

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

факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютерних
діагностичних реографічних систем

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	<hr/> (підпис)	<u>Крещук С.І.</u> (прізвище та ініціали)
Керівник	<hr/> (підпис)	<u>Хвостівський М.О.</u> (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	<hr/> (підпис)	<u>Паляниця Ю.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	<hr/> (підпис)	<u>Яворська Є.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Рецензент	<hr/> (підпис)	<u>Дедів І.Ю.</u> (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2020

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
 Завідувач кафедри
Яворська Є.Б.
(прізвище та ініціали)
 « » 2020 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Крещуку Сергію Ігоровичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 02 » листопада 2020 року № 4/7-793

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Об'єкт дослідження: процес розробки програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем; Предмет дослідження: математичне та алгоритмічне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

1. Актуальність роботи

2. Математичне забезпечення комп'ютерної діагностичної реографічної системи

3. Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної діагностичної реографічної системи

4. Програмне забезпечення комп'ютерної діагностичної реографічної системи

5. Висновки

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Зелінський І.М., доц. каф. ПВ		
	Стадник І.Я., проф. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання		
2	Аналіз завдання		
3	Виконання розділу 1		
4	Виконання розділу 2		
5	Виконання розділу 3		
6	Виконання розділу 4		
7	Оформлення пояснювальної записки		
8	Оформлення графічного та презентаційного матеріалу		
9	Перевірка роботи на антиплагіат		
10	Попередній захист		
11	Захист		

Студент

_____ (підпис)

Крещук С.І.

_____ (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

_____ (підпис)

Хвостівський М.О.

_____ (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем» // Кваліфікаційна робота // Крещук Сергій Ігорович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2020 // с. – 91, рис. – 30, табл. – 4, додат. – 2, бібліогр. – 26.

Ключові слова: МАТЕМАТИЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, КОМП'ЮТЕРНА ДІАГНОСТИЧНА РЕОГРАФІЧНА СИСТЕМА, РЕОСИГНАЛ, MATLAB, КОРЕЛЯЦІЙНІ КОМПОНЕНТИ.

У кваліфікаційній роботі розроблено програмне забезпечення комп'ютерної діагностичної реографічної системи на базі математичного забезпеченні в основі з моделлю реосигналу як ПКВП.

Використовуючи математичне забезпечення системи комп'ютерної розроблено алгоритмічне забезпечення як передумови розробки забезпечення програмного.

Засобами MATLAB розроблено програмне забезпечення комп'ютерної діагностичної реографічної системи, яке здійснює автоматизовану обробку реосигналів для збільшення чисельності ознак діагностики стану людських судин.

ANNOTATION

Theme of qualification work: "Mathematical and algorithmic software of computer diagnostic rheographic systems " // Qualification work // Kreshchuk Serhiy Ihorovych // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RBm-61 // Ternopil, 2020 // p. - 91, fig. - 30, table. - 4, appendix. - 2, bibliogr. - 26.

Keywords: MATHEMATICAL SOFTWARE, ALGORITHMIC SOFTWARE, SOFTWARE, COMPUTER DIAGNOSTIC REOGRAPHIC SYSTEM,

In the qualification work the software of the computer diagnostic rheographic system on the basis of mathematical providing in a basis with model of a reosignal as PKVP is developed.

Using the mathematical software of the computer system, algorithmic software was developed as a prerequisite for software development.

MATLAB has developed software for a computer diagnostic rheographic system that performs automated processing of rheosignals to increase the number of signs of diagnosis of human blood vessels.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	12
1.1. Реографія та реосигнал.....	12
1.2. Відоме математичне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем.....	15
1.2.1. Математичні моделі реосигналів.....	15
1.2.2. Методи обробки реосигналів.....	15
1.2.2.1. Кількісна обробка.....	16
1.2.2.2. Статистична обробка.....	18
1.2.2.3. Спектральна обробка.....	19
1.2.2.4. Вейвлет-обробка.....	20
1.3. Переваги та недоліки відомого математичного забезпечення.....	23
1.4. Висновки до розділу 1.....	24
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	25
2.1. Реєстрація реосигналів.....	25
2.2. Математичне забезпечення.....	27
2.2.1. Визначення параметрів математичної моделі реосигналу.....	27
2.2.2. Математична модель реосигналу як ПКВП.....	31
2.2.3. Метод обробки реосигналу як ПКВП.....	38
2.3. Алгоритмічне забезпечення.....	43
2.3.1. Алгоритм реалізації компонентної обробки реосигналів.....	43
2.3.2. Блок-схема програмної реалізації компонентної обробки.....	46
2.4. Висновки до розділу 3.....	48
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	50
3.1. Програмне забезпечення.....	50
3.2. Тестування програмного забезпечення.....	61

3.3. Розрахунок витрат на обладнання при проведені НДР та апробацію матеріалів на конференціях.....	67
3.4. Висновки до розділу 3.....	69
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	70
4.1. Охорона праці.....	70
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	72
4.3. Висновки до розділу 4.....	75
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	76
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	77
ДОДАТОК А. Програмне забезпечення комп'ютерних діагностичної географічної системи.....	80
ДОДАТОК Б. Копія тези конференції.....	89

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЧХ – амплітудно-частотна характеристика

ЕКГ – електрокардіограма;

РЕО – реосигнал;

ДС – діагностична система;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів

ІВС – інформаційно-вимірювальна система;

НДР – науково-дослідна робота;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПКВП – періодично корегований випадковий процес;

ССС – серцево-судинна система.

ВСТУП

Актуальність теми. Розробка комп'ютерної діагностичної реографічної системи, яка дасть змогу отримувати діагностичну інформацію про стан кровообігу у людини за результатами обробки реосигналів засобами математично та алгоритмічно-програмного забезпечень є актуальною задачею.

Відомі комп'ютерні діагностичні реографічні системи, зокрема Cardio-REO (Україна), RHEOTEST (Україна), Regina (Україна), РЕО-СПЕКТР (Росія), Мицар-РЕО (Казахстан) мають обмеження при обробці реосигналів для одержання широкого спектру діагностичної інформації. Загальне число кількості цієї інформації залежить від забезпечення математичного та розробленого на його основі алгоритмічного та програмного забезпечень. Основою забезпечення математичного у відомих комп'ютерних діагностичних реографічних систем є математичні моделі реосигналів та методи їх обробки, які реалізовано на стохастичному та детермінованих концепціях.

