу ЕЕГ, графік функцій Кравчука,  
графік спектральних коефіцієнтів, презентація дипломної роботи**

6. Консультанти розділів роботи\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Дипломної роботи			
Охорони праці	доц., к.т.н. Демчук Г.В.		

7. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримати завдання на ДР	05 травня 2016р.	
2	Огляд літературних джерел	06 травня 2016р.	
3	Аналіз поставлених задач	12 травня 2016р.	
4	Аналіз вхідних даних	16 травня 2016р.	
5	Побудова математичної моделі	19 травня 2016р.	
6	Розробка програмного додатку	23 травня 2016р.	
7	Створення інтерфейсу	26 травня 2016р.	
8	Оформлення дипломної роботи	30 травня 2016р.	
9	Розділ ДР з «Охорони праці»	09 червня 2016р.	
10	Подання ДР рецензенту. Отримання рецензії.		
11	Подання в електронному вигляді ДР та анотації до неї на сайт кафедри.	10 червня 2016 р..	
12	Подання пакету документів по ДР до захисту в ЕК <sup>1</sup>	13 червня 2016р.	
13	Захист ДР в ЕК	16-23 червня 2016р.	

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Нагленко О.А.  
(ініціали, прізвище)

Керівник роботи \_\_\_\_\_  
(підпис)

Зеленський К.Х.  
(ініціали, прізвище)

\* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломної роботи.

<sup>1</sup> не пізніше ніж за один тиждень до затвердженої дати захисту ДР в ЕК

## АНОТАЦІЯ

Обсяг пояснювальної записки становить 66 сторінок, 22 ілюстрацій, 15 таблиць та 40 джерел за переліком посилань.

Мета роботи полягає у підвищенні ефективності розпізнавання і класифікації дискретних складних сигналів на основі розробки математичних моделей і алгоритмічного забезпечення інваріантного розпізнавання і класифікації, які ґрунтуються на спектральних методах обробки сигналів.

Завдання:

- Побудова базисних функцій Кравчука;
- Виділення інваріантних ознак сигналу;
- Відновлення сигналу.

Розробка була здійснена засобами мови програмування MatLab в середовищі розробки GUIDE.

Основні результати роботи були опубліковані у статті у вітчизняному фаховому виданні «[Вісник університету "Україна"](#)»: «Спектральні методи класифікації біомедичних сигналів на ґрунті дискретних базисних функцій».

Робота виконана на замовлення університету «Україна». Одержані результати впроваджені в роботу даної організації.

Ключові слова: інваріантність, спектральний метод, базисні функції, функції Кравчука, електрокардіограми, електроенцефалограми, функціонал енергії.

## SUMMARY

The amount of explanatory notes is 66 pages, 22 illustrations, 15 tables and 40 sources for references.

Purpose is to improve the efficiency of recognition and classification of discrete complex signals through the development of mathematical models and algorithmic software invariant detection and classification, based on spectral methods of signal processing.

Tasks:

- Construction of basis functions Kravchuk;
- Allocation of invariant characteristics signal;
- Recovery signal.

Development was carried out by means of MatLab programming language development environment GUIDE.

The main results were published in an article in the national professional edition "Herald" Ukraine "University": "Spectral classification methods biomedical signals on the basis of discrete basis functions."

This work was commissioned by the University "Ukraine". The results are introduced to the work of the organization.

Keywords: invariance, the spectral method, basic features, functions Kravchuk, electrocardiogram, electroencephalogram, functional power.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ.....	7
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД ЗА ТЕМОЮ ІНДИВІДУАЛЬНОГО ЗАВДАННЯ.....	10
1.1 Перетворення Фур'є .....	10
1.2 Матеріали і методи.....	12
Висновки до розділу 1.....	19
РОЗДІЛ 2 ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	20
2.1 Матеріали і методи.....	20
2.2 Проектування.....	33
2.3 Середовище розробки .....	39
2.4 Робота з розробленим програмним забезпеченням та результати досліджень.....	43
Висновки до розділу 2.....	50
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	51
3.1 Загальна характеристика кабінету функціональної діагностики.....	51
3.2 Мікроклімат.....	53
3.3 Освітлення.....	54
3.4 Шум.....	54
3.5 Випромінювання.....	54
3.6 Електробезпека.....	56
3.7 Пожежна безпека.....	57
Висновки до розділу 3.....	58
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	59
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	60
ДОДАТОК А .....	64

					<b>ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ</b>			
<i>Вим</i>	<i>ЛИСТ</i>	<i>№ докум.</i>	<i>ПІДПИС</i>	<i>Дата</i>	«Спектральні методи класифікації біомедичних сигналів»	<i>Лім.</i>	<i>ЛИСТ</i>	<i>ЛИСТІВ</i>
<i>Розробив</i>	Наагленко О.А.						6	66
<i>Перевірів</i>	Зеленський							
<i>Реценз.</i>	Душко А.Г.							
<i>Н. Контр.</i>	Кисляк С.В.							
<i>Затвердив</i>	Настенко Є.А.							
						НТУУ "КГІ" ФБМІ ІМ-21		

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ,  
СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕКГ – електрокардіограма

ЕОМ – електронна обчислювальна машина

ДПФ – дискретне перетворення Фур'є

EDF – European Data Format, формат файлі призначених для збереження сигналу ЕЕГ

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14



## ВСТУП

### Актуальність

Діагностика стану об'єктів – один із перспективних напрямів використання інформаційних технологій. Зазвичай такі технології ґрунтуються на комп'ютерній обробці сигналів, які генерує об'єкт у процесі свого функціонування. Передбачається, що такий сигнал несе інформацію про кількісні або якісні показники поточного стану об'єкта, а задача інформаційної технології – отримати цю інформацію з сигналу.

Однією з основних задач, що виникають при обробці сигналів в системах автоматичного розпізнавання образів, автоматичної класифікації та діагностики – задача виділення системи ознак сигналу, яка б дозволила достовірно проводити процедуру автоматичного відновлення сигналу, що зазнав перетворень.

Вирішення задачі розпізнавання сигналів, перш за все, пов'язане з вирішенням задачі синхронізації відліків сигналів, як, як правило, порушується при автоматичному запису цих сигналів. Важливим є те, що майже всі відомі методи розпізнавання сигналів ґрунтуються на використанні неперервних базисних функцій для обробки саме неперервних сигналів. Сучасні методи обробки сигналів орієнтовані на використання сучасних засобів обчислювальної техніки. Тому актуальною є розробка методів цифрової обробки складних сигналів, які орієнтовані на розробку і використання для розпізнавання сигналів систем базисних функцій, які є дискретні за своєю сутністю.

Тому виконання досліджень, пов'язаних із подальшим розвитком методів і засобів розпізнавання і класифікації сигналів є актуальна тема.

### Мета

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

Мета роботи полягає розробці алгоритму та програми, за допомогою яких буде проведено експерименти по стиску та відновленню кардіограм, енцефалограм та викликаних потенціалів мозку людини.

Задачі:

1. Побудова базисних функцій Кравчука;
2. Виділення інваріантних ознак сигналу;
3. Відновлення сигналу.

Об'єктом досліджень є складні сигнали, зокрема, електрокардіограми, електроенцефалограми.

Предметом досліджень є методи і алгоритми розпізнавання та класифікації складних сигналів за їх істотними ознаками.

Методи дослідження досліджень базуються на методах цифрової обробки сигналів, спектральних методах дослідження сигналів.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

## РОЗДІЛ 1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД ЗА ТЕМОЮ ІНДИВІДУАЛЬНОГО ЗАВДАННЯ

### 1.1 Перетворення Фур'є

Не так давно, в 19 столітті, французький математик Жан Батіст Жозеф Фур'є показав, що будь яку функцію, котра задовольняє деяким умовам (неперервність по часу, періодичність, відповідність умовам Діріхле) можна розкласти в ряд, котрий в подальшому отримав його ім'я – ряд Фур'є[1].

Існують декілька можливих варіантів запису коефіцієнтів ряду Фур'є. Розклад в ряд Фур'є дозволяє розкласти неперервну функцію в суму інших неперервних функцій. І в загальному випадку, ряд буда мати нескінченну кількість членів.

Подальшим вдосконаленням підходу Фур'є є інтегральне перетворення його ж імені – перетворення Фур'є[2].

На відміну від ряду Фур'є, перетворення Фур'є розкладають функцію не по дискретним частотам, а по неперервним. Розглянемо як співвідносяться коефіцієнти ряду Фур'є і результат перетворення Фур'є, який, власне, називається спектром. Спектр перетворення Фур'є – в загальному випадку комплексна функція, котра описує комплексні амплітуди відповідних гармонік[3]. Тобто значення спектру[4] – комплексні числа, чиї модулі є амплітудами відповідних частот, а аргументи – відповідними початковими фазами. На практиці окремо розглядаються амплітудний і фазовий спектри.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

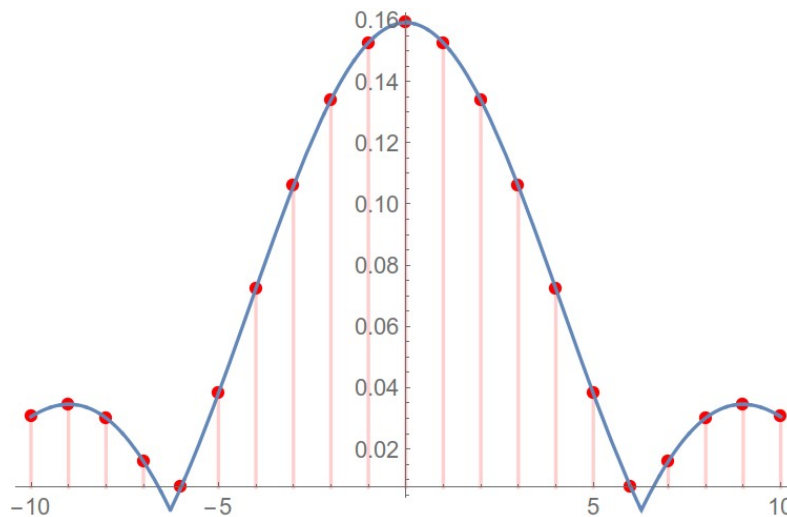


Рисунок 1.1.1 – Відповідність ряду і перетворення Фур'є на прикладі амплітудного спектру

Видно, що коефіцієнти ряду Фур'є є нічим іншим, як значеннями перетворення Фур'є в дискретні моменти часу.

Однак, перетворення Фур'є зіставляє неперервній в часі, нескінченній функції іншу, неперервну по частоті, нескінченну функцію – спектр. У випадку, коли у нас немає нескінченної в часі функції, а є лиш якась записана її дискретна в часі частина, відповідь дає подальший розвиток перетворення Фур'є – дискретне перетворення Фур'є (ДПФ)[5].

Дискретне перетворення Фур'є призначено вирішити проблему необхідності неперервності і нескінченності в часі сигналу. По суті, ми припускаємо, що вирізали деяку частину нескінченного сигналу, а всю іншу часову область вважаємо нульовою.

Математично це означає, що, маючи досліджувану нескінченну в часі функцію  $f(t)$ , ми множимо її на деяку віконну функції  $w(t)$ , котра перетворюється в нуль всюди, крім інтервалу часу, котрий нас цікавить.

Якщо «виходом» класичного перетворення Фур'є є спектр - функція, то «виходом» дискретного перетворення Фур'є є дискретний спектр. І на вхід теж подаються відліки дискретного сигналу.

Решта властивості перетворення Фур'є не змінюються: про них можна прочитати у відповідній літературі.

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

## 1.2 Аналіз біомедичних сигналів

Біомедичні сигнали, як правило, змінюються в часі і по амплітуді неперервно, тобто вони є аналоговими[6].

Сигнали поділяються на детерміновані та випадкові. Детерміновані сигнали – сигнали моментального значення, котрі точно визначені в довільний момент часу. Випадкові сигнали – сигнали моментального значення, значення яких передбачити неможливо. Випадкові зміни параметру можуть викликати або повідомлення що передається, або дією якихось сторонні факторів. В останньому випадку кажуть про дію шумів на повідомленні що передається.

Параметри сигналу, котрі змінюються в часі, у відповідності з повідомленням що передається, називають інформаційними параметрами. У електричних сигналів інформативними параметрами можуть бути амплітуда, частота, фаза.

Інформацію можуть нести тільки випадкові сигнали. Детермінований сигнал ніякої інформації не несе, оскільки його поведінка відома наперед. Однак використання детермінованих сигналів зручне при дослідженні процесів, котрі пов'язані з перетворенням, передачею і обробкою сигналів, котрі несуть інформацію, і приладів, котрі реалізують ці перетворення.

При дослідженні загальних властивостей сигналів ми відволікаємося від їхньої конкретною фізичної природи, змісту і призначення і заміняємо сигнали моделями.

Модель – вибраний спосіб описання об'єкту, процесу чи явища, котрий відображає вагомі, з точки зору конкретної задачі, фактори. В якості моделей електричних сигналів використовують математичні моделі.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

Розглянемо форми інтерпретації детермінованих сигналів. По формі інтерпретації детерміновані сигнали поділяють на неперервні, дискретні, та дискретно-неперервні.

Неперервний сигнал. Якщо число можливих значень параметра нескінченне, то сигнал вважають неперервним по цьому параметру.

Дискретний сигнал. Якщо число можливих значень параметру скінченне, то сигнали називаються дискретним по цьому параметру.

Дискретно-неперервний сигнал - по одному параметру, і неперервний по іншому.

У відповідності з перчисленими формами представлення детермінованих сигналів існують наступні різновидності їх математичних моделей:

1. Неперервна функція неперервного аргументу;
2. Неперервна функція дискретного аргументу;
3. Дискретна функція неперервного аргументу;
4. Дискретна функція дискретного аргументу.

Перехід від однієї форми до іншої представлення сигналу відбувається при допомозі відповідних операцій.

Біомедичні сигнали мають досить різні діапазони змін амплітудних значень. Наприклад, сигнали електроенцефалограми мають амплітудний діапазон від 10 до 200 мкВ, а сигнали електрокардіограми – від 100 мкВ до 5 мВ[7]. Цьому перед тим як перейти до перетворень сигналів останнє потрібно представити в якомусь однотипному виді. Тобто нормалізувати. Це дасть можливість застосувати один і той самий перетворювач, наприклад аналого-цифровий, для сигналів від різних датчиків.

Нормалізація сигналів – ряд операцій по представленню інформації від різних датчиків у виді єдиних по рівню електричних сигналів, котрі відповідають заданим вимогам. Найбільш типові вимоги: певний діапазон зміни амплітуди сигналу і відповідне

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

відношення сигналу до шуму. Нормалізація сигналів відбувається за допомогою операцій підсилення та фільтрації.

Дискретизація сигналів – операція перетворення неперервних у часі і по амплітуді в сигнали, неперервні по амплітуді і дискретні в часі. При цьому неперервні сигнали представляються у вигляді окремих дискретних відліків, тобто відліків, взятих через відповідні відрізки часу. Дискретизація сигналу – перший крок на шляху від датчика сигналу до ЕОМ.

Розглянуті моделі сигналів у виді функцій часу, представлені в першу чергу для аналізу форми сигналу. Реальні сигнали часто мають достатньо складну форму. При дослідженні проходження таких сигналів через радіоелектронні прилади бажано би мати таке представлення сигналу, котру влаштувало би дане дослідження. Для цього сигнал складної форми зручно представити у вигляді сукупності елементарних сигналів.

На практиці найбільше використання знайшло представлення неперервного сигналу складної форми  $u(t)$ , заданого на інтервалі  $(t_1, t_1+T)$ , де  $T$  – період повторення сигналу, у вигляді лінійної комбінація деяких елементарних функцій  $j_k(t)$   $k=0,1,2,\dots$ [8]

$$u(t) = \sum_{k=0}^{\infty} c_k \varphi_k(t), \quad (1.2.1)$$

де  $c_k$  – деякий безрозмірний коефіцієнт,

$k$  – порядковий номер функції в системі  $\{j_k(t)\}$

Функції  $j_k(t)$  називають базисними. При виборі набору базисних функцій неперервний сигнал  $u(t)$  повністю визначається сукупністю коефіцієнтів  $c_k$ .

Сукупність коефіцієнтів  $c_k$  називають дискретним спектром сигналу, а представлення сигналу у вигляді (1.1) – узагальненим спектральним

представленням або розкладу сигналу по системі базисних функцій  $\{j_k(t)\}$ .