Серед низки моделей на яких розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення у відомих системах виділено моделі детермінованої та стохастичної концепцій у вигляді детермінованої функції, стаціонарного стохастичного процесу та суміші детермінованої функції та стаціонарного стохастичного процесу. На базі цих моделей реалізовано методи кількісної, статистичної, спектральної та вейвлет обробки реосигналів.

Детермінована концепція при розробці математичного забезпечення, зокрема моделей та методів, формує алгоритми обробки реосигналів, не враховує стохастичного характеру сигналу, а стохастична концепція не відображає варіативні зміни у структурі сигналу в часі, що є характерним для реосигналу як повторного.

Отже, розроблення математичного забезпечення на основі нової моделі реосигналу і методу обробки, та алгоритмічно-програмного забезпечення комп'ютерної діагностичної реографічної системи для розширення кількості діагностичної інформації є актуальною задачею.

Мета і задачі дослідження. Метою дослідження є розробка математичного та алгоритмічно-програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз відомого математичного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем для обґрунтування напрямку дослідження.
2. Розробити математичне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем, а саме математичної моделі реосигналу та методу обробки, для розширення кількості діагностичної інформації.
3. Розробити алгоритмічне та програмне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем на базі математичного забезпечення для опрацювання реосигналів.
4. Опрацювати реосигнали за допомогою програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем та здійснено аналіз її роботи

Об'єкт дослідження: процес розробки програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

Предмет дослідження: математичне та алгоритмічне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

Методи дослідження. Теорія енергетична стохастичних сигналів, цифрова обробка сигналів, матстатистика. програмне середовище Matlab.

Наукова новизна отриманих результатів.

Вперше на основі математичної моделі реосигналу як ПКВП та компонентного методу обробки розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем, що забезпечило збільшення чисельності діагностичної інформації.

Практичне значення одержаних результатів.

Розроблене програмне забезпечення може бути впроваджене до складу комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

Публікації.

Результати отримані під час виконання роботи апробовано на 3-ій студентській Міжнародній науково-технічній конференції в ТНТУ (23-24 квітня 2020 р.).

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Реографія та реосигнал

Реографія – це неінвазивний метод дослідження загального і органного кровообігу, а саме об'ємних коливань кровонаповнення судин на основі графічної реєстрації синхронних пульсу змін опору (імпедансу) ділянок тіла, розташованих між електродами, змінному струму високої частоти (від 50 до 100 Гц силою не більше 10 мА), що створюється спеціальним генератором.

Роль провідника струму виконують рідкі середовища організму, перш за все кров в крупних судинах.

Принциповою основою методу реографії є залежність змін опору від змін кровонаповнення в ділянці, що вивчається, тіла людини. Іншими словами, вивчаються пульсові коливання електричного опору.

Повніше уявлення про пульсові коливання електричного опору отримують при обліку (співвідношенні) базового опору досліджуваної ділянки (тобто сумарного опору тіла зонduючого струму частотного діапазону від 50 кГц до 100 кГц). Імпеданс або опір складається з двох величин, постійний або базовий імпеданс, спричинений сумарним кровонаповненням тканин і їх опором, і змінний або пульсовою імпеданс, викликаний коливаннями кровонаповнення під час серцевого циклу. Величина пульсового імпедансу дуже мала і складає не більше 0,5 % загального імпедансу. Разом з тим пульсовою імпеданс складає об'єкт вивчення для реографії.

Реєстрація реосигналу здійснюється за допомогою комп'ютерних реографічних систем (рис.1.1). Останні складаються з наступних елементів генератора високої частоти, перетворювача „імпеданс-напруга”, детектора, підсилювача, калібрувального пристрою, диференціальної ланки.

Запис реосигналів проводиться в теплом приміщенні через 1,5-2 год після їди або натошак, в положенні лежачи на спині після 15-20-хвилинного відпочинку.

Бажано реєстрацію реосигналу проводити на затримці дихання при неповному видиху.



Рис.1.1. Загальний вигляд процедури реєстрації реосигналу

Реосигнал - це сигнал, що відображає пульсові коливання значень імпедансу. При прирості кровонаповнення збільшується значення амплітуди реосигналу і наоборот, тобто відбувається процес реєстрації зміни імпедансу. На реограмі (рис. 1.2) розрізняють частини систоли і діастолі. Перша обумовлена притокою крові, друга пов'язана з венозним відтоком.

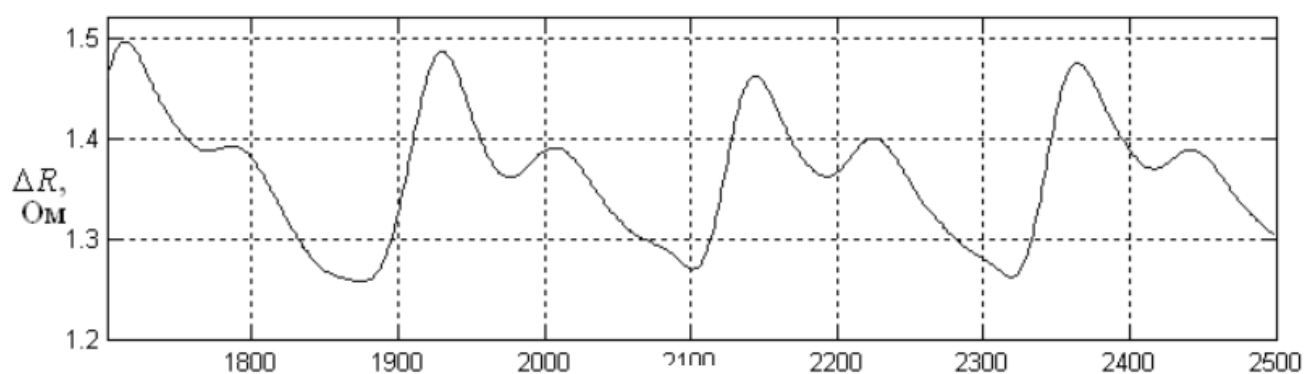


Рис. 1.2. Графіки реосигналів в стані фізіологічної норми

За допомогою реографії можна побічно судити про тонус і еластичність судин, в'язкість крові, швидкості розповсюдження пульсовою, швидкості кровообігу і деяких інших гемодинамічних показників [5]. Цей метод може застосовуватися для вивчення судин в будь-яких ділянках людського тіла.