Таке представлення сигналу зручне для дослідження лінійних систем. Воно дозволяє знаходити реакцію системи, тобто сигнал на її вході, на будь який складний вихідний сигнал. Для цього визначають реакцію на кожний елементарний вплив, отримані результати множать на коефіцієнти  $c_k$  і сумують, оскільки лінійні системи задовольняють принципу суперпозиції.

Вимогу до базисних функцій:

- для будь якого сигналу ряд (1.2.1) має сходитися
- коефіцієнти  $c_k$  мають легко обчислюватися
- значення коефіцієнтів  $c_k$  не мають залежати від верхньої межі суми (1.1)

Таким вимогам задовольняє так звана повня, впорядкована система лінійно незалежних функцій.

Система функцій  $j_k(t)$ ,  $k = 0, 1, 2, \dots, N-1$  називається лінійно незалежною, якщо рівність

$$\sum_{k=0}^{N-1} \alpha_k \varphi_k(t) = 0, \quad (1.2.2)$$

справедлива лише при  $\alpha_k = 0$  для всіх  $k$ . Це означає, що ніяку функцію цієї системи неможна представити у вигляді лінійної комбінації інших функцій цієї ж системи.

Впорядкованість означає, що завжди по деякій ознаці можна визначити, яка функція є попередньою, а яка – наступною.

Система лінійно незалежних функцій є повною, якщо до неї не можна додати ніякої нової функції, котра була б лінійно незалежно по відношенню до функцій даної системи.

Якщо система виявиться не повною, то не всі сигнали можна представити у вигляді (1.2.1). Наприклад, якщо ми розкладемо сигнал



по першим 5 гармонікам, то ми не зможемо дізнатися про наявність в сигналі більш високочастотних гармонік.

Неповну систему завжди можна доповнити введенням нових функцій. В границі можна отримати повну систему.

Коефіцієнти ряду (1.2.1) просто вираховуються, якщо в якості базису використовувати систему ортогональних функцій.

В загальному випадку функції  $j_k(t)$ ,  $k = 0, 1, 2, \dots$ , задані на інтервалі  $(t_1, t_1+T)$ , називають ортогональними на цьому інтервалі, якщо виконується умова

$$\int_{t_1}^{t_1+T} \varphi_k(t) \varphi_j^*(t) d(t) = E_k \delta_{kj} \quad (1.2.3)$$

де  $\delta_{kj}$  – символ Кронекера, рівний 1 при  $k=j$ , і 0 при  $k \neq j$ , \* - символ комплексної спряженості.

Постійна  $E_k$  фізично відповідає енергії сигналу  $j_k(t)$ . Величину  $\sqrt{E_k}$  називають нормою базисної функції  $j_k(t)$ .

Для дійсних функцій  $j_k(t)$ ,  $k = 0, 1, 2, \dots$ , умова ортогональності має вигляд

$$\int_{t_1}^{t_1+T} \varphi_k(t) \varphi_j(t) d(t) = E_k \delta_{kj} \quad (1.2.4)$$

Система ортогональних функцій є частковим випадком системи лінійно незалежних функцій.

На практиці часто користуються ортонормованою системою функцій  $\{y_k(t)\}$ , котра формується з системи ортогональних функцій  $\{j_k(t)\}$  нормуванням кожної її функції по її нормі, тобто діленням на норму

$$\Psi_k(t) = \frac{\varphi_k(t)}{\sqrt{E_k}} \quad (1.2.5)$$

Коефіцієнти ряду (1.2.1) знаходяться наступним чином. Помножимо обидві частини рівності (1.1) на  $j^*(t)$  і проінтегруємо на інтервалі  $(t_1, t_1+T)$ :

$$\int_{t_1}^{t_1+T} u(t)\varphi_j^*(t)dt = \int_{t_1}^{t_1+T} \sum_{k=0}^{\infty} c_k \varphi_k(t)\varphi_j^*(t)dt = \sum_{k=0}^{\infty} c_k \int_{t_1}^{t_1+T} \varphi_k(t)\varphi_j^*(t)dt \quad (1.2.6)$$

З урахуванням рівняння (1.2.3) отримаємо

$$c_j = \frac{1}{E_j} \int_{t_1}^{t_1+T} u(t)\varphi_j^*(t)dt \quad (1.2.7)$$

При використанні ортонормованої системи

$$c_j = \int_{t_1}^{t_1+T} u(t)\psi_j^*(t)dt \quad (1.2.8)$$

Представлення сигналу у вигляді (1.2.1) називають узагальненим спектром Фур'є. Коефіцієнти, котрі визначаються в (1.2.6) чи (1.2.7), називають узагальненими коефіцієнтами Фур'є. Сукупність коефіцієнтів  $c_1$  і порядкових номерів функцій називають узагальненим спектром сигналу.

Ціль обробки біомедичних сигналів – виявлення інформативних параметрів, котрі характеризують функціональний стан контрольованих систем організму, запам'ятовування цих параметрів і представлення їх у вигляді, зручному для сприйняття, аналізу і прийняття рішення споживачем.

У зв'язку з цим до ортогональним базисним функціям, котрі застосовуються при обробці біомедичних сигналів, можна висунути додатково наступні вимоги:

- ряд (1.2.1) має сходитися як можна швидше при збереженні точності оцінок параметрів біомедичного сигналу;

- різні інформативні параметри сигналу мають описуватися мінімальними наборами спектральних коефіцієнтів, в границі один параметр – один спектральний коефіцієнт.

Виконання цих вимог забезпечує зменшення об'єму пам'яті засобів обробки, кількості обчислювальних операцій, необхідних для обробки сигналу.

Найбільш часто застосовується система тригонометричних функцій і система комплексних експоненціальних функцій[9].

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

## Висновок до розділу 1

На підставі проведеного аналізу можна зробити висновок, що сучасна наука має у своєму розпорядженні ефективні методи і обчислювальні алгоритми, які дозволяють з різних сторін дослідити і оцінити кількісні та якісні характеристики біомедичного сигналу.

Проте вони базуються на тому, що досліджуваний сигнал вважається нескінченим, тому для сигналів короткої протяжності, або для фрагментів сигналу вони не можуть застосовуватись. Тому в другому розділі пропонується метод дослідження сигналу малої протяжності.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

## РОЗДІЛ 2 ОСНОВНА ЧАСТИНА

### 2.1 Матеріали і методи

У ході опису записів електроенцефалограм (ЕЕГ) відокремлюють морфологічні компоненти, а саме: ритми, ознаки епілептиморфної активності, часові та топографічні характеристики.

Ритми. Під поняттям «ритм» на ЕЕГ мають на увазі визначений тип електричної активності, що відповідає певному стану мозку і зв'язаний із церебральними механізмами. У клінічних дослідженнях відокремлюють чотири типи ритмів частоти, що послідовно збільшується: дельта-, тета-, альфа- і бета-ритми[10].

Частотний аналіз ЕЕГ. Частотний або спектральний, аналіз є база більшості сучасних обчислювальних досліджень ЕЕГ. Сутність його полягає у розкладанні сигналу  $s(t)$ , що виміряний на певному інтервалі  $T$  із заданою частотою дискретизації  $F$ , у послідовність синусоїдальних складових  $A(f_i)$ , де  $f_i = 1/T, 2/T, \dots, i/T, \dots, F/2$ , кожна із яких характеризується амплітудою  $a_i$  і  $\varphi_i$ . Результат такого розкладання подається у вигляді амплітудно-частотної  $a_i = a(f_i)$  і фазо-частотної  $\varphi_i = \varphi(f_i)$  характеристик і похідних від них[11].

Спектральні показники. На ґрунті частотних характеристик обчислюються похідні спектральні показники за стандартних або спеціальних частотних діапазонів ЕЕГ. Найвідоміші з них:

-  $A_{av}$  – середня амплітуда спектра у заданому частотному діапазоні ЕЕГ;

-  $A_{max}$  – максимальна амплітуда спектра у заданому частотному діапазоні ЕЕГ;

-  $F_{av}$  – середньозважена частота у заданому діапазоні ЕЕГ;

-  $F_{max}$  – частота максимальної амплітуди спектра у заданому частотному діапазоні ЕЕГ.

### Спектральні методи обробки інформації

Підгрунтя спектральних подань є перетворення вхідної функції за системою ортогональних функцій, які вибирають виходячи із умов задачі, що вирішується. Основна перевага таких перетворень полягає у тому, що вони надають можливість подавати інформацію, яка міститься у вхідних даних, у вигляді взаємно незалежних складових. Співставлення й аналіз цих складових надає можливість кількісної оцінки параметрів сигналів, випадкових процесів та динамічних систем, моделювати фізичні явища, виявляти закономірності їх протікання у часі, визначати частотні властивості сигналів, раціонально будувати апаратуру та алгоритми обробки інформації.

У сутності спектрального підходу можна відокремити дві основні ідеї: аналіз (розкладання) і синтез функцій. Під спектральним аналізом розуміють розкладання функції (сигналу, процесу) на ортогональні компоненти елементарної форми, рівні яких за своєю сукупністю утворюють спектр. Зі співставлення коефіцієнтів спектра можна судити про величину і значимість елементарних складових у вхідній функції[12].

Під синтезом функції зазвичай мають на увазі її відновлення за вхідними спектральними коефіцієнтами на ґрунті певного критерію.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

Так, наприклад, вирішується задача апроксимації складної функції сумою зважених простіших функцій із вибраної ортогональної системи.

#### Основні задачі обробки інформації спектральними методами

Стосовно інструмента спектральних перетворень різні практичні задачі зручно підрозділяти за своїм математичним сенсом.

#### Фільтрація і відокремлення сигналів

Поняття фільтрації зазвичай пов'язується зі спектральним поданням сигналів через перетворення Фур'є. Сутність задачі фільтрації полягає у такому. При аналізі сигналів часто виникає необхідність у змінюванні їхньої спектральної характеристики за певним законом, зокрема, коли відокремлюється визначений частотний діапазон  $\Delta\omega$  сигналу, має місце смуриста фільтрація; якщо пригнічується або підсилюється компонента із певною частотою, говорять про вибірку фільтрацію; якщо вхідний процес згладжується для детальнішого вивчення його низькочастотних коливань, при цьому виконується низькочастотна фільтрація тощо[13].

Розповсюджене прикладання фільтрації – розділення сигналів за спектральними ознаками. Наприклад, за допомогою смурих фільтрів розділяються сигнали у багатоканальних системах зв'язку[14]. Впливову роль методи смуристої фільтрації набули в обробці випадкових процесів для отримання їхніх статистичних характеристик і, зокрема, для оцінювання спектральної щільності потужності  $G(\omega)$  [15].

Одним із важливих застосувань методів фільтрації є задача стиску інформації[16] і виділення інформативних ознак у проблемі класифікації сигналів, діагностики та розпізнавання образів.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

## Стискання інформації і відокремлення інформативних ознак

Сутність стискання полягає у запобіганні надлишковості даних, що обробляються, тобто у скороченні розмірності простору вхідного опису. Оскільки дані, що обробляються, зазвичай мають випадковий характер, стискання випадкових процесів здійснюється або підвищенням достовірності статистичних характеристик, що формуються, або прискоренням обробки, або підвищенням інформативності даних[17].

Відокремлюють стискання із відновленням (задача апроксимації) і стискання без відновлення (задача класифікації).

Спектральні методи забезпечують високу ефективність вирішення задач стискання, що обумовлюється лінійністю та ортогональністю спектральних перетворень, їхніми гарними властивостями відносно згладжування. Під час вирішення задач стискання важливе значення має вибір слушної системи базисних функцій, яка забезпечує за заданим критерієм наближення найменшу кількість коефіцієнтів розкладання значимого рівня. Під час стискання інформації на першому етапі вона відображується у спектральну область.

Слід зазначити, що далеко не всі найбільш популярні і вживані системи базисних функцій придатні для вирішення задачі відновлення біомедичних сигналів, характерна ознака яких -- подання цих сигналів на скінченному відрізку часу. Зокрема, найпопулярніша система розкладання сигналу у ряд Фур'є, що дає хороші результати на досить протяжному відрізку часу, зовсім не пристосована до обробки біомедичних сигналів як з огляду на короточасні відрізки, так й нестационарності цих сигналів. Тому задача вибору систем базисних функцій, пристосованих до обробки біомедичних сигналів, є актуальна задача.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14



На другому етапі за заданим порогом у спектральній області і певного критерію здійснюється відкидання компонент малого рівня, чим ліквідується надмірність інформації і скорочується розмірність її спектру.

За спектром, що є стиснутий, інформацію можна відновити із заданим наближенням шляхом зворотного спектрального перетворення.

Моделювання алгоритма виділення інваріантних відносно зсуву ознак сигналу.

Загальна схема побудови алгоритму виділення інваріантних відносно зсуву ознак біомедичних сигналів та зображень передбачає реалізацію таких кроків.

1. Вибір та обґрунтування системи дискретних базисних функцій (поліномів), відносно якої сигнал чи зображення, що досліджується, подається у вигляді відповідного ряду Фур'є

$$f(x) = \sum_{n=1} c(a, n) \varphi_n(x). \quad (2.1.1)$$

Зважаючи на скінченність сигналу чи зображення, що досліджується, у даному випадку слушно за систему базисних функцій обирати систему поліномів Кравчука або Хана[18].

Застосування ортогональних базисів кусково-сталих функцій (функцій Хаара, Уолша тощо) також призводить до труднощів при комп'ютерній реалізації відповідних алгоритмів. Це пов'язано з тим, що при дискретизації базисних поліномів порушується їх ортогональність[19].

Виходячи з цих міркувань, в якості базису, за яким обчислюються узагальнені спектральні коефіцієнти сигналу, пропонуються дискретні

ортонормовані функції Кравчука[20], основою яких є відомі поліноми Кравчука  $K_n^{(p)}(k, N)$ ,  $n, k = \overline{1, N}$ ,  $p = 0, 1; K; 0, 9$ .  $N$  – розмір вибірки дискретного сигналу  $y(t_k)$ ,  $p$  – параметр біноміального розподілу ймовірностей випадкового процесу. Дискретизація параметра  $p \in (0, 1)$  може бути й іншою, що обумовлюється потребами поставленої задачі[21].

$$F_{n+1}^{(p)}(k, N) = \frac{k - n - p(N - 2n)}{\sqrt{(n+1)(N-n)p(1-p)}} F_n^{(p)}(k, N) - \sqrt{\frac{(N-n+1)n}{(N-n)(n+1)}} F_{n-1}^{(p)}(k, N), \quad (2.1.2)$$

де  $k = \overline{0, N-1}$ ,  $n = \overline{2, N-1}$ ;  $0 < p < 1$ .

$$F_0^{(p)}(k, N) = \sqrt{\frac{N! p^k (1-p)^{N-k}}{k!(N-k)!}}; \quad (2.1.3)$$

$$F_1^{(p)}(k, N) = (k - pN) \sqrt{\frac{(N-1)! p^{k-1} (1-p)^{N-k+1}}{k!(N_k)!}}. \quad (2.1.4)$$

Двовимірні функції Кравчука визначаються як

$$F_{kl}^{(p_1, p_2)}(i, j) = F_k^{(p_1)}(i) F_l^{(p_2)}(j), \quad i, k = \overline{0, N_1-1}; \quad j, l = \overline{0, N_2-1}; \quad 0 < p_1 < 1; \quad 0 < p_2 < 1. \quad (2.1.5)$$

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

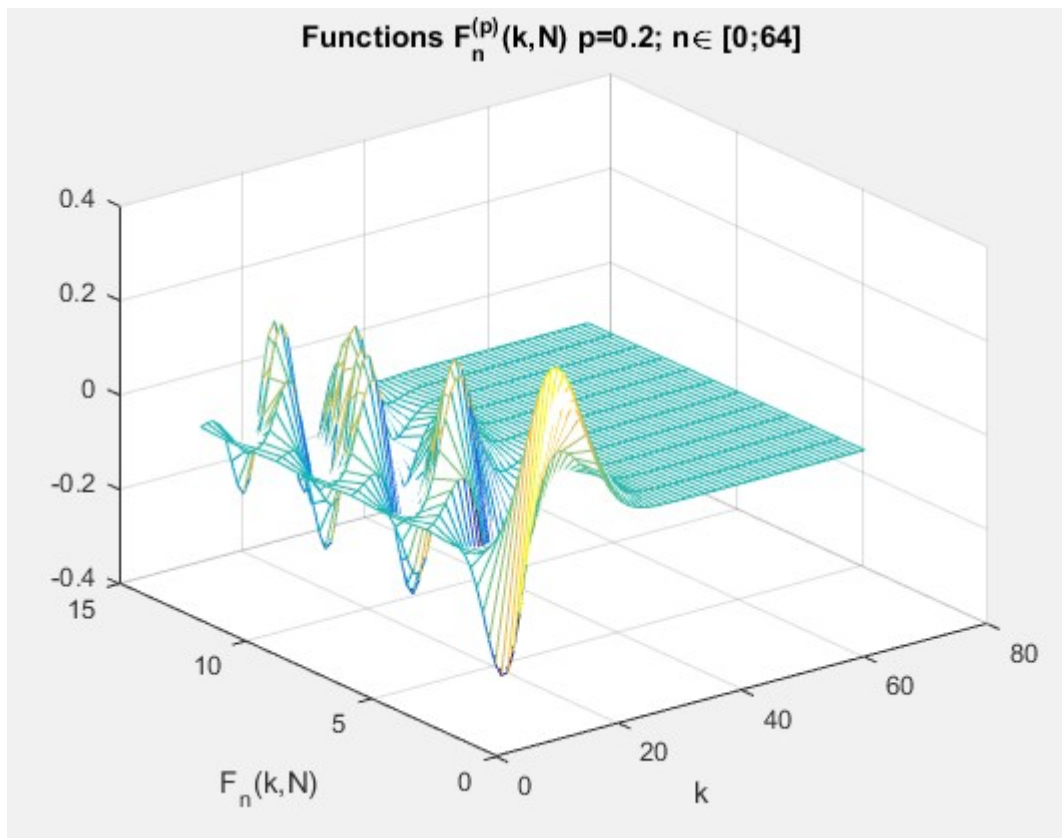


Рисунок 2.1.1 – Функції Кравчука для  $p=0.2$

2. Обчислення коефіцієнтів  $c_n(a, a_0)$  розкладання сигналу у ряд Фур'є. Узагальнені спектральні коефіцієнти сигналу обчислюються для кожного  $p = 0.1, 0.2, \dots, 0.9$  за формулою

$$c_n(a, a_0) = y(a_0) * R^a \varphi_n^{(p)} = \sum_{i=0}^{N-1} y(i) \varphi_n^{(p)}[(i - a) \bmod N, N], \quad (2.1.6)$$

де  $a, i, n = \overline{0, N-1}$ ;  $p = 0, 1; 0, 2; \dots; 0, 9$ .