Метод реографії може бути використаний у відділеннях функціональної діагностики, лікувальних установах амбулаторного і стаціонарного типу, у відділеннях інтенсивної терапії, медичних центрах і НДІ. Метод реографії незамінний в санаторіях, профілакторіях і курортах.

Розпізнавання станів захворювання судин (норма чи патологія) полягає в тому, що по вигляду кривої відрізнити РЕО пацієнтів з даним захворюванням і без нього неможливо, тобто в цьому сенсі діагностичний РЕО мало інформативні (рис.1.3) [6,8,12,15].

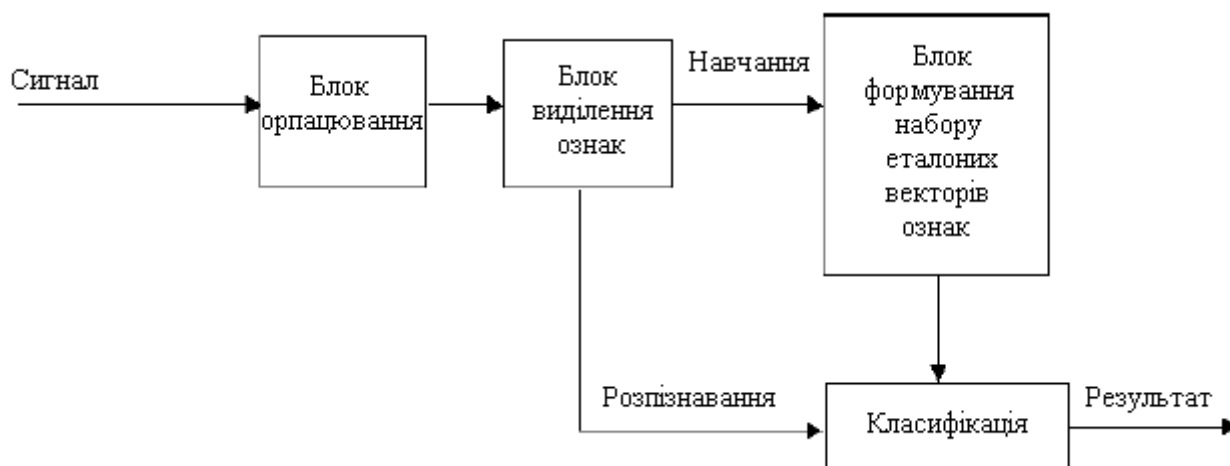


Рис. 1.3. Структурна схема розпізнавання реосигналів

На базі структурної схеми розпізнавання реосигналів можна отримати ряд кількісних співвідношень (фізіологічних параметрів) у вигляді результатів, які використовуються в діагностичній практиці [4].

1.2. Відоме математичне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем

1.2.1. Математичні моделі реосигналів. Програмне забезпечення сучасних комп'ютерних діагностичних реографічних систем базовано на методах обробки реосигналів, які розроблено на основі моделей математичних. Виділяють дві концепції розробки математичних моделей реосигналів - детермінована та стохастична. Детермінована концепція є спрощеною, оскільки не враховує факторів стохастичності, що є характерним для реосигналів. Така концепція розробки моделі реосигналу значно менше застосовується в сучасних комп'ютерних діагностичних реографічних систем через їх спрощеність та ідеалізований характер. Стохастична концепція розробки математичних моделей реосигналів включає в себе детерміновану концепцію та все частіше використовується при розробці програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

Серед моделей реосигналу детермінованої концепції виділено періодичні функції та пов'язані [9]. У роботі [14] використано стохастичну концепцію при розробці математичної моделі реосигналу у вигляді суміші (1.1), де $f(t)$ інтерпретується як корисного реосигнал, а $n(t)$ - шумом Гауса:

$$\xi(t) = f(t) + n(t), \quad \omega \in \Omega, \quad t \in R; \quad (1.1)$$

Модель (1.1) є спрощеною характер і не забезпечує глибокий опис реосигналу рівня, який є необхідним для сучасних комп'ютерних діагностичних реографічних при діагностиці кровотоку людини.

1.2.2. Методи обробки реосигналів. При розробці сучасних комп'ютерних діагностичних реографічних систем важливою задачею є створення програмного забезпечення, яке залежить від математичних моделей реосигналів та методах обробки. Від виду моделі та методів обробки значною мірою залежить достовірність результатів медичної діагностики стану кровотоку судин. В наявності є велика чисельність розроблених методів автоматизованої обробки реосигналу та

розроблених спеціалізованих пакетів програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем, яке є вкрай важливою складовою системою. Програмне забезпечення визначає функціональність системи та ергономічні показники інтерфейсу для користувачів. Розробка ПЗ передусім спрямована на високу достовірність отримання діагностичних ознак комп'ютерною діагностичною реографічною системою, на підставі яких медичний працівник (кардіолог) формує діагностичний висновок щодо стану кровообігу людини.

Однією з базових функціональних можливостей комп'ютерних діагностичних реографічних систем є пошук інформативних показників, які кількісно відображають інформацію про стан кровообігу пацієнта (є чи відсутнє захворювання на різних стадіях його розвитку).

1.2.2.1. Кількісний аналіз. Якісна і кількісна оцінка реосигналу зводиться до вимірювання і опису амплітуд і часів, які відображають стан кровообігу, а саме тонус судин, їх еластичність та величину об'єму ударного. Крім того, обчислюються спеціальні реографічні показники. При більш якійсь обробці реосигналу враховують структуру сигналу, характер катакрити та анакрити, рельєфність вершини, вираженість, кількість хвиль та їх локалізація.

Кількісна обробка передбачає процедуру визначення таких показників, які зображено на рис.1.4.