Обчислення згортки сигналів виконується із використанням арифметики, що ґрунтується на використанні чисел Ферма[22].

Наведемо вигляд кількох коефіцієнтів  $c_n(a, a_0)$ .

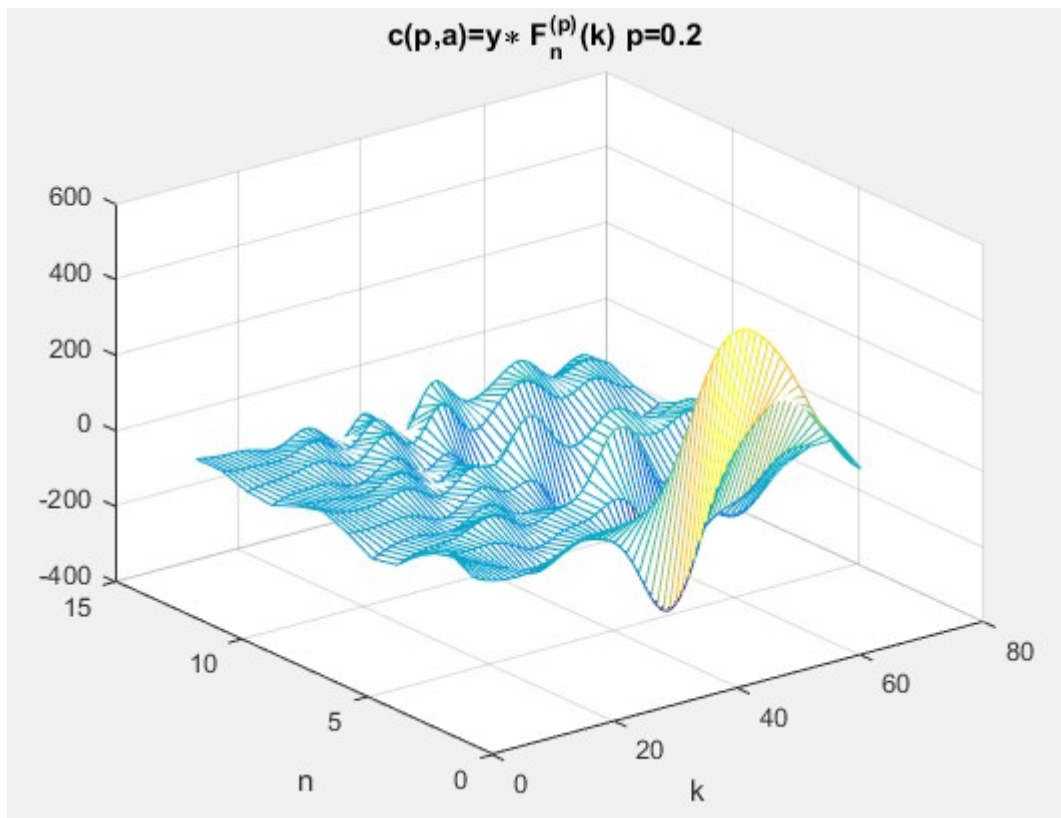


Рисунок 2.1.2 – Спектральні коефіцієнти для  $\rho=0.2$

3. Алгоритм пошуку інваріантних ознак[23-27] сигналу, що відновлюється, ґрунтується на пошуку максимуму функціоналу енергії[28]

$$W(a, a_0) = \sum_{k=1}^M c_k(a, a_0)^2. \quad (2.1.7)$$

Тут  $M$  – підмножина номерів спектральних коефіцієнтів, за якими здійснюється оптимізація процесу. У випадку, коли множина  $M$  збігається з  $N$ , функціонал енергії є константою і є рівним квадрату нормі функції  $y(t)$  при будь якому значенні  $\rho \in (0,1)$ ,  $a \in [0, N - 1]$ . Тому з'являється проблема вибору підмножини індексів, тобто номерів тих узагальнених спектральних коефіцієнтів, які містять у собі найбільш істотну інформацію про сигнал. Якщо для першої ітерації

вибрати множину індексів, що неістотно відрізняється від  $N$ , важко шукати максимум на наступному кроці алгоритму. Тому на цьому кроці важливо, виходячи з евристичних міркувань, істотно обмежити множину індексів і знайти те значення  $a \in [0, N - 1]$ , де досягається максимум функціоналу  $W(a, p)$ . Якщо потім з'ясується, що цієї множини індексів недостатньо для відновлення сигналу з деякою заданою наперед похибкою, множину індексів можна доповнити, але вже при фіксованому значенні  $a$ , яке дорівнює  $a_0$  (приховане значення зсуву), і шукати максимум функціо налу треба тільки по  $p = 0.1, 0.2, \dots, 0.9$ . Максимум  $W(a, p)$  досягається саме тоді, коли значення прихованого зсуву  $a_0$  збігається з  $a$ . Це впливає з формули (2.1.1), бо  $W(a, p)$  — це невід'ємний обмежений функціонал, значить, його глобальний максимум існує. Причому в нашому прикладі максимум буде досягнуто саме тоді, коли змінні значення параметру  $a$  співпадуть з прихованими значеннями  $a_0$ . Але знайти його — це не просте завдання, тому що цей функціонал може мати багато локальних максимумів[29].

4. Сигнал, що досліджується, наближено відновлюється за формулою[30]

$$y(i) = \sum_{k=1}^M c_k(a_0, a_0) R^{a_0} \varphi_k^{(p_0)}(i). \quad (2.1.8)$$

де  $\varphi_k^{(p_0)}(i)$  — функції Кравчука.

Переваги системи дискретних ортонормованих функцій Кравчука порівняно із іншими відомими функціями (функціями Хаара, Уолша, Майкснера[31-33] та деяких інших) полягають у тому, що функції Кравчука є двопараметричні (параметри  $N$  та  $p$ ), що й надає

можливість реалізувати принцип інваріантності відносно зсуву та обертань (у випадку відновлення зображень як функцій яскравості). Отримані інваріантні ознаки сигналу можуть бути використані для подальшої класифікації артефактів[34].

5. За результатами виконання наведеного алгоритму отримано відновлений сигнал (рис. 2.1.3):

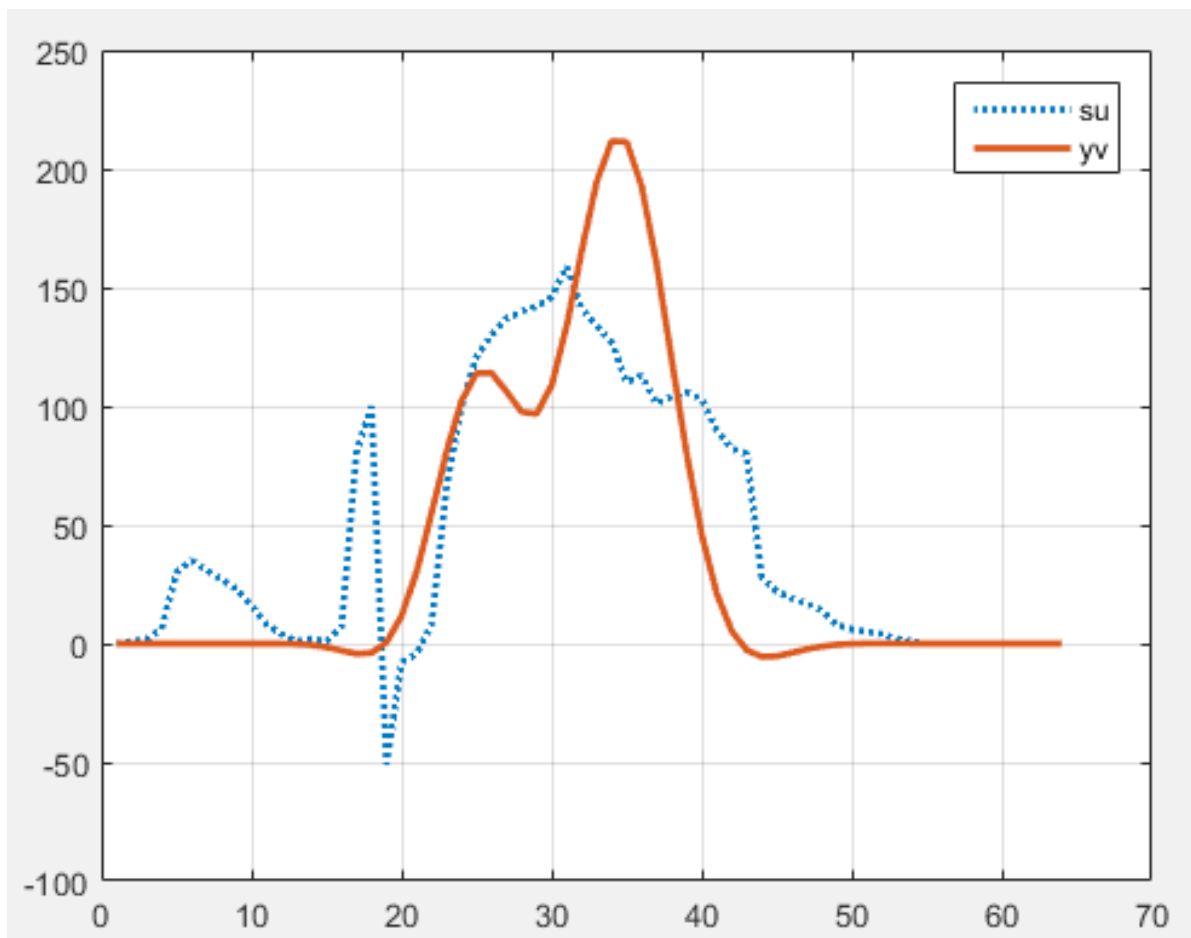


Рисунок 2.1.3 – Відновлений сигнал

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ

Лист

14

На рисунку 2.1.4 наведено структурну схему реалізації алгоритму:

```
INCLUDEPICTURE "http://puu.sh/pm1S6/1c6e7f4bf8.png" \*  
MERGEFORMATINET INCLUDEPICTURE  
"http://puu.sh/pm1S6/1c6e7f4bf8.png" \* MERGEFORMATINET  
INCLUDEPICTURE "http://puu.sh/pm1S6/1c6e7f4bf8.png" \*  
MERGEFORMATINET INCLUDEPICTURE  
"http://puu.sh/pm1S6/1c6e7f4bf8.png" \* MERGEFORMATINET  
INCLUDEPICTURE "http://puu.sh/pm1S6/1c6e7f4bf8.png" \*  
MERGEFORMATINET INCLUDEPICTURE  
"http://puu.sh/pm1S6/1c6e7f4bf8.png" \* MERGEFORMATINET  
INCLUDEPICTURE "http://puu.sh/pm1S6/1c6e7f4bf8.png" \*  
MERGEFORMATINET INCLUDEPICTURE
```

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

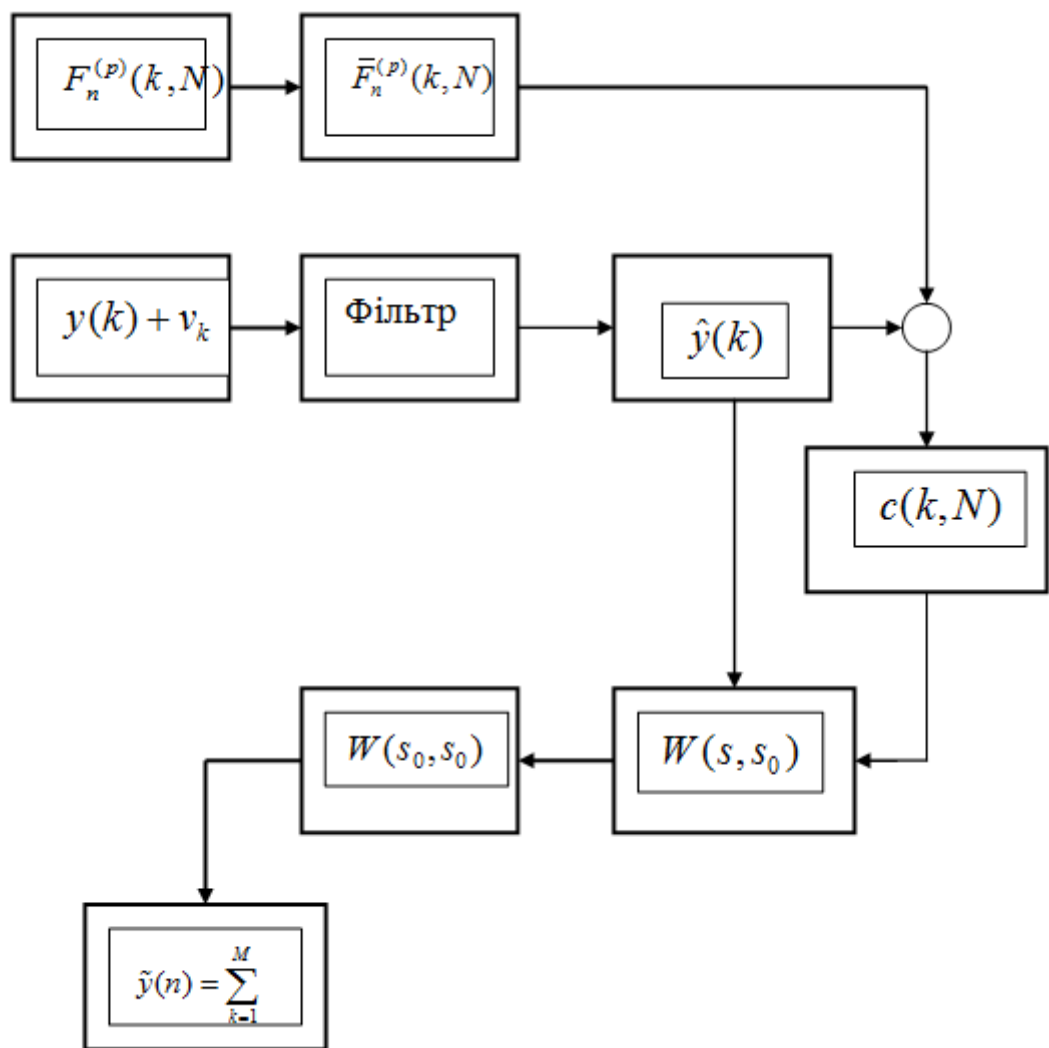


Рисунок 2.1.4 – Структурна схема реалізації алгоритму



Система двовимірних базисних функцій Кравчука може застосовуватися для відновлення сигналів, інваріантних відносно групи обертань[35].

Перш за все необхідно відзначити зв'язок узагальнених сферичних функцій матричних[36] елементів неприводимого подання тривимірної групи обертань  $SO(3)$  із поліномами Кравчука.

### Визначення узагальнених сферичних функцій

При повороті  $g$  базис  $\{\psi_{jm}\}$  під дією оператора  $T(g)$  переходить у новий канонічний базис  $\{\psi'_{jm}\}$ :

$$\psi'_{jm'} = T(g)\psi_{jm}, \quad \psi'_{jm'} = \sum_m D_{mm'}^j(g)\psi_{jm}. \quad (2.1.9)$$

Коефіцієнти розкладання в (1) дорівнюють

$$D_{mm'}^j(g) = (\psi_{jm}, T(g)\psi_{jm'}). \quad (2.1.10)$$

Функції  $D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma)$  називають узагальненими сферичними функціями або  $D$ -функціями Вігнера[37]. Матриця  $D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma)$  є унітарна:

$$\sum_{m''} D_{mm''}^j(\alpha, \beta, \gamma) D_{m''m'}^{j*}(\alpha, \beta, \gamma) = \delta_{mm'}. \quad (2.1.11)$$

$$d_{mm'}^j(\beta) = (-1)^{m-m'} d_{m'm}^j(\beta). \quad (2.1.12)$$

При множенні двох обертань  $g = g_2 g_1$  їхні матриці перемножуються у зворотному порядку:

$$D(\alpha, \beta, \gamma) = D(\alpha_1, \beta_1, \gamma_1)D(\alpha_2, \beta_2, \gamma_2). \quad (2.1.13)$$

Поліноми Якобі  $P_n^{(\alpha, \beta)}(s)$  [38] зв'язані із поліномами Кравчука  $k_n^{(p)}(x, N)$  співвідношенням:

$$k_n^{(p)}(x, N) = P_n^{(x-n, N-n-x)}(1+2p). \quad (2.1.14)$$

Тому функції  $d_{mm'}^j(\beta)$  можна виразити також через функції Кравчука:

$$(-1)^{m-m'} d_{mm'}^j(\beta) = \frac{\sqrt{\rho(x)}}{d_n} k_n^{(p)}(x, N). \quad (2.1.15)$$

Тут  $\rho(x)$ ,  $d_n$  – вага і норма поліномів  $k_n^{(p)}(x, N)$ ;  $n = j - m$ ;  $x = j - m'$ ;  $N = 2j$ ;  $p = \sin^2(\beta/2)$ .

$$\rho(x) = \frac{N! p^x q^{N-x}}{\Gamma(1+x)\Gamma(N+1-x)}; \quad (2.1.16)$$

$$d_n^2 = \frac{N!}{n!(N-n)!} (pq)^n. \quad (2.1.17)$$

Із диференціального рівняння для поліномів Якобі знаходимо диференціальне рівняння для функцій  $d_{mm'}^j(\beta)$ :

$$\frac{1}{\sin \beta} \frac{d}{d\beta} \left( \sin \beta \frac{d}{d\beta} d_{mm'}^j(\beta) \right) - \frac{m^2 - 2mm' \cos \beta + m'^2}{\sin^2 \beta} d_{mm'}^j(\beta) + j(j+1) d_{mm'}^j(\beta) = 0. \quad (2.1.18)$$

Оскільки із формули

$$D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma) = e^{-im\alpha} d_{mm'}^j(\beta) e^{-im'\gamma} \quad (2.1.19)$$

маємо

$$\left( \frac{\partial}{\partial \alpha} + im \right) D_{mm'}^j = 0; \quad \left( \frac{\partial}{\partial \gamma} + im' \right) D_{mm'}^j = 0, \quad (2.1.20)$$

за допомогою формули (5) можна отримати диференціальне рівняння у частинних похідних для  $D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma)$ :

$$\left[ \frac{\partial^2}{\partial \beta^2} + \beta \frac{\partial}{\partial \beta} + \frac{1}{\sin^2 \beta} \left( \frac{\partial^2}{\partial \alpha^2} - 2 \cos \beta \frac{\partial^2}{\partial \alpha \partial \gamma} + \frac{\partial^2}{\partial \gamma^2} \right) \right] D_{mm'}^j + j(j+1)D_{mm'}^j = 0. \quad (2.1.21)$$

Різницеве рівняння для поліномів Кравчука призводить до рекурентного співвідношення по  $m'$  для функцій  $d_{mm'}^j(\beta)$ :

$$2 \frac{m' \cos \beta - m}{\sin \beta} d_{mm'}^j = \sqrt{(j-m')(j+m'+1)} d_{m,m'+1}^j + \sqrt{(j+m')(j-m'+1)} d_{m,m'-1}^j. \quad (2.1.22)$$

## 2.2 Проектування

### Контекстна діаграма

На контекстній діаграмі (рис. 2.2.1) зображено процес експлуатації програмного додатку для спектрального дослідження біомедичних сигналів у вигляді просторових ліній із його вхідними даними, вихідними, механізмами та умовами здійснення.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

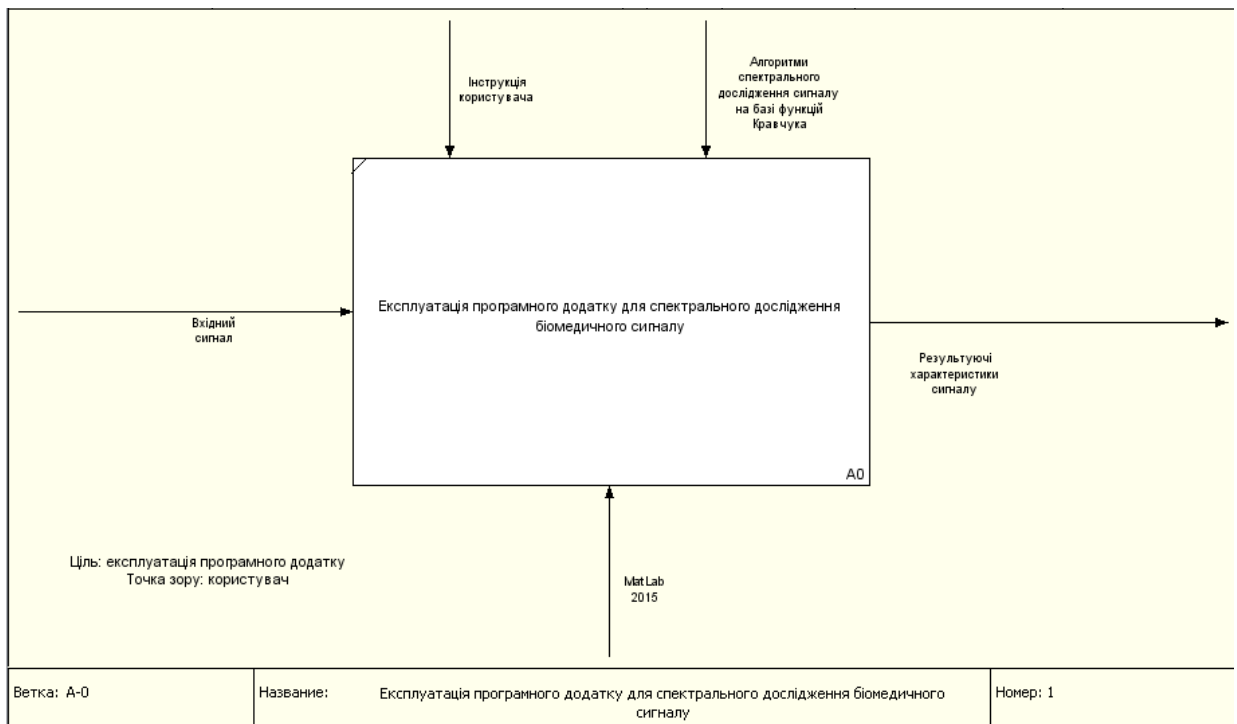


Рисунок 2.2.1 – Контекстна діаграма

Вхідні дані – біомедичний сигнал (ЕЕГ, ЕКГ). Вихідні дані – графіки функцій Кравчука, графіки спектральних коефіцієнтів для даного сигналу.

## Діаграма декомпозиції (IDEF 0)

Для відображення процесі, що включає в себе процес використання програмного додатку у вигляді просторових ліній використано діаграму декомпозицій (рис. 2.2.2).

Процес умовно поділено на три підпроцеси, серед яких: вибір файлу з сигналом, обробка сигналу, виведення результатів в графічному вигляді.

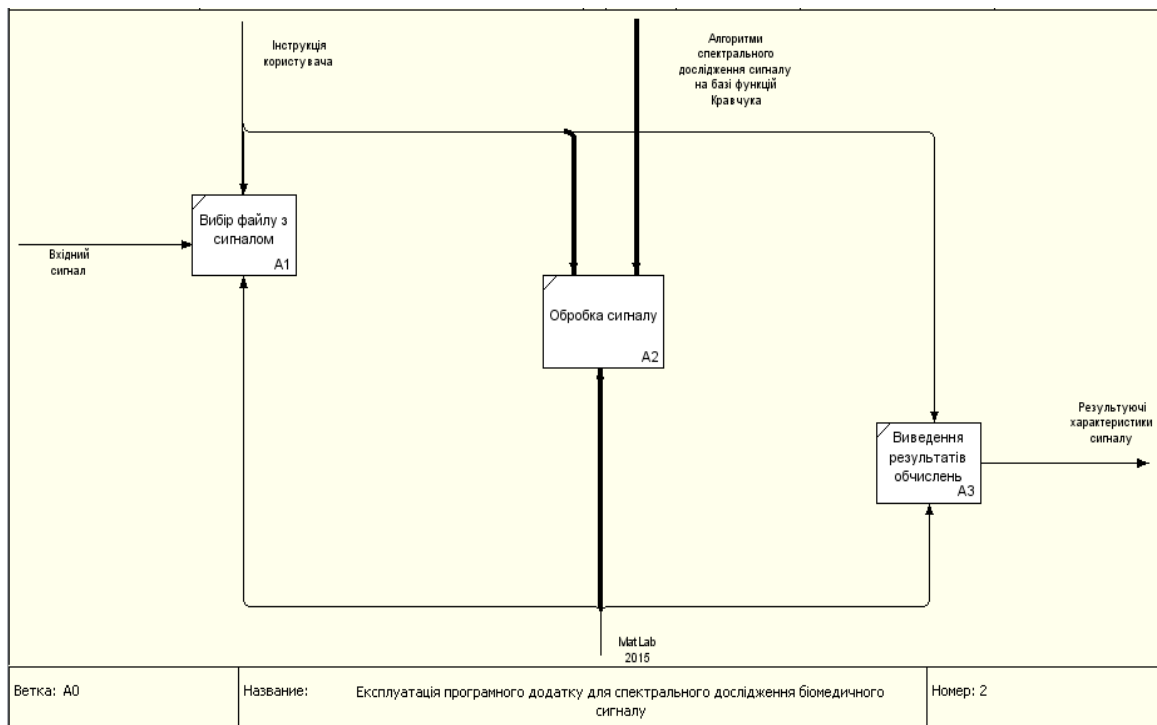


Рисунок 2.2.2 – Діаграма декомпозиції

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ

Лист

14

## Діаграма варіантів використання (Use case)

Діаграма варіантів використання (Use Case) відображає процеси, що відбуваються при роботі додатку з точки зору акторів. В даному видку присутній лише один актор - користувач (рис 2.2.3).

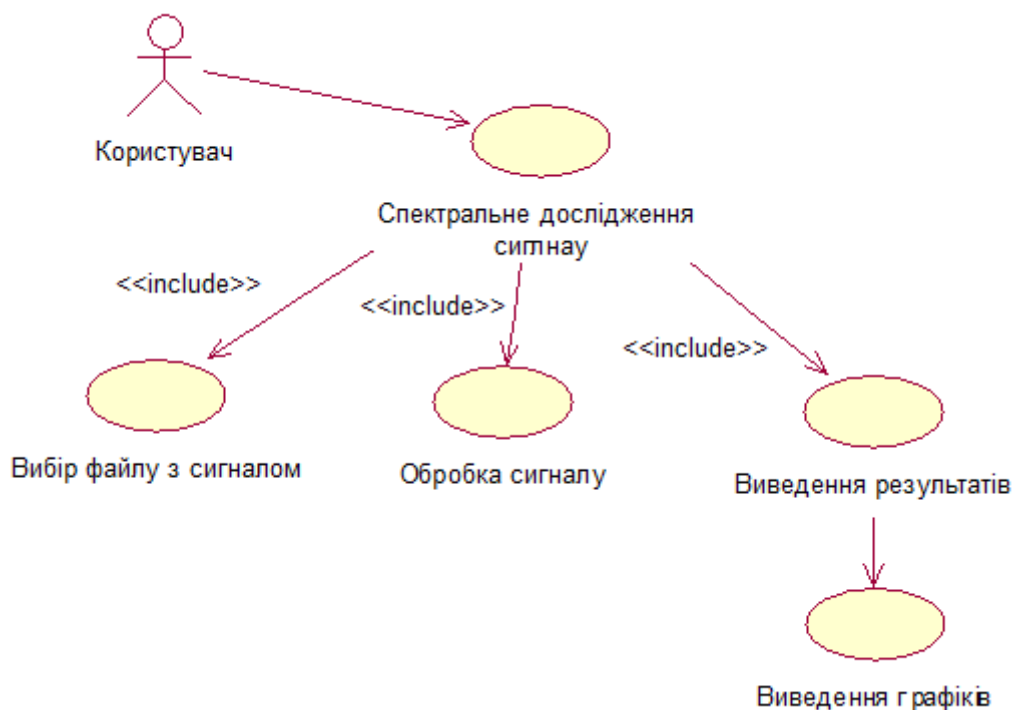


Рисунок 2.2.3 – Діаграма Use case

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ

Лист

14

## Діаграма послідовності: «Спектрального дослідження сигналу»

Діаграма послідовності (рис.2.2.4) відображає взаємодію логічних елементів додатку між собою у процесі виконання актором певного варіанта використання з урахуванням їх послідовності в часі.

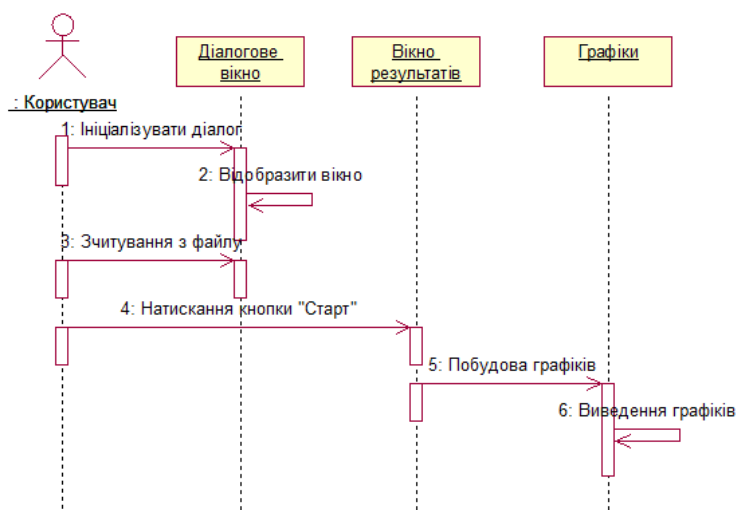


Рисунок 2.2.4 – Діаграма послідовності «Спектрального дослідження сигналу»

## Діаграма стану процесу функціонування ПС

На діаграмі станів (рис. 2.2.5) відображено зв'язки і послідовність проходження всіх станів, від початку роботи додатку і до кінця.