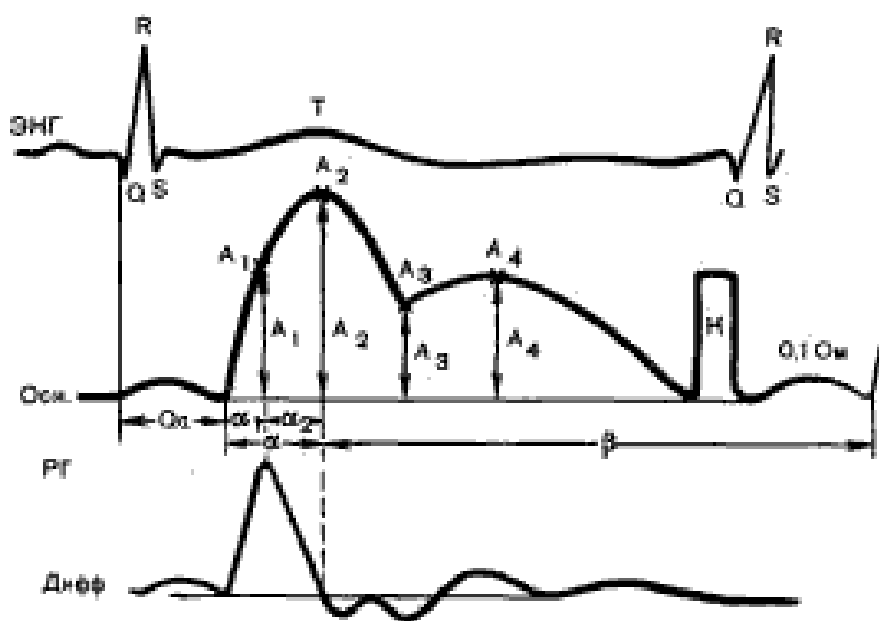


Рис.1.4. Кількісні показники реосигналу

Опис кількісних показників:

1. Амплітуда хвилі систоли визначається відстанню від основи хвилі систоли до піку точки реосигналу.
2. Амплітуда діастолічної хвилі визначається відстанню від основи хвилі діастоли до її піку.
3. Реографічний індекс - відношення хвилі систоли до стандартного сигналу калібрування (0,1 Ом = 10 мм). Цей індекс характеризує швидкість та величину приходу (відходу) крові в ділянці дослідження.
4. Інтервал Q-a - час поширення хвилі крові на ділянці від серця до досліджуваного органу". Вимірюється від моменту часу початку зубця Q кардіосигналу до початку хвилі пульсового сигналу. Інтервал Q-a зменшується при склерозі або підвищеному тонусі судин.
5. Час швидкісного наповнення – відстань від моменту початкового підвищення хвилі систоли реосигналу до точки піку крутизни на підвищеному коліні. Цей кількісний показник характеризує величину об'єму ударного та функціональність с судин крупних.
6. Тривалість повільного наповнення — відстань від точки піку крутизни на приростаючому коліні реосигналу до його піку. Цей показник відображає кількісно функціональний стан судин дрібного та середнього розміру.
7. Тривалість пікового наповнення — вимірюється від початкового моменту висхідної частини кривої до її піку.
8. Амплітудно-частотний показник — кількісне відношення реоіндексу до інтервалу часу циклу серцевого R-R. Показник характеризує кількісно об'єм кровообігу в області дослідження.
9. Відношення амплітуд хвиль систоли до діастоли. Цей показник відображає міру переважання артеріального притоку крові під час систоли по відношенню до венозного відтоку в період діастоли.
10. Час інтервал загального наповнення — часова тривалість від початку підйому реосигналу, яка відображає загальний час притоку систоли крові в область судини.

11. Часовий інтервал від пікової точки кривої реосигналу до точки перехрестя з ізолінією.

12. Відношення тривалості висхідної частини до тривалості низхідної.

13. Відношення часового інтервалу висхідної частини реосигналу до часової тривалості серцевого циклу. Це відношення характеризує еластичність і тонус судин.

14. Відношення інтервалу часу швидкого наповнення до інтервалу часу повільного наповнення до загальної часової тривалості наповнення.

При діагностиці лікар повинен визначити об'єм аналізованих показників, який дав би змогу при мінімально отриманих показниках отримати найкращу інформацію.

1.2.2.2. Статистична обробка. З одержаних даних експериментальних, реальний реосигнал із завадами у реальних системах в загальному випадку є випадковими функціями (стохастична модель), тому для їх обробки одержують експериментальним способом кількісну інформацію про властивості реосигналу, що описуються статистичними параметрами із використанням теорії ймовірностей і матстатистики. Найбільш повний опис реосигналу як процесу випадкового є ціла низка функцій розподілу. Проте найважливішим для практичного застосування є характеристики такі як математичне сподівання, дисперсія та кореляційна функція. Дані характеристики найбільшого застосування знайшли у відомих комп'ютерних діагностичних реографічних системах.

Оцінку інформаційної складової реосигналу як математичне сподівання визначають шляхом усереднення по ансамблям N -их реалізацій реосигналу згідно виразу:

$$\hat{m}(t_k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^L x_i(t_k), \quad (1.2)$$

де $k = \overline{1, N}$ - відлік реосигналу i -ої реалізації з параметром дискретизації Δt .

1.2.2.3. Спектральна обробка. Математична модель реосигналу як гармонічний ряд з обмеженою кількістю гармонік, дає змогу застосувати спектральну обробку для дослідження параметрів та ідентифікації реосигналу. Спектр реосигналу як гармонічного згідно моделі, можна зобразити у вигляді ряду Фур'є в формі експоненціальній [9]:

$$x_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} S_k \cdot e^{i \frac{2\pi}{N} kn}, \quad (1.3)$$

де k - номер гармонічної складової;

S_k - коефіцієнти, які числяться згідно виразу:

$$S_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot e^{-i \frac{2\pi}{N} kn}, \quad (1.4)$$

Розклад реосигналу забезпечить визначення частки спектральних складових сумарної потужності реосигналу і порівнювати їх з даними норми або відомими видами відхилень в роботі судин людини, що формуються при навчанні системи. Гармоніки є інтегральними класифікаторами реосигналу, і вони є більш стійкішими у порівнянні з стандартними в медичній практиці локальними (амплітуди, часові тривалості), що не мають повтору в серіях одно типових вимірювань.