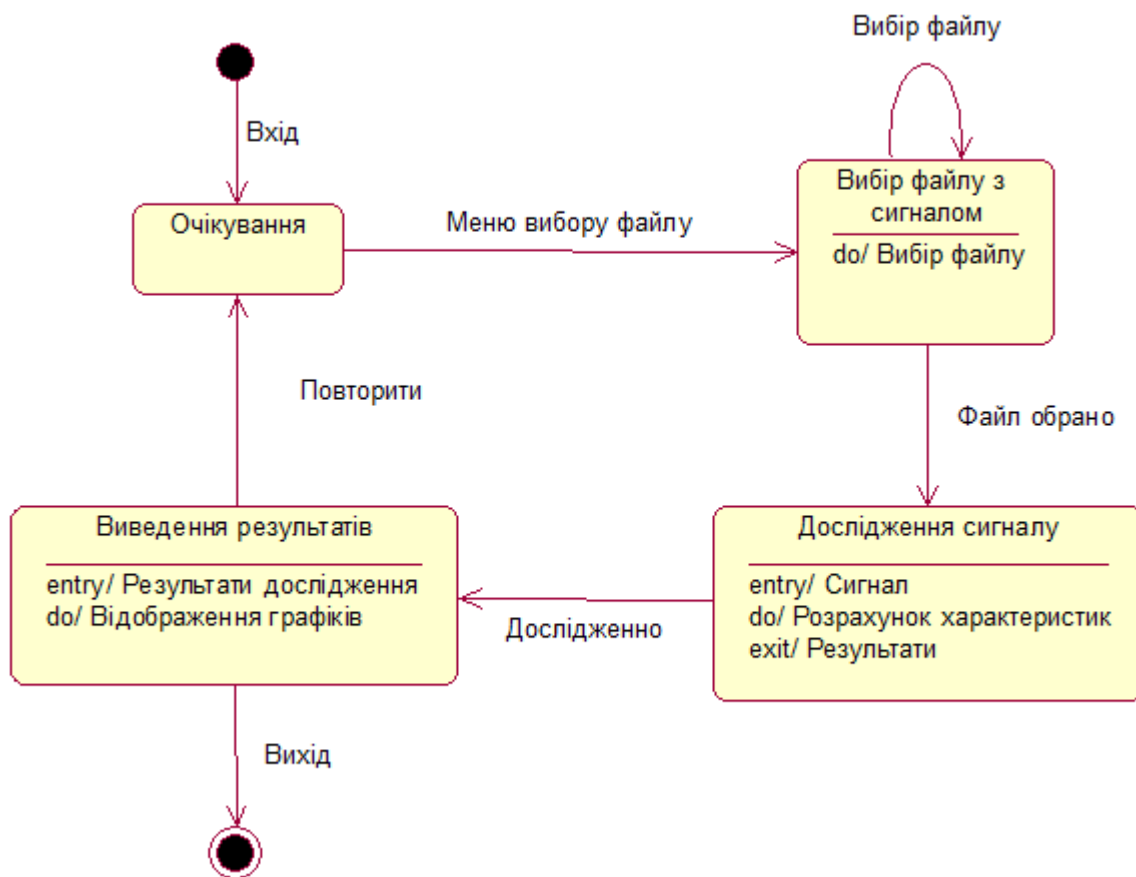


Рисунок 2.2.5 – Діаграма стану процесу

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ

Лист

14



## Діаграма діяльності роботи ПС

Діаграма діяльності відображає послідовність дій, що виконується в процесі реалізації певного варіанта використання або функціонування додатку в цілому. Діаграми діяльності є аналогом блок-схеми будь-якого алгоритму. Вони, як і діаграми станів та переходів, відображаються у вигляді орієнтованого графу, вершинами якого є дії, а ребрами – переходи між діями (рис. 2.2.6).



Рисунок 2.2.6 – Діаграма діяльності роботи програмного додатку

## 2.3 Середовище розробки

Для розробки програмного додатку було обрано середовище розробки MatLab. На сам перед це пов'язано з тим, що MatLab є дуже зручним при роботі сигналами, в ньому присутні багато вбудованих функцій, які дозволяють легко і зручну проводити обробку сигналу, виділення з нього конкретних фрагменту і т.н., в нього вбудовані багато математичних процедур які також необхідні при дослідженні сигналів, такі як перетворення Фур'є. Також в даному середовищі дуже просто працювати з візуальним відображенням результатів роботи у вигляді графіків. Отже зважаючи на те, що MatLab є пристосованим для роботи з сигналами та графічного відображення результатів, тому саме він був обраний для реалізації нашого алгоритму.

До складу MatLab також входить середовище GUIDE для створення додатків з графічним інтерфейсом користувача.

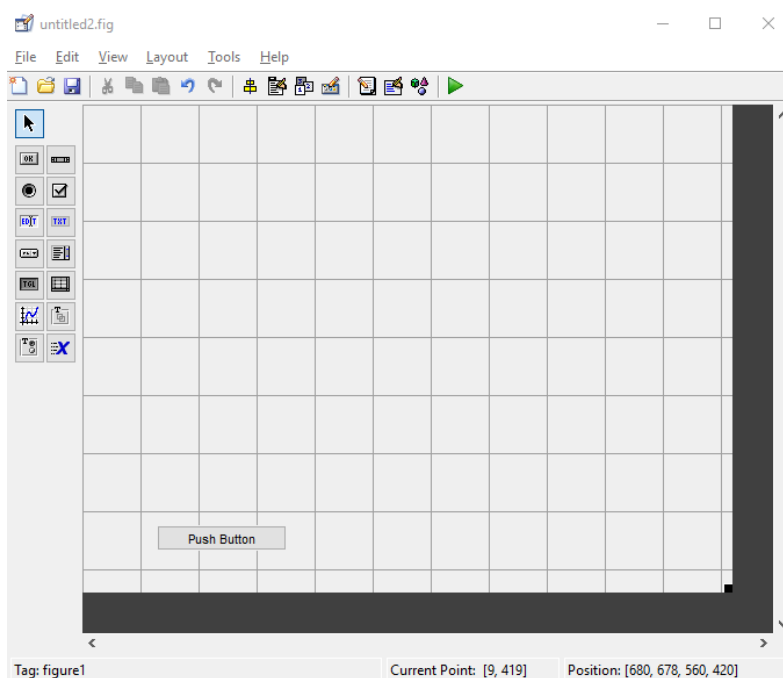


Рисунок 2.3.1 – вікно розробки середовища GUIDE

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

Робота в цьому середовищі досить проста – елементи керування (кнопки, поля, списки і т.д.), котрі розміщуються за допомогою мишки, а потім програмуються події, котрі виникають при зверненні користувача до даних елементів керування. Кожен з цих елементів має свої параметри такі як розмір, колір і т.д., їх можна задавати та змінювати у відповідному вікні – інспекторі елементів.

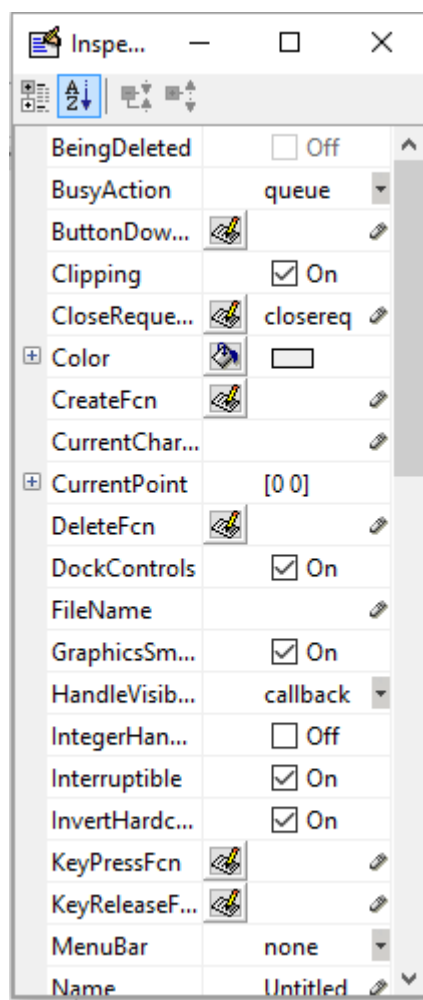


Рисунок 2.3.2 – інспектор елементів

Додаток може складатися як з одного основного вікна, так і з декількох вікон і реалізувати виведення графічної і текстової інформації, в основне вікно додатку і в окремі вікна. Ряд функцій MatLab призначений для створення стандартних діалогових вікон відкриття і збереження файлу, друку, вибору шрифту, вікна для

введення даних та інше, котрими можна користуватися у власних додатка.

Що стосується виведення результатів у графічній формі, то в MatLab, як було сказано вище, є набір функцій, котрі застосовується в цих цілях. Для двомірних графіків застосовуються наступні команди:

PLOT – графік в лінійному масштабі

LOGLOG – графік в логарифмічному масштабі

POLAR – графік в полярних координатах

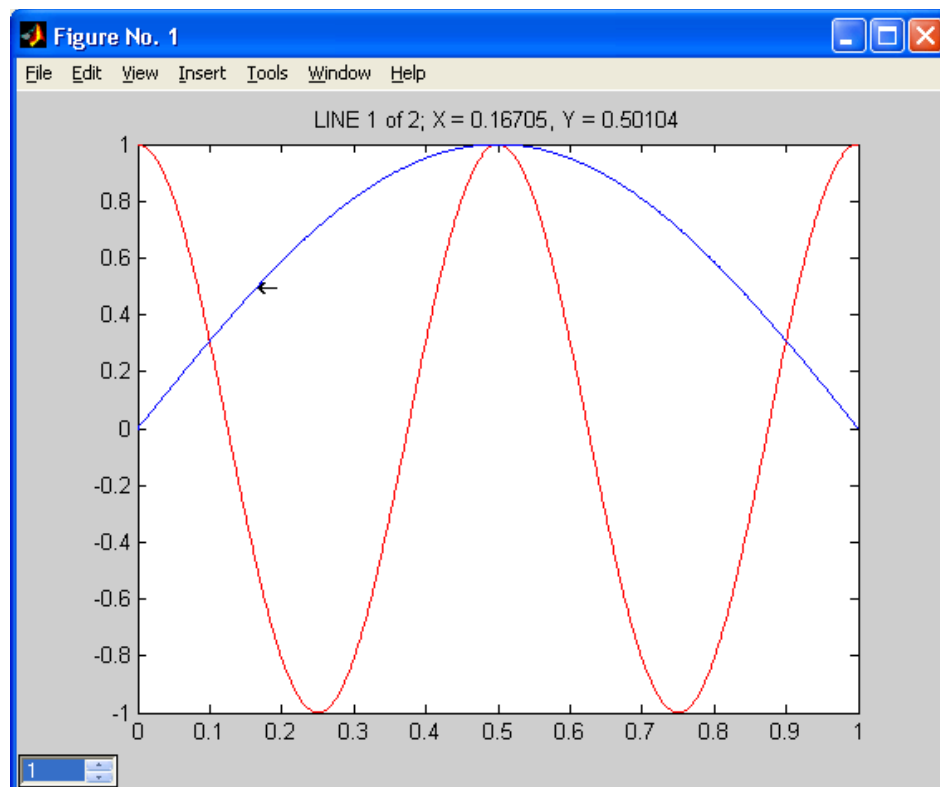


Рисунок 2.3.3 – приклад застосування PLOT

Для тривимірних графіків в основному в основному застосовуються PLOT3 та MESH. Також для відображення надписів і пояснень до

графіків використовуються TITLE, XLABEL, YLABEL, ZLABEL, LEGEND для підпису графіків, осей та розміщення пояснень відповідно.

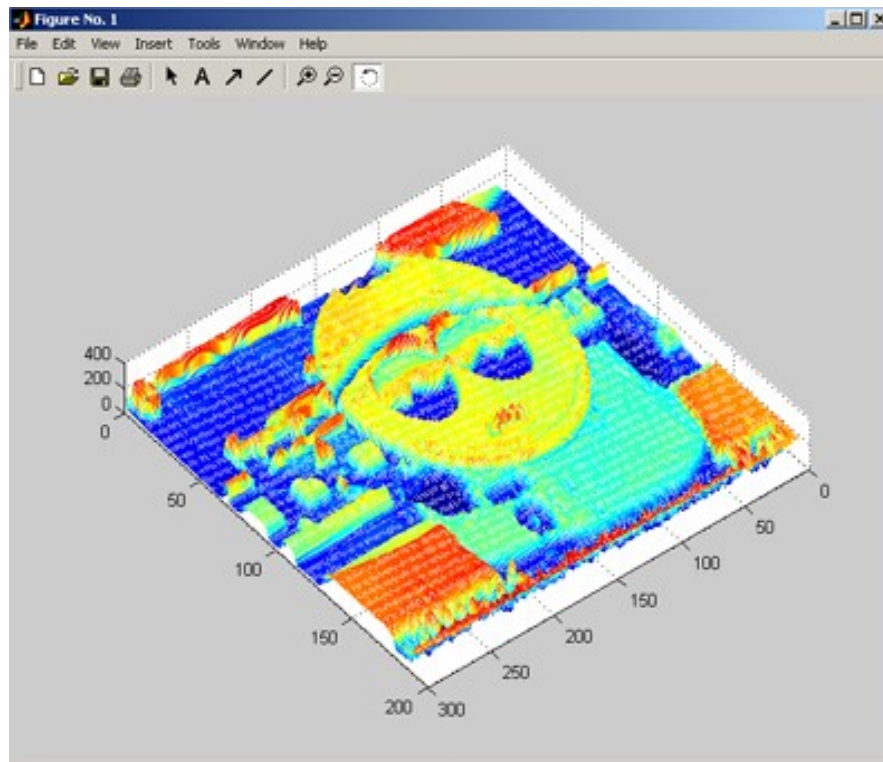


Рисунок 2.3.4 – приклад застосування MESH

Отже MatLab ідеально підходить для реалізації алгоритмів, котрі нам необхідно реалізувати в нашому програмному додатку, тому як було сказано вище, для розробки був обраний саме він.

## 2.4 Робота з розробленим програмним забезпеченням та результати досліджень

Розроблений інтерфейс є гранично простим і зрозумілим користувачу.

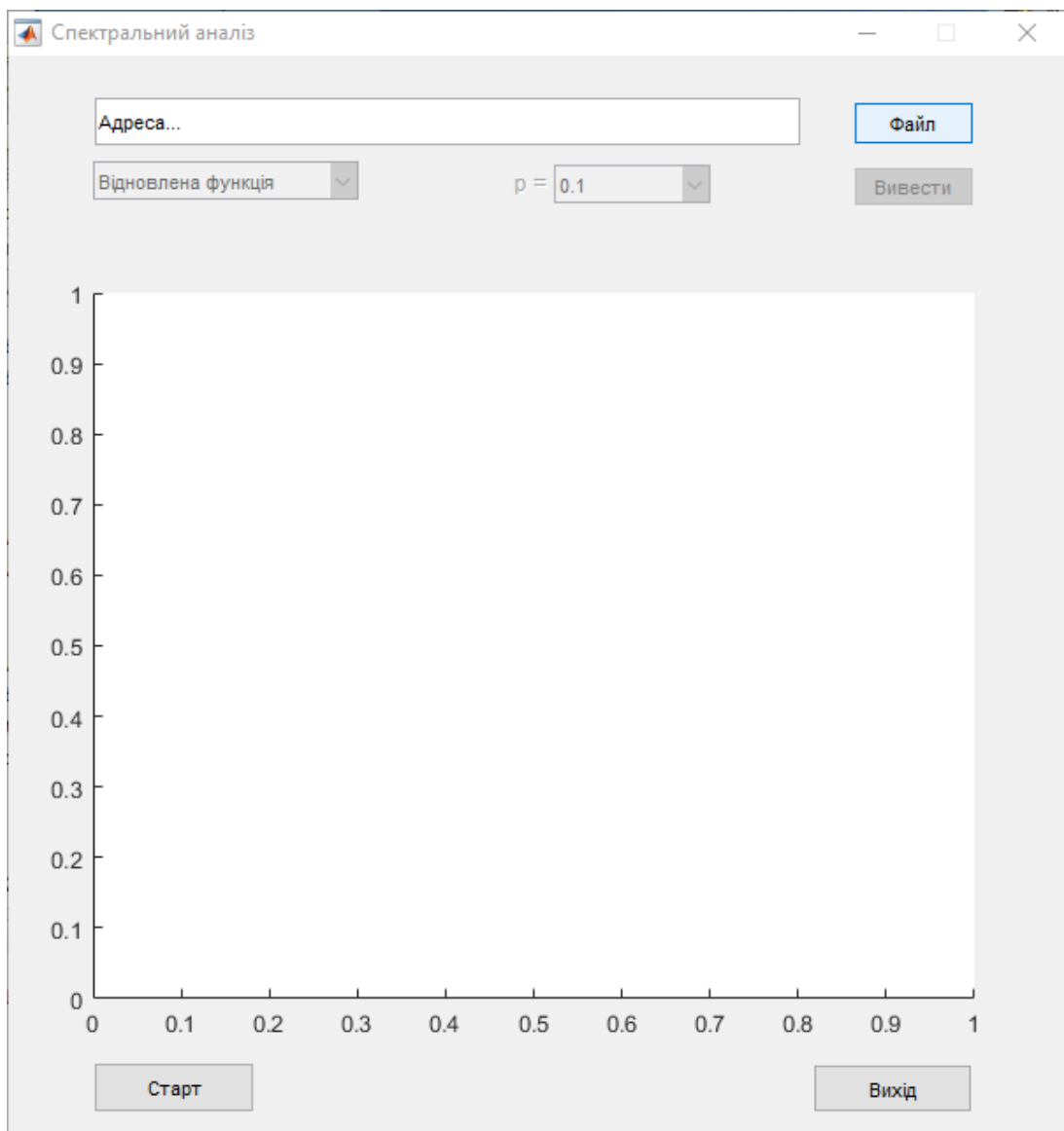


Рисунок 2.4.1 – Головне вікно

Робота з програмою починається з наступного вікна, на ньому присутні кнопка вибору сигналу «Файл», поле з адресою файлу, кнопка «Старт» для початку дослідження сигналу після його вибору, кнопка

«Вихід» для припинення роботи. Також присутні впливаючі меню для виведення результатів: перше меню визначає що саме ми виводимо (відновлений сигнал, функції Кравчука чи спектральні коефіцієнти), друге меню має сенс тільки коли в першому меню обрано «Функції Кравчука» чи «Спектральні коефіцієнти», воно визначає для яких р будуть будуватися відповідні графіки, також присутня кнопка «Вивести», яка власне виводить графік відповідно до заданих параметрів. Останні три об'єкти не доступні, поки не обрано сигнал та не проведений над ним аналіз, тобто після вибору сигналу і натискання кнопки «Старт» ці об'єкти стануть активними.

В головному вікні користувачу пропонується обрати вхідний файл для програми – файл сигналу. Сам файл пропонується вибрати у форматі текстового файлу(.txt) або у форматі european data format(.edf). EDF – розповсюджений формат файлів, які призначені для зберігання сигналів отриманих за допомогою електроенцефалографа у багатьох відведеннях. Вікно продемонстровано на рис. 2.4.2.

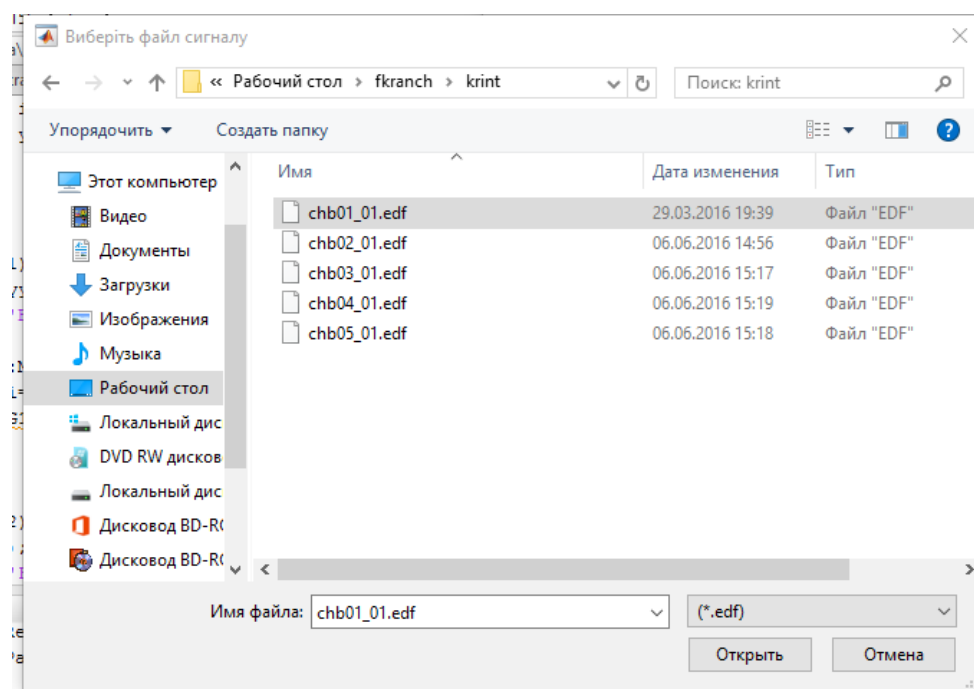


Рисунок 2.4.2 – Вибір файлу

Після вибору файлу програма зчитує з нього інформацію а саме сигнал, який пропонує проаналізувати користувач.

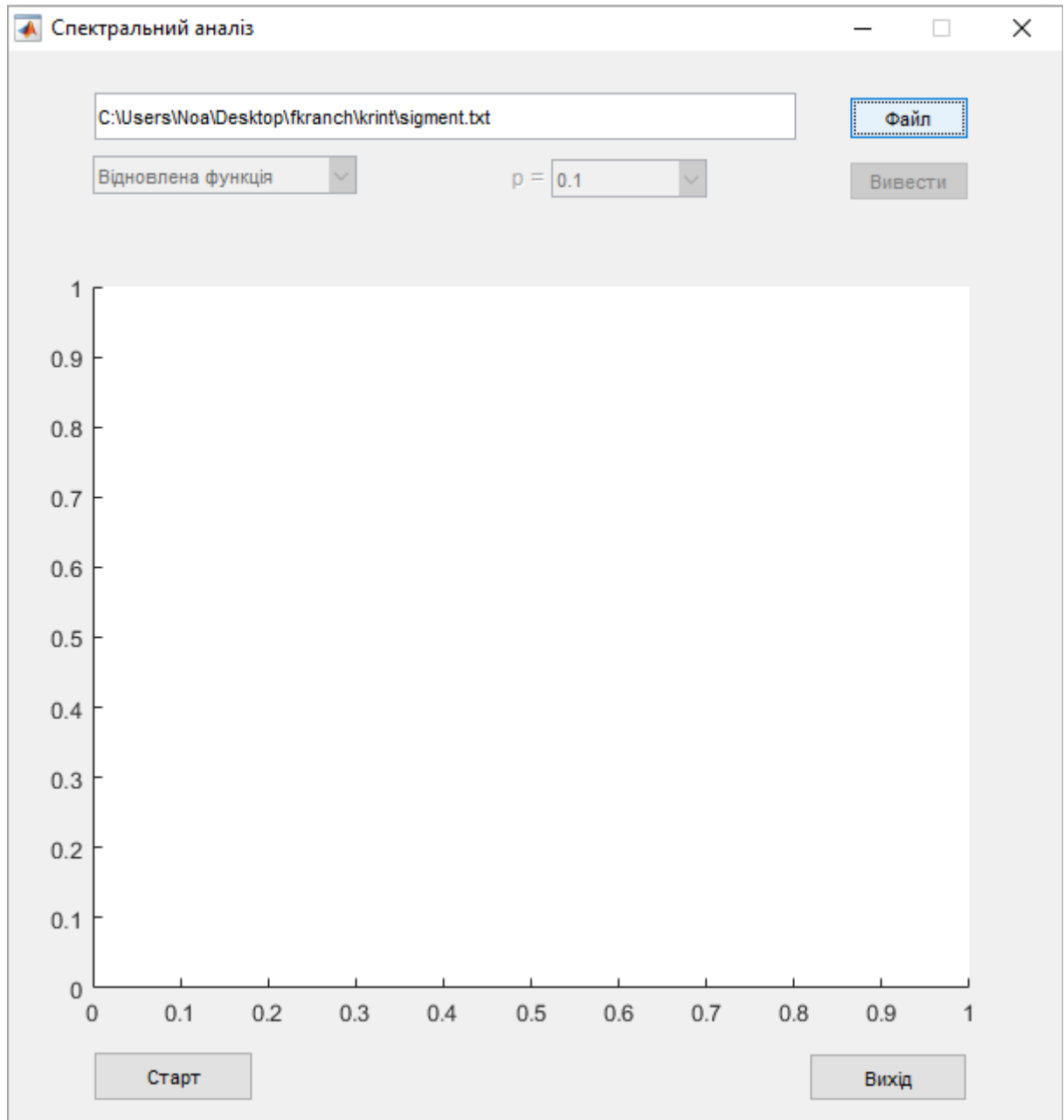


Рисунок 2.4.3 – Головне вікно після вибору файлу

Після цього необхідно натиснути кнопку «Старт» для обробки вибраного сигналу. За замовчуванням програма виведе відновлений сигнал (Рис. 2.4.4).



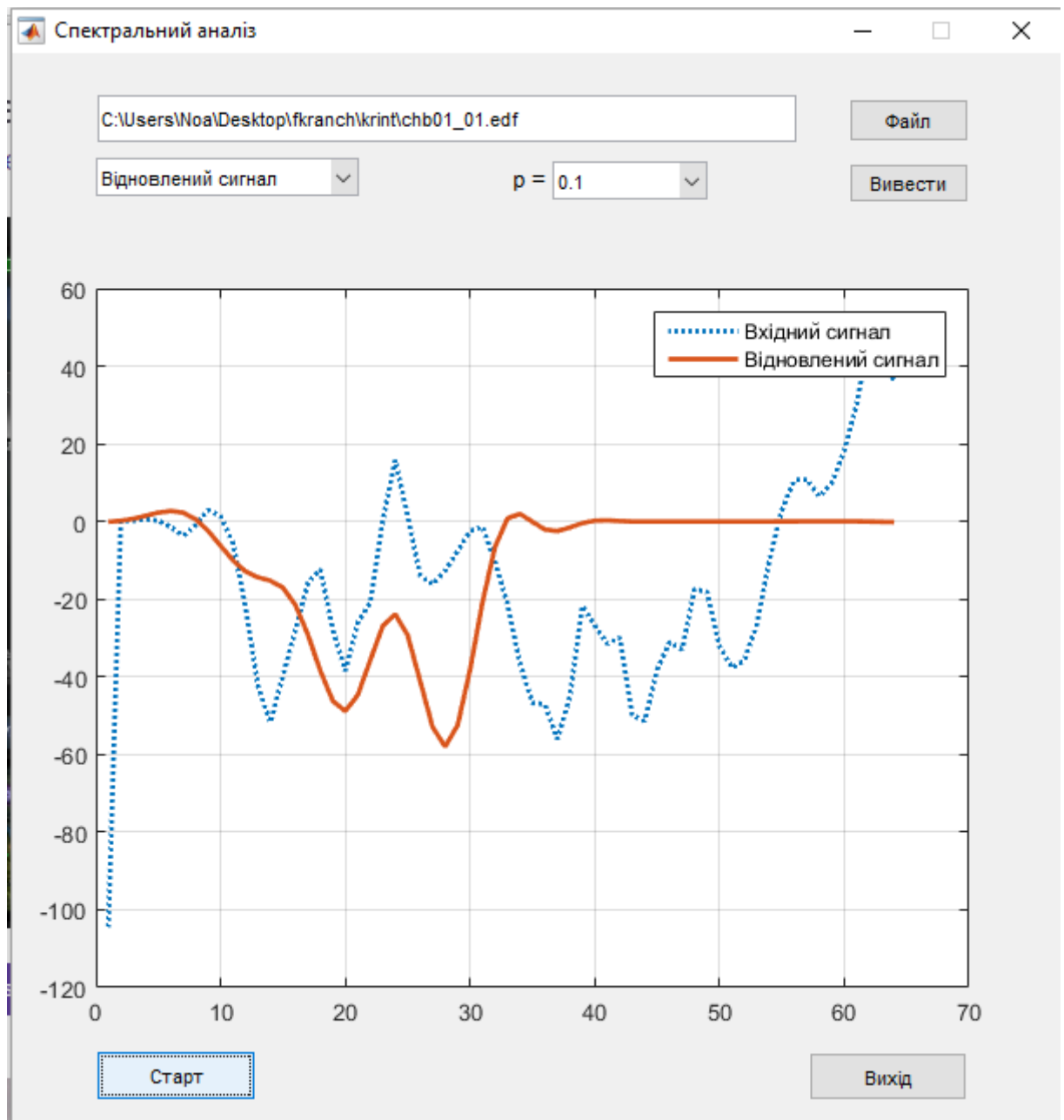


Рисунок 2.4.4 – Відновлений сигнал

На рис. 2.4.5 продемонстровані функції Кравчука для  $\rho=0.1$ , вони використовуються для отримання узагальнених спектральних коефіцієнтів. Для кращої візуалізації результатів виводяться їхні графіки.

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ

Лист

14

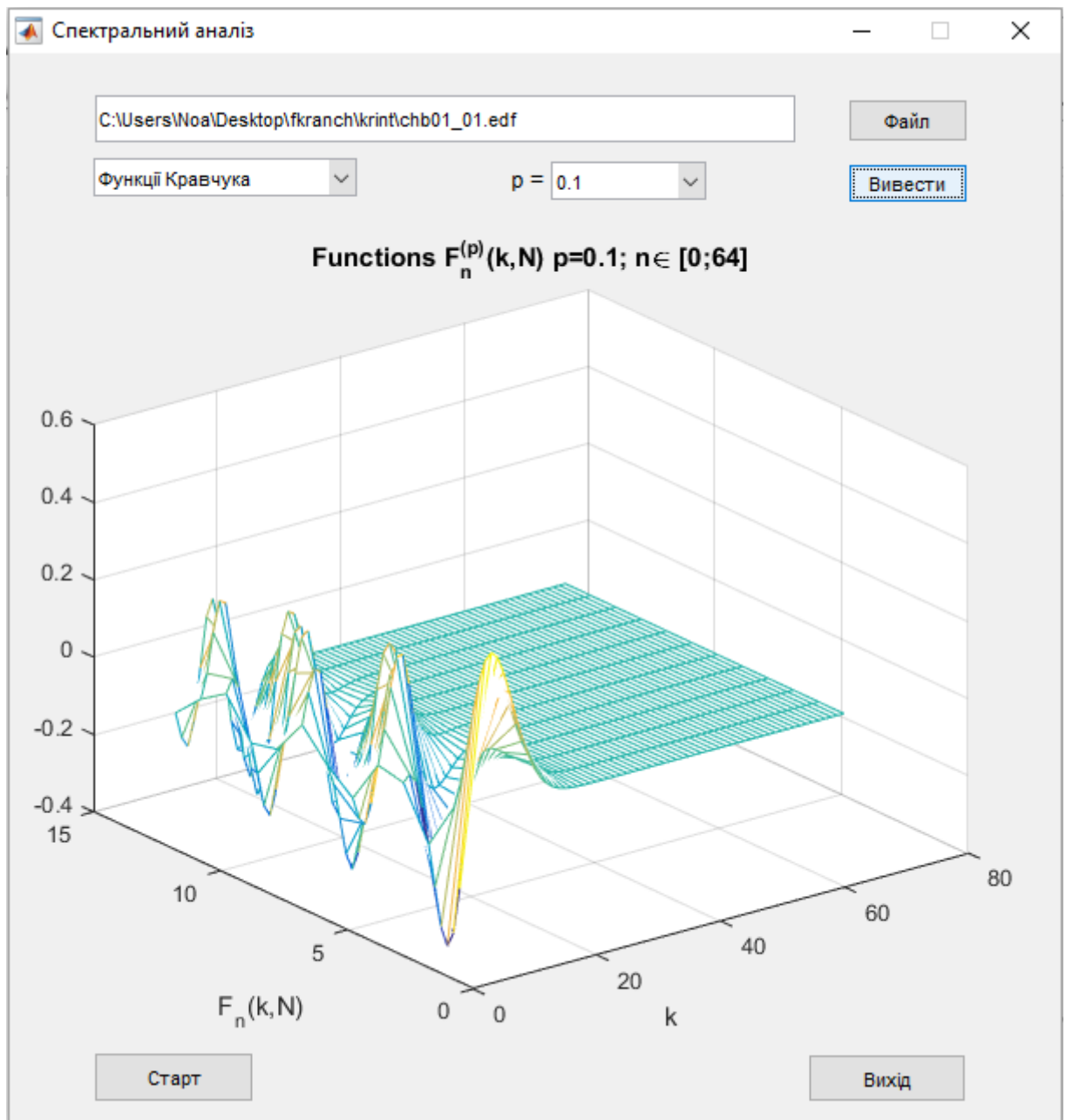


Рисунок 2.4.5 – Функції Кравчука для  $\rho=0.1$

На рисунку 2.2.6 продемонстрований графік узагальнених спектральних коефіцієнтів, для  $\rho=0.1$ .