Спектральна обробка реосигналів із використанням ряду Фур'є проводиться для середніх значень сигналів багатьох пацієнтів. Деякі обчислення зображено на рис. 1.5 -1.6.

На рис. 1.6 зображено амплітудний спектр для усередненого реосигналу пацієнта здорового, графік реосигналу якого зображено на рис. 1.5.

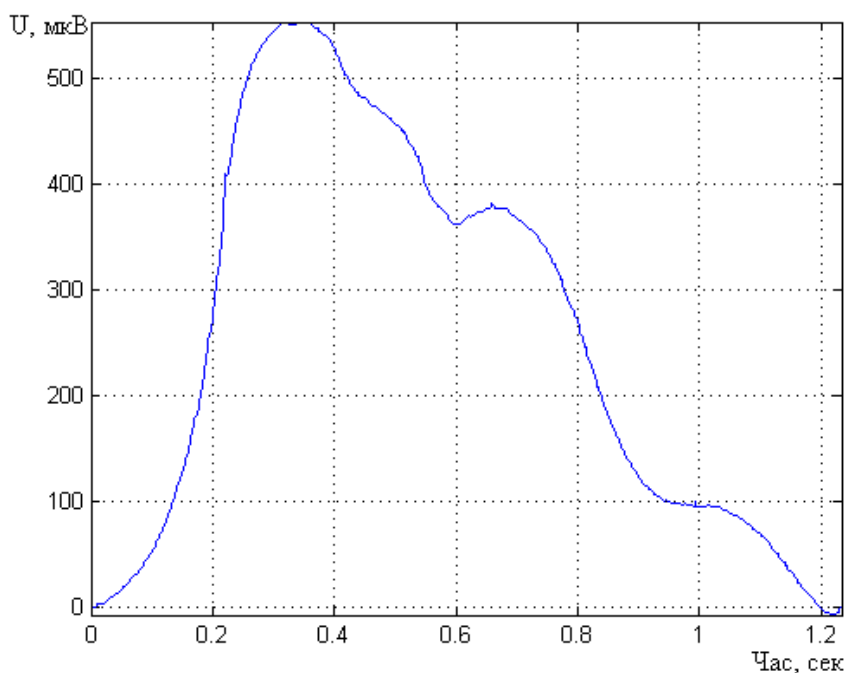


Рис. 1.5. Усереднена реалізація реосигналу

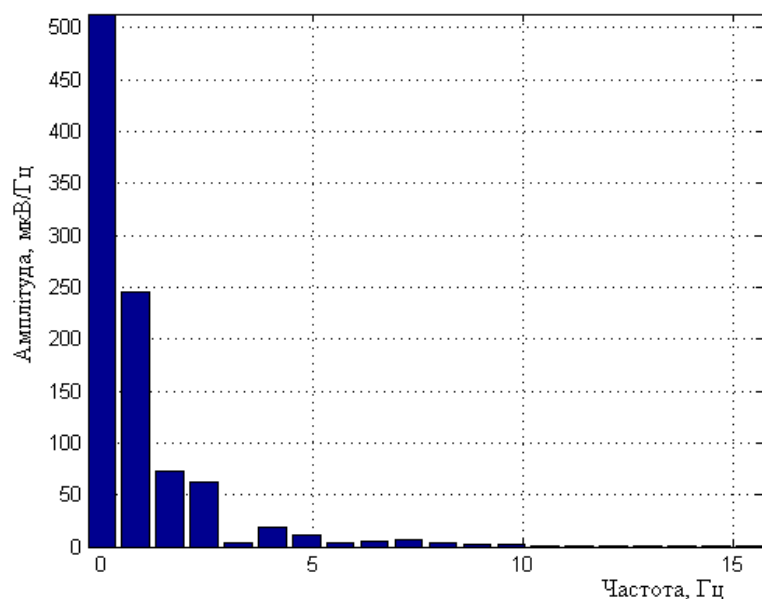


Рис. 1.6. Спектр амплітудний усередненого реосигналу

Результати спектральної обробки вказують на те, що гармонічні складові ряду Фур'є цінними ознаками при встановленні діагнозу.

1.2.2.4. Вейвлет-обробка. За результатами одновимірного Фур'є перетворення можна одержати одновимірну інформацію про відносний часовий внесок різних часових масштабів. На відміну Фур'є, Вейвлет-обробка дає двовимірний масив

амплітуд вейвлет. Просторий розподіл цих значень називається спектром коефіцієнтів вейвлет-обробки, дає інформативну складову про розвиток відносного внеску компонент різних масштабів в часі [1,3]. Інтегрована та будь-яка обмежена функція може бути зображена у вигляді наступного ряду:

$$f(t) = \sum_k s_{j,k} \phi_{j,k} + \sum_k d_{j,k} \psi_{j,k}$$

на певному рівні дозволу j де $\{\psi_{jk}\}$ ряд функцій ортогональних вигляду:

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

Функція ψ є –функцією-скейлінг або масштабуючою функцією, її масштабовані і зсунуті копії мають виглядають:

$$\phi_{jk}(t) = 2^{\frac{j}{2}} \phi(2^j t - k),$$

$\phi_{jk}(t)$ і $\psi_{jk}(t)$ утворюють базис ортонормальний, $s_{j,k}$ і $d_{j,k}$ - коефіцієнти вейвлет.

Якщо є коефіцієнти функції є вираженими в деякому базисі масштабних функцій і подані у вигляді векторного стовпця j s , то є змогу за допомогою вейвлет-обробки розробити версію усього вектора низького дозволу $j-1$ s , який характеризується низькою чисельністю коефіцієнтів. У такому разі функції $s_{j,k}$ і $d_{j,k}$ слугують низькочастотними і високочастотними фільтрами. Методи Вейвлет застосовують для розрізнення і виділення діагностичної інформації, а також для стиснення сигналів з мінімізованими спотвореннями у діагностичній інформації.

Досліджено можливість застосування коефіцієнтів при вейвлет-обробці реосигналу як діагностичної інформації при оцінюванні стану кровотоку. Розглянуто застосування 4-ох коефіцієнтного базису Добеші. В конструкції Добеші

кожен фільтр має по чотири компоненти, при цьому застосовуються наступні послідовності:

$$a = \frac{1}{4\sqrt{2}}(1 + \sqrt{3}, 3 + \sqrt{3}, 3 - \sqrt{3}, 1 - \sqrt{3}),$$

$$b = \frac{1}{4\sqrt{2}}(1 - \sqrt{3}, -3 + \sqrt{3}, 3 + \sqrt{3}, -1 - \sqrt{3}).$$

Попередня обробка реосигналу відрізнялася тим, що кожен повтор сигналу уніфікувався по частоті дискретизації, яку вибирали кратною ступеню двійки, що є тісно пов'язаний з характерною особливістю вейвлет-обробки (було використано числове значення 512). В подальшому уніфіковані повтори реосигналу відібрані із однієї реалізації було усереднено. Усереднений повтор реосигналу піддавався вейвлет-обробці. Діагностичною інформацією у комп'ютерних системах слугують два набори векторних ознак, які сформовано на основі коефіцієнтів вейвлет отриманих шляхом розкладання реосигналів. Метою досліджень у працях була задача відтворення класифікації експертної пацієнтів (їх приналежність до відповідного класу пацієнтів класу норми чи патології) на основі інформації реосигналів якими слугують коефіцієнти вейвлет, а не параметри фізіології, або Фур'є-коефіцієнти. Початкове визначення належності дослідження пацієнтів із залученням низки методів, що традиційно використовуються в медицині.

При цьому в базисі вейвлет коефіцієнтів не спостерігалось чітко виділених меж між класами. Було можливе детальне віднесення об'єктів одного класу в низку об'єктів інших класів. Розроблена моделі класифікації виконано за допомогою навчання з учителем штучних мереж нейронних.

Для кожної моделі класифікації відбувалося дослідження прогностичної можливості нейронної мережі в режимі просувного іспиту. Для кожної моделі класифікації процес просувного іспиту здійснювалося для різної початкової архітектури нейронної мережі з метою дослідження впливу параметрів і структури алгоритму навчання на точність прийнятого рішення задля їх оптимізації і досягнення пікової точності рішення. При досягненні заданої точності прийнятого

рішення для моделі класифікації, на всьому наборі вибірки здійснювалося навчання 40 нейромереж. У кожній мережі здійснювалося визначення найбільш необхідних вхідних параметрів з мінімізацією їх числа.

Експериментальні дослідження показали високу точність прийнятого рішення і здатність збереження точності при стисненні простору 8-16 ознак.

1.3. Переваги та недоліки відомого математичного забезпечення

У відповідності до проведеного аналізу математичного забезпечення, зокрема моделей та методів обробки реосигналів виявлено низку позитивних та негативних сторін.

Детермінована концепція при побудові математичних моделей має обмеження при описі реальних реосигналів і має змогу до застосування при описі сигналу в межах одного циклу. Оскільки реосигнал за своєю природою має стохастичні особливості, тому розробка його математичної моделі має передусім базуватися на стохастичній концепції.

Застосування стохастичної концепції при розробці математичної моделі реосигналу, є необхідним, оскільки вона дасть змогу описати реосигнал зі сторони його стохастичності. Моделі реосигналу, що реалізовані на даній концепції враховує у своїй конструктивній структурі параметри стохастичності, але не враховують параметри повтору, а саме їх поєднання. Такі наведені аргументи сформуливали вимоги щодо розробки моделі математичної реосигналу:

1. Відображеність стохастичності природи реосигналу, тому що сигнал характеризується неоднорідністю та певною невизначеністю, що є особливим для сигналів такого походження;
2. Врахування властивості повтору реосигналу, що впливає з фізики механізму його формування.

1.4. Висновки до розділу 1

В розділі проаналізовано реосигнал, а саме механізм його породження та основні його характеристики, наведено основні положення, щодо реєстрації реосигналу. Згідно до приведенного огляду математичного забезпечення комп'ютерних систем, зокрема моделей реосигналу та методів його обробки сформульовано головні вимоги до розробки нової математичної моделі.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Реєстрація реосигналів

При розробці комп'ютерних діагностичних реографічних систем, необхідно мати в арсеналі модель реосигналу та методи обробки. Оскільки від сформованих вимог до моделі та методів її обробки розробляють здатності комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

Основним принципом методу реографії є взаємозалежність зміни імпедансу від зміни наповнення крові в ланці дослідження, тіла людини. Тобто досліджуються коливання пульсу електричного опору.

Записування реосигналу здійснюється в теплом приміщенні через 2 години після вживання їди або натошак в горизонтальному положенні на спині після 15-20 хв відпочинку.

Загальну схему структурна діагностичних реографічних систем для реєстрації реосигналу зображено на рис.2.1, яка включає такі функціональні блоки: 1 – перетворювач імпедансу досліджуваного пацієнта в електричну напругу, АЦП, ПК та блок візуалізації.

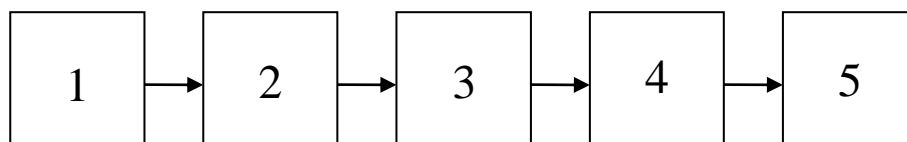


Рис. 2.1. Загальна структурна схема структурна діагностичної реографічної системи для реєстрації реосигналу: 1-біооб'єкт, 2 – перетворювач імпедансу в електричну напругу, 3– АЦП, 4- ПК, 5 – блок візуалізації)

При аналізі структури системи (рис. 2.1) детально помічено, що перетворювач імпедансу в електричну напругу є складним блоком, який виконує низку головних функцій:

- 1) Генерування струму високої частоти ;
- 2) Підсилення частот нижніх;
- 3) Фільтрація частот нижніх;
- 4) Підсилювач масштабування струму постійного;
- 5) Диференціатор (обчислення першої похідної);
- 6) Автоматизоване калібрування.

АЦП функціонально складається з двох блоків: дискретизатор реосигналу по осі часу та рівню електричної напруги (квантування).