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ

Лист

14

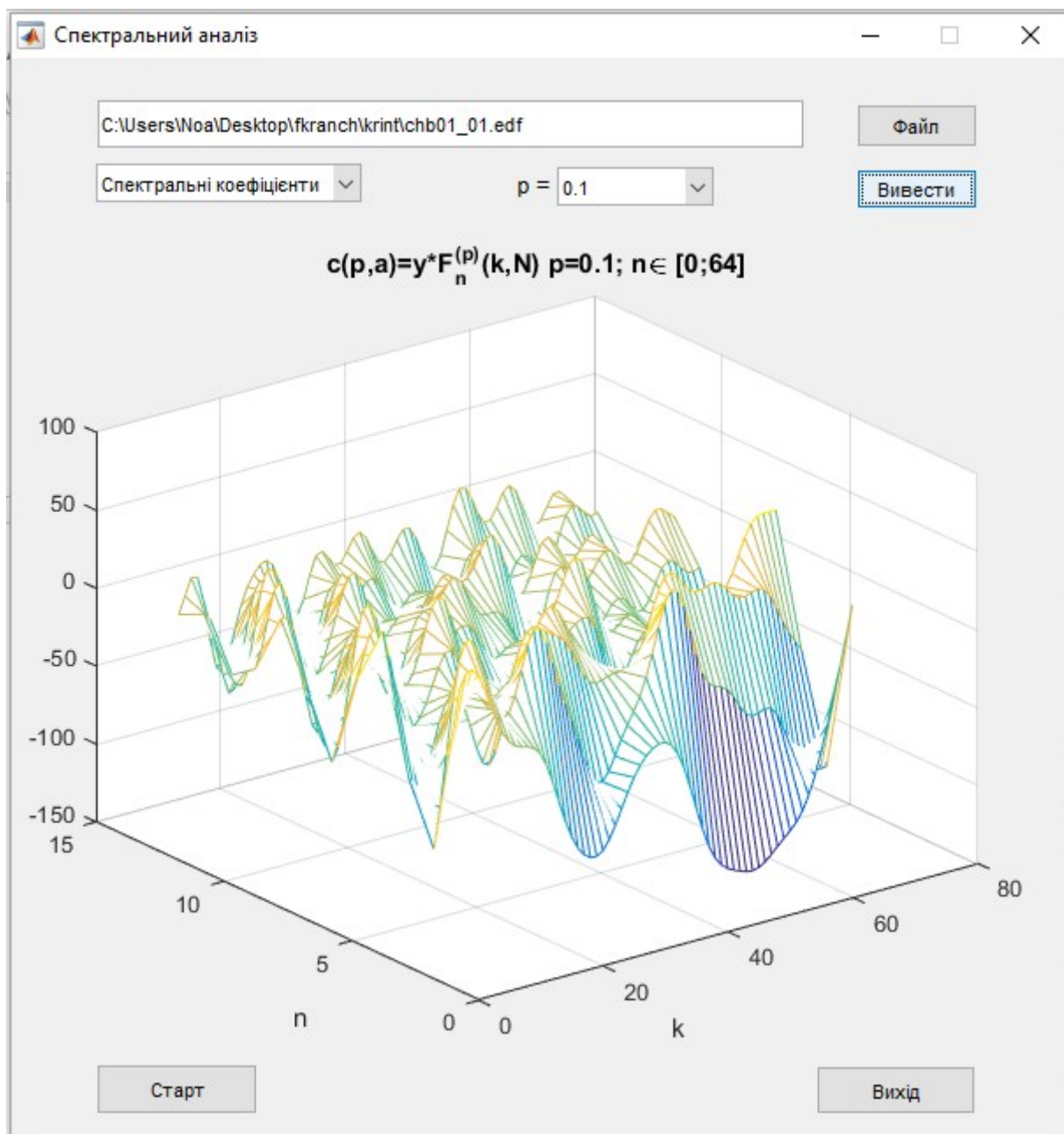


Рисунок 2.2.6 – Узагальнені спектральні коефіцієнти для  $\rho=0.1$

З графіка (рис.2.2.6) видно, що спектральні коефіцієнти мають багато екстремумів, що робить неможливим визначення максимуму функціоналу енергії візуально, без застосування алгоритму автоматичного визначення максимуму функціоналу енергії. Відповідно далі ці максимуми знаходяться. Головний результат програми -

Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

відновлений сигнал, побудований на основі інваріантних ознак вхідного сигналу. На рисунку 2.2.4 демонструється порівняння вхідного і відновленого сигналу.

Сигнал відновлюється на основі інваріантних ознаках сигналу, що дає змогу відшукати ділянку сигналу з добре вираженою ЕЕГ активністю. Це надає можливість для подальшої класифікації фрагментів ЕЕГ.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

## Висновок до розділу 2

В даному розділі було представлено алгоритм виділення інваріантних відносно зсуву ознак біомедичних сигналів та зображень. Даний алгоритм можливість видалити з сигналу артефатки та в результаті класифікувати сигнал.

Сформований проект програмного додатку, котрий було реалізовано в середовищі розробки MatLab. Також представлені інструкція для роботи з додатком та результати дослідження сигналу ЕЕГ.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

## РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ

### Вступ

В ході написання дипломної роботи за темою «Спектральні методи класифікації біомедичних сигналів» розроблено програмний продукт (ПП). На даному етапі роботи розглядаються основні положення охорони праці та безпеки у кабінеті функціональної діагностики

### 3.2 Загальна характеристика кабінету функціональної діагностики

Таблиця 3.2.1 - Параметри та основні елементи кабінету

Назва	Характеристики	№
Характеристики приміщення:	Сухе, не запилене	
Розміри	4,5м×3,5м×3м	
Кількість працюючих	2 чл: 1лікар, 1 медсестра	
Площа	4,5м×3,5м = 15,75 м <sup>2</sup>	
Об'єм приміщення	15,75 м <sup>2</sup> × 3м = 47,25м <sup>3</sup>	
Товщина та покриття підлоги	200 мм, лінолеум	
Товщина та покриття стін	200 мм (зовн.), 200 мм (вн.), силікатні фарби	
Товщина та покриття стелі	200 мм, водоемульсійна побілка	
Характеристики обладнання:		
Електроенцефалограф MCScar	0,03-5 мВ, 5; 10; 20 мм/мВ, 220/50 В/Гц (7,2 В), 20 ВА, 1,75 кг, 300×250×200/	3.
Комп'ютер ASUS X54L	378 мм х 253 мм, Pentium B950 Sandy Bridge, 2100 МГц, 2600 мАч, 15.6 дюйм (1366х768).	1.
Принтер Canon PIXMA E404	426 мм х 306 мм х 145 мм, 3,5 кг, 11 Вт, 46.5 дБ.	1.
Характеристики оснащення:		
Стіл лікаря	1000×630×750	1.
Стілець	200×250×400	2.
Кушетка оглядова	2000×650×500	4.
Шафа медична одностулкова	1000×300×1500	5.
2 освітлювальні лампи	4 люмінесцентні світильника, тип ПРА: електромагнітний, потужність 72 Вт	6.
Батарея	Чавунний радіатор MC-140, тепловий потік - 160 Вт	7.



Рис.3.2.1. Схема кабінету

Визначено небезпечні і шкідливі виробничі фактори в кабінеті, що дозволять виявити небезпеки та розробити заходи по покращенню (нормалізації) умов праці (табл.3.2.2)

Таблиця 3.2.2 – Небезпечні та шкідливі виробничі фактори

Фізичні	Хімічні	Біологічні	Психофізіологічні
Мікроклімат, освітлення, шум, електробезпека, пожежонебезпека	відсутні	відсутні	нервово-психічні перевантаження: перенавантаження аналізаторів, монотонність праці

### 3.3 Мікроклімат

Мікроклімат впливає на роботу працівників та стан пацієнтів, які знаходяться у кабінеті[39].

Таблиця 3.3.1 – Джерела та наслідки порушення мікроклімату

Джерела	Наслідки
Нагрівання комп'ютерної техніки (джерело надлишкового тепла)	Нагрівання відео приборів, процесора комп'ютера та вихід зі строю
Сонячна радіація в світлий час доби	Напруженість та зменшеність працездатності працівника
Зовнішня підвищена вологість	Напруженість та зменшеність працездатності працівника
Протяги	Захворювання працівників, збільшення кількості пилу.

Таблиця 3.3.2 – Нормальні та реальні параметри мікроклімату

Період року	Температура повітря, °С		Відносна вологість, %		Швидкість руху, м/с	
	Норм. зн.	Реал.зн.	Норм.зн.	Реал.зн.	Норм.зн.	Реал.зн.
Холодний період року	22 - 24	22-25	60 - 40	55	0,1	0,1
Теплий період року	23 - 25	22-25	60 - 40	45	0,1	0,1

Як видно з таблиці 3.3.2 реальні значення в межах норми, це реалізовано завдяки заходам, що наведені в таблиці 3.3.2.

Таблиця 3.3.2 – Заходи для нормалізації параметрів мікроклімату

Вид заходу			Засоби подолання небезпеки
Техн. заходи	У техн. обладнанні		Вентилятор в електроенцефалографі та в комп'ютері.
	У прим.	У х. п. р.	Опалення (М-140)
		У т. п. р.	Природна вентиляція
Організаційні заходи			Раціональне планування праці, організувати щоденне вологе прибирання приміщення, інструктаж з ТБ.
ЗІЗ			Медичні халати взуття та шапочки.

### 3.4 Освітлення

Неправильно оснащене освітлення може стати причиною травмувань (табл. 3.4.1). У кабінеті присутнє природне та штучне освітлення[40].

Таблиця 3.4.1 – Джерела та наслідки порушення освітлення

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14



Джерела	Наслідки
Недостатнє освітлення	Зменшення працездатності, травмування(порушення зору)
Підвищена яскравість світла	
Неправильне налаштування яскравості монітору	

За для уникнення подібних наслідків, реалізована заходи, що вказані в таблиці 3.4.1.

Таблиця 3.4.2 - Заходи уникнення наслідків ненормованого освітлення

Заходи		Реалізація
Технічні заходи	У технологічному обладнанні	Антиблікове покриття екрану монітора
	У приміщенні	Природне освітлення – бокове, 1 вікно на південь, склопакет двокамерний. Штучне освітлення – комбіноване (4 світильника по дві лампи ЛТБ-40, P = 40 (Вт)
Організаційні заходи		Підтримання чистоти вікон
Засоби індивідуального захисту		Окуляри для роботи за ноутбуком

### 3.5 Шум

Шум виступає одним із негативних факторів що впливають на роботу працівників (табл. 3.5.1).

Таблиця 3.5.1 – Джерела та наслідки шуму

Джерело	Наслідки
Система охолодження техніки	Пригнічення ЦНС, емоційна напруженість працівника, що може призвести до помилки в роботі

За для уникнення таких наслідків, проводяться наступні заходи безпеки:

Таблиця 3.5.2 – Заходи безпеки

Вид заходу		Засоби подолання небезпеки
Технічні заходи	У техн. обл.	Вентилятор електроенцефалографі та комп'ютері. Звукопоглинаючі корпуси.
	У приміщенні	Для захисту від зовнішнього шуму встановлена

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

		шумоізоляція
Організаційні заходи		Дотримування правил технічної експлуатації, проведення планово-попереджувальних оглядів та ремонтів
Засоби індивідуального захисту		Непередбачені

### 3.6 Випромінювання

У даному розділі наведено джерела небезпечних випромінювань та наслідки для працівника при тривалому впливі (табл. 10).

Таблиця 3.6.1 – Джерела випромінювань та статичної електрики

Джерело небезпеки	Наслідок
Електромагнітне випромінювання від комп'ютера (екран та блок живлення) та електроенцефалографа	Болі у голові, сповільнення пульсу
Статична електрика внаслідок поляризації металевих частин техніки	Порушення ЦНС, нагрівання шкірного покриву, мимовільне скорочення м'язів

За для уникнення такого роду небезпек, проводяться заходи, що вказані в таблиці 3.6.2.

Таблиця 3.6.2 – Заходи для уникнення небезпек

Заходи		Реалізація
Технічні	в обл.	Встановлення ЖК-моніторів.
	в прим.	Захист вікон сітками, металізованими шторами, ПК і інші немедичні електричні вироби встановлені поза середовищем, що оточує пацієнта
Організаційні		Проведення перерв з деяким інтервалом часу.
ЗІЗ		Не передбачено

### 3.7 Електробезпека

Враження людини електричним струмом може спричинити ряд небезпечних наслідків (табл. 3.7.1).

Таблиця 3.7.1 – Джерела та наслідки

Джерело небезпеки	Наслідок
Пошкоджені кабелі чи несправні	Ураження працівника струмом, як внаслідок

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

вузли	пошкодження шкірного покриву – опіки, механічні ушкодження; отримання інших електротравм, що можуть стати летальними для працівника
Деталі комп'ютерної техніки, що знаходяться піднапругою	
Відсутність ізоляції	

Для захисту від електричного струму реалізуються наступні заходи:

Таблиця 3.7.2 – Заходи і засоби захисту

Заходи		Реалізація
Технічні	в обл.	Ввімкнення техніки в мережу через заземлені фільтри, не великі сили струму ЕЕГ для безпеки пацієнта, ізоляція між робочою частиною і кабелем підключення до ПК відповідає вимогам ДСТУ 3398-96
	в прим.	Пристрої захисного відключення мережі з часом спрацьовування не більше 0,05с, ізолюючий розділовий пристрій, вбудований в блок підсилювачів, зберігає відповідні рівні безпеки блоку підсилювачів і ПК при їх з'єднанні
Організаційні		Всі працюючі ознайомлені з правилами техніки безпеки, своєчасне навчання і перевірка знань працівників з питань електробезпеки
ЗІЗ		Діелектричні рукавиці

### 3.8 Пожежна безпека

У приміщенні є займисті речовини: волокнисті (папір), тверді (дерево), пластикові, тому необхідно визначити основні джерела можливості спричинення пожежі (табл. 3.8.1).

Таблиця 3.8.1 – Джерела та наслідки

Джерело небезпеки	Небезпечний фактор	Наслідок
Несправності електропроводки, розеток	Коротке замикання або пробій ізоляції	Виникнення пожежі, яка спричинить травматизм працівників; завдасть негативного впливу ЦНС, серцево-судинній, дихальній системам, можливі летальні випадки. Також знищення цінного устаткування, матеріалів
Щільність проводки	Оплавлення ізоляції	
Загоряння будівлі внаслідок зовнішніх впливів	Виникнення пожежі чи вибуху	
Недотримання заходів пожежної безпеки	Загоряння матеріалів, устаткування	
Матеріали і речовини, схильні до займання	Загоряння матеріалів	

Для попередження, захисту та ліквідації пожеж реалізуються заходи вказані в таблиці 3.8.2.

Таблиця 3.8.2 - Заходи безпеки

Заходи		Реалізація
Технічні	в обл.	Обладнання найбільш стійке до пошкоджень.
	в прим.	Вільний доступ до мережних рубильників та вимикачів. Датчик теплової пожежної сигналізації. У коридорі – пожежний кран та рукав.
Організаційні		Організація пожежної охорони, навчань, інструктажів, плановий огляд обладнання.
ЗІЗ		Протигази, респіратори та маски, захисний одяг.

### Висновок до розділу 3

У цій частині дипломної роботи були розглянуті норми та заходи з охорони праці й техніки безпеки в кабінеті електроенцефалографії. Створені умови забезпечують комфортну роботу. На підставі вивченої літератури з даної проблеми, були зазначені оптимальні умови мікроклімату, оптимального освітлення, рівня шуму.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Під час роботи було створено програмний додаток для спектрального дослідження біомедичного сигналу, та його відновлення.

Відповідно до мети було реалізовано наступні задачі:

1. Побудова базисних функцій Кравчука;
2. Виділення інваріантних ознак сигналу;
3. Відновлення сигналу.

Показано, що класичний підхід до спектрального аналізу біомедичних сигналів, що ґрунтується на фур'є-перетворенні, не дає задовільних результатів при обробці вибірок відносно короткої протяжності. Для спектрального аналізу таких сигналів запропоновано базисні функції Кравчука, що є ортогональні на дискретній множині відліків.

Для практичного застосування алгоритму виділення інваріантних, відносно зсуву, ознак біомедичних сигналів, що ґрунтується на максимізації функціоналу енергії, було розроблено програмний додаток, який реалізує процедуру відновлення сигналу.