Рис. 2.2. Розширена структурна схема реєстраторці реосигналу РЕО

На рис. 2.2 позначено:

- 1 –генератор струму зондування високого рівня напруги,
- 2 – контакти реле перемикання режимів перетворювача,
- 3 – досліджуваний пацієнт,
- 4 –пристрій калібрування,
- 5 – вхідний пристрій,

- 6 – демодулятор-синхронізатор,
- 7 - підсилювач низькочастотний,
- 8.1 – часовий блок дискретизації,
- 8.2 – блок дискретизації по рівню,
- 9,11 – підсилювач низькочастотний,,
- 10 – фільтр частот низьких,
- 12 – схема автоматизованого заспокоєння,
- 13 – диференціюючий блок,
- 14 – блок дискретизації по часу,
- 15 – блок дискретизації по рівню,
- 16 – ПК,
- 17 – блок візуалізації

На рис. 2.3 наведено зареєстровані дані реосигналу пацієнта в стані фізіологічної норми.

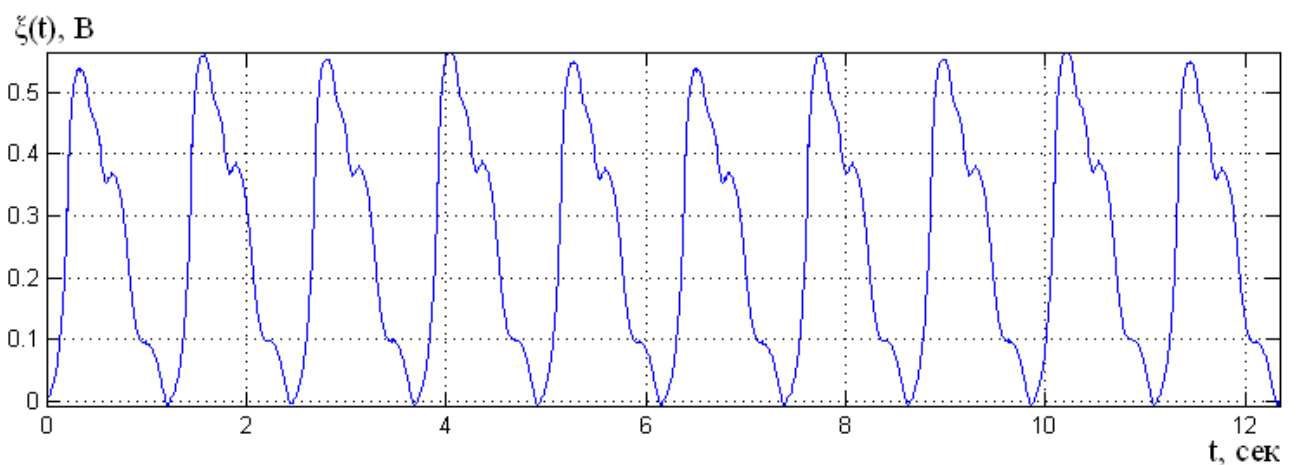


Рис.2.3. Реалізація реосигналу пацієнта в стані фізіологічної норми

2.2. Математичне забезпечення

2.2.1. Визначення параметрів математичної моделі реосигналу. Здійснено процедуру аналізу ймовірнісних параметрів реосигналу задля формулювання базових вимог щодо адекватності розробки математичної моделі реосигналу, який наведено рис. 2.3.

Оскільки, основними ймовірнісними параметрами реосигналу як процесу стохастичного є математичне сподівання, автокореляційна функція та дисперсія, тому здійснено їх дослідження з метою пошуку властивостей реосигналу.

Ймовірнісні параметри дають змогу приналежність реосигналу до одного із множин класів процесів випадкових, а саме до нестационарного чи стаціонарного. Є відомим той факт, якщо ймовірнісні параметри є сталими, тобто інваріантними то є повне право стверджувати про належність реосигналу до стаціонарного процесу, а в протилежному випадку до нестационарного.

На рис. 2.4. зображено реалізацію дисперсії реосигналу оціненої методами та алгоритмами з теорії випадкових стаціонарних процесів.

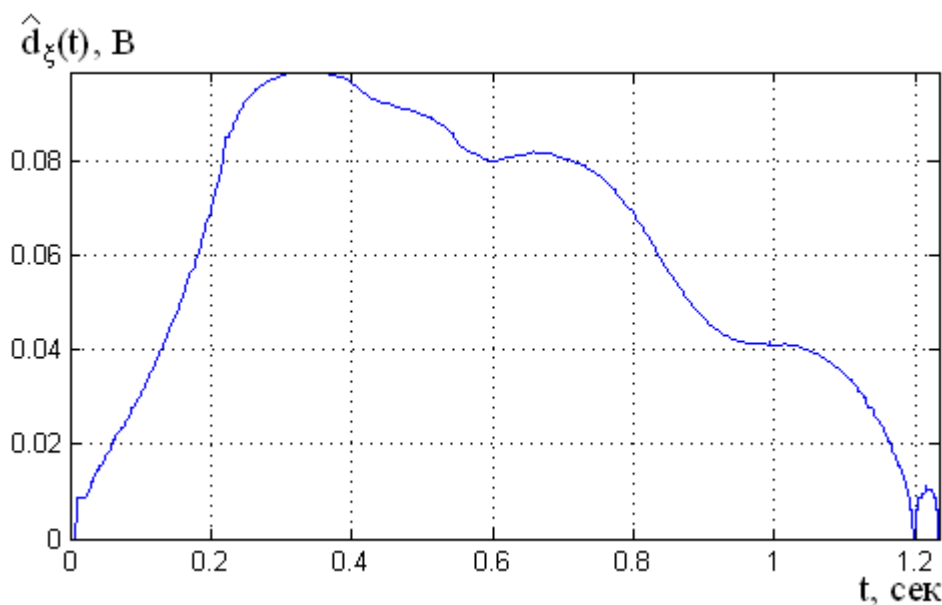


Рис. 2.4. Реалізація дисперсії реосигналу пацієнта в стані фізіологічної норми

Детальне оцінювання дисперсії (рис.2.4), яка відображає показник відхилення від значень математичного сподівання та дає змогу висувати різноманітні гіпотези про належність реосигналу до класу процесів нестационарних.