Представленні результати демонструють коректність даного методу дослідження сигналу, оскільки дослідження проводилося на реальному сигналі ЕЕГ. Відновлений сигнал, можна застосовувати для видалення з сигналу артефактів та фільтрації сигналу в цілому, що дає змогу в подальшому класифікувати сигнал.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Кудрявцев Л. Д. Курс математического анализа. — М. : Высшая школа, 1989. — Т. 3. — 352 с
2. Bochner S., Chandrasekharan K. (1949), Fourier Transforms, Princeton University Press
3. Гельфанд И. М., Виленкин Н. Я. Некоторые применения гармонического анализа. Оснащённые гильбертовы пространства. М.: ГИФМЛ, 1961.
4. Bracewell, R. N. (2000), The Fourier Transform and Its Applications (3rd ed.), Boston: McGraw-Hill.
5. Ричард Лайонс Цифровая обработка сигналов. — 2-е. — Москва : Бином, 2006. — 656 с.
6. Гоноровский И.С. Радиотехнические цепи и сигналы М.: Радио и связь 1986 С.515.
7. Бакалов В.П. Основы биотелеметрии М.: Радио и связь 2001. С.352
8. Акимов П.С., Сенин А.И., Соленов В.И. Сигналы и их обработка в информативных системах М.: Радио и связь 1994 С.256
9. О.В. Мельник Обработка биомедицинских сигналов// О.В. Мельник, А.А. Михеев Учебное пособие, Рязань 2005
10. Зенков Л. Р. , Клінічна електроенцефалографія з елементами епілептології — М.: Вища школа, 2002
11. Чернінський А. О., Крижановський С. А., Зима І. Г. Електрофізіологія головного мозку людини: методичні рекомендації до практикуму — К. : Видавець В. С. Мартинюк, 2011 — 49с.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

12. Кудрявцев Л. Д.. Математический анализ, т. 2. с. 331.
13. Гольденберг Л. М. Цифровая обработка сигналов: учебное пособие для вузов / Гольденберг Л. М. – М. : Радио и связь, 1990. – 256с.
14. Кловский Д. Д. Теория передачи сигналов в задачах / Д. Д. Кловский, В. А. Шилкин. – М. : Связь, 1978. – 186 с.
15. Дмитриев В. И. Прикладная теория информации / Дмитриев В. И.. – М.: Высшая школа, 1989. – 320 с.
16. Кричевський Р. Е. Сжатие и поиск информации / Кричевський Р. Е. – М. : Радио и связь, 1989. – 168 с.
17. Лукин А. Введение в цифровую обработку сигналов (Математические основы) / Лукин А. А. – М. : МГУ, Лаборатория компьютерной графики и мультимедиа, 2002. – 616 с.
18. Sur une généralisation des polynomes d’Hermite. M. Krawtchouk. C.R.Acad. Sci. 1929. T.189, No.17. P.620 — 622
19. Никифоров. А.Ф. Классические ортогональные полиномы дискретной переменной/ А.Ф.Никифоров, С.К. Суслов, В.Б. Уваров. – М, Наука, 1985. – 216 с.
20. Забара С.С. Інваріантне розпізнавання образів зоровою системою за допомогою функцій Кравчука/С.С. Забара, Г.В. Кіт, Н.Б. Філімонова// Восточно-европейский журнал передовых технологий. – Харьков, 2007, №6, с. 17-24.
21. Нуссбаумер. Быстрое преобразование Фурье и алгоритмы вычисления сверток. – М.: Радио и связь, 1985. – 248 с.
22. Lectures on Fermat Numbers: From Number Theory to Geometry, Michal Křížek, Florian Luca, Lawrence Somer, Springer, CMS Books 9, ISBN 0-387-95332-9

					IM-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

23. Krishnaveni V. et al. Removal of ocular artifacts from EEG using adaptive thresholding of wavelet coefficients // J. Neural Eng. — 2006. — V. 3. — P. 338.

24. Vainerman L., Filimonova N. Hyperspectral imagery with the application of Krawtchouk polynomials // Algorithms for Multispectral and Hyperspectral Imagery. A.Evan Iverson, Editor, Proc. SPIE. — 1994. — V. 2231. — P. 148–155.

25. Vainerman L. I. and Filimonova N. B. Signal processing and polynomials of discrete argument // Systems and Networks: Mathematical Theory and Applications. — Berlin: Akademie Verlag, 1994, Vol.II. — P.889–890.

26. Филимонова Н. Б. Общая схема выделения полной системы признаков сигнала, инвариантной ко всем его линейным преобразованиям// Компьютерные технологии и управление в биологии и медицине: Сб. науч. тр. — Киев, ИК АН Украины. — 1996. — С. 66–74.

27. Філімонова Н. Б., Макарьчук М. Ю. Математична модель інваріантності розпізнавання образів в зоровій системі // Фізика живого. — 2005. — Т. 13, № 2. — С. 83–92.

28. Колмогоров А. Н., Фомин С. В. Элементы теории функций и функционального анализа. — изд. четвертое, переработанное. — М.: Наука, 1976. — 544 с

29. Кіт Г.В. Побудова повної множини інваріантних ознак сигналу//Кіт Г.В., Філімонова Н.Б. Вісник університету «Україна», серія «Інформатика, обчислювальна техніка та кібернетика», Київ, 2010. №8 — с.49—53.

30. Кіт Г.В. Алгоритм класифікації біомедичних сигналів, інваріантний відносно обертання// Адаптивні системи автоматичного



управління. Республіканський міжвідомчий науково-технічний збірник-№13(33).-Дніпропетровськ.-2009.-№14(34).—С. 28—33

31. Stéphane Mallat. A Wavelet Tour of Signal Processing Academic Press, 1999 - 637 С.

32. Голубов Б. И., Ефимов А. В., Скворцов В. А. Ряды и преобразования Уолша: теория и применения. — М.:Наука, 1987

33. Залманзон Л. А. Преобразования Фурье, Уолша, Хаара и их применение в управлении, связи и других областях. — М.: Наука, 1989

34. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике – М.: МЕДпресс-информ, 2003 – 264С.

35. Н.Б. Філімонова, Інформаційно-вимірювальна система та її компоненти// Філімонова Н.Б., Забара С.С Вісник університету «Україна», № 2, 2011, С.225-233

36. See N. M. Ferrers, An Elementary Treatise on Spherical Harmonics, MacMillan, 1877 (London) p. 3

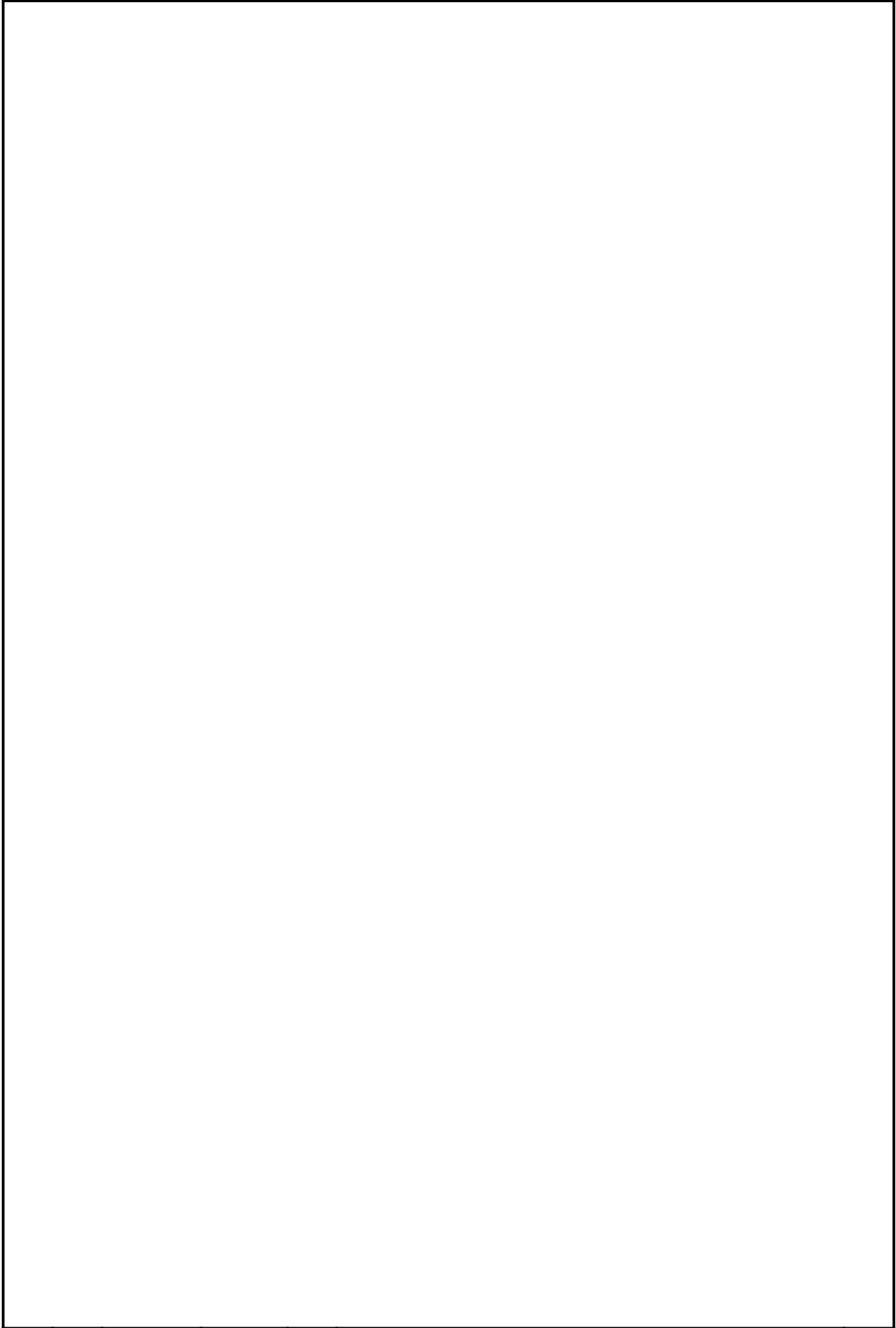
37. E.P. Wigner, On the quantum correction for thermodynamic equilibrium, Phys. Rev. 40 (June 1932) 749-759.

38. Abramowitz, Milton; Stegun, Irene A., eds. (1965), "Chapter 22", Handbook of Mathematical Functions with Formulas, Graphs, and Mathematical Tables, New York: Dover, pp. 561,

39. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99 [Електронний ресурс]. – 05 04 2014 р. - Режим доступу : URL : <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972> – Нормативно-директивні документи МОЗ України.

40. ДБН В.2.5-28-2006 Природне і штучне освітлення [Електронний ресурс]. – 05 04 2014 р. - Режим доступу : URL : <http://document.ua/prirodne-i-shtuchne-osvitlennja-no..> – [Document.ua](http://document.ua).

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14



					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

## ДОДАТОК А

### Технічне завдання програмного продукту

#### 1 Призначення і область застосування

ПП призначений для:

- 1) Побудови функцій Кравчука;
- 2) Пошуку узагальнених спектральних коефіцієнтів;
- 3) Відновлення біомедичного сигналу на основі інваріантних

ознак вхідного сигналу.

ПП має власний інтерфейс і може використовуватись в установах охорони здоров'я та дослідницьких центрах для:

- 1.1 полегшення роботи лікаря;
- 1.2 видалення артефактів та власне фільтрації сигналу;
- 1.3 класифікації сигналу.

#### 2 Вимоги до ПП

##### 2.1 Вимоги до надійності

##### 2.1.1 Вимоги до забезпечення надійного функціонування ПП

Надійне (стійке) функціонування ПП має бути забезпечене виконанням Замовником сукупності організаційно-технічних заходів, перелік яких наведено нижче:

- організацією безперебійного живлення технічних засобів;
- використанням ліцензійного програмного забезпечення;
- відсутністю сторонніх або шкідливих програм, що можуть

привести до непрацездатності даної програми.

##### 2.1.2 Час відновлення після відмови

Час відновлення після відмови, викликаного збоєм електроживлення технічних засобів (іншими зовнішніми чинниками),

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14

не фатальним збоєм (не крахом) операційної системи, не повинно перевищувати 10-ти хвилин за умови дотримання умов експлуатації технічних і програмних засобів.

Час відновлення після відмови, викликаного несправністю технічних засобів, фатальним збоєм (крахом) операційної системи, не повинно перевищувати часу, необхідного для усунення несправностей технічних засобів і переустановлення програмних засобів.

### **2.1.3 Відмови через некоректні дії користувачів системи**

Відмови ПП унаслідок некоректних дій користувача при взаємодії з ПП через інтерфейс неприпустимі. У ПП необхідна реалізація засобів захисту від подання некоректного масиву даних.

## **3 Умови експлуатації**

### **3.1 Кліматичні умови експлуатації**

Кліматичні умови експлуатації, при яких повинні забезпечуватися задані характеристики, повинні задовольняти вимогам, що пред'являються до технічних засобів в частині умов їх експлуатації.

### **3.2 Вимоги до складу і параметрів технічних засобів**

До складу технічних засобів повинен входити ЕВМ-сумісний персональний комп'ютер (ЕОМ), що включає в себе;

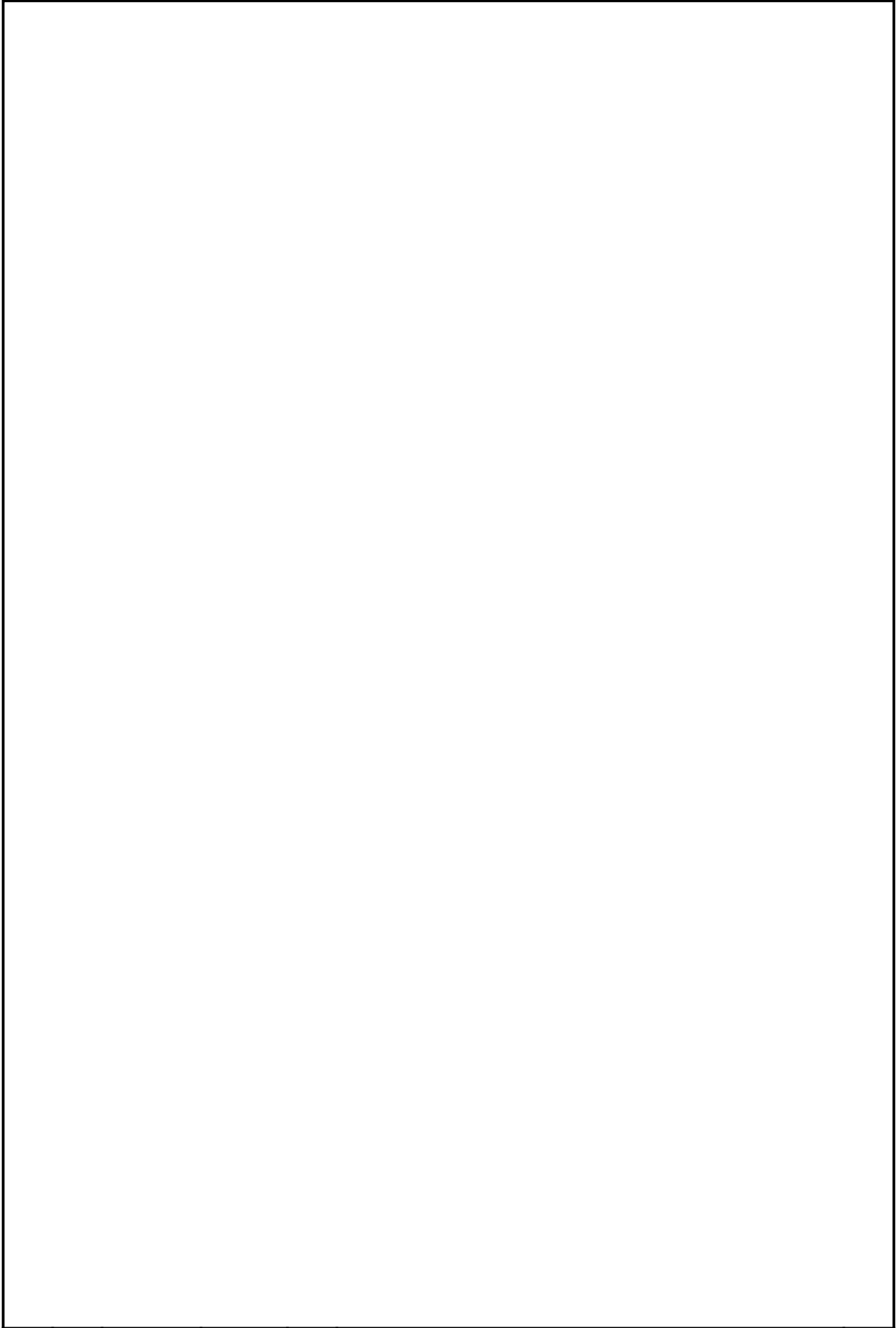
- процесор Intel ® Core ™ i3-3110m, або потужніший;
- оперативну пам'ять об'ємом, 4 Гігабайти, або більше;
- HDD, 60 Гігабайт, або більше;
- операційну систему Windows XP або більш новішу.

### **3.3 Вимоги до програмних засобів, які використовують ПП**

Системні програмні засоби, що використовуються ПП, повинні відповідати наступним вимогам:

- Windows XP (або пізнішої версії);
- MatLab 2013.

					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14



					ІМ-21.2108.1300.1732.ПЗ	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14