Для більш точного встановлення типу стохастичності проведемо процедуру визначення спектральних параметрів реосигналу для кожного його повтору (рис. 2.5).

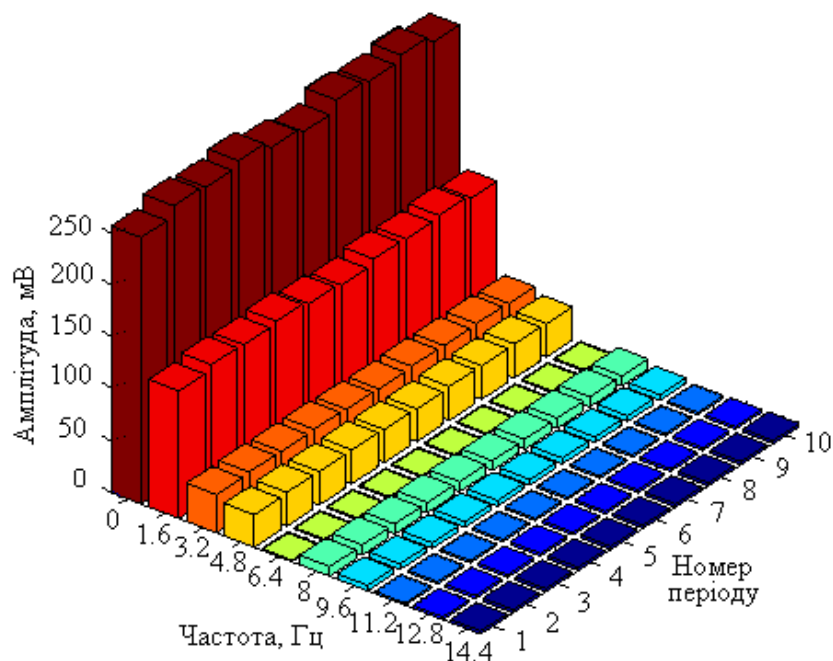


Рис. 2.5. Амплітудні спектри реосигналу різних циклів (періодів)

За результатом обробки рис. 2.5 встановлено, що обчислені спектри амплітуд змінюються з незначними відхиленнями, що вказує приналежність реосигналу до випадкових нестационарних процесів. На рис. 2.6 зображено реалізацію автокореляційної функції реосигналу, яка описує та кількісно відображає міру подібності значень реосигналу сигналу в часі, а також розподілу густини потужності самого сигналу.

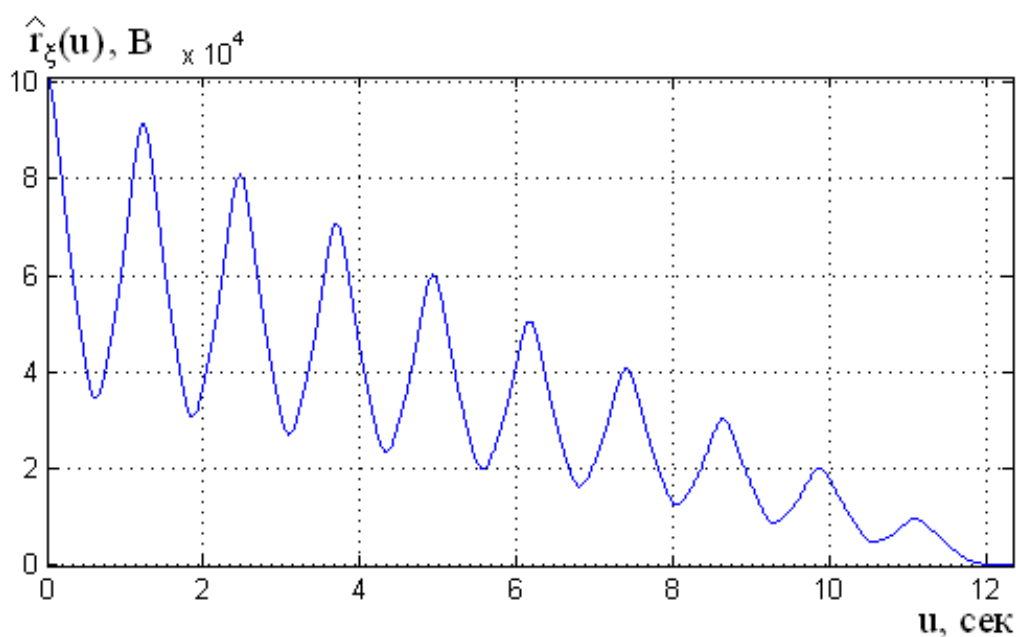


Рис. 2.6. Автокореляція реосигналу пацієнта в стані фізіологічної норми

На рис. 2.6 видно, що автокореляція реосигналу є періодично (експоненційно повторною), що є вказує для врахування параметру періодичності при розробці математичної моделі реосигналу.

Вибір коректних методів дослідження реосигналу повинен розпочинатися з аналізу методів обробки, а з обробки реосигналу сигналу.

Для розробки методів обробки складних нестационарних випадкових сигналів необхідно передусім встановити їх закономірності і в повній мірі відобразити її в параметрах відповідного класу процесів стохастичних.

Реосигнал у своєму структурному конструктиві поєднує повтори (рис.2.6), тому що серце людини пульсує (тобто працює повторно з певним циклом кровонаповнення серцевого), та стохастичність через те, що людське серце пов'язане напряду з роботою усього організму і є системою складною, на яку впливають різні фактори.

Як наголошувалося раніше, для опису реосигналу недостатньо кореляційної теорії, тому, із урахуванням структури сигналу, його фізичну інтерпретацію та результати обробки (рис.2.4-2.5) запропоновано подати на основі енергетичної теорії стохастичних сигналів.

Реосигнал не є можливим задати із використанням аналітичного складного виразу, а можна лише говорити про ймовірнісні параметри усього ансамблю реалізацій, тобто розглядати як стохастичний процес, якого вони є цими реалізаціями. Звідси першою вимогою до розробки математичної моделі – модель має бути стохастичним процесом. Оскільки в структурі реосигналу спостерігається повторність, тому передусім є питання щодо розкладу його на гармонічні складові. Оскільки реосигнал як сигнал дослідження є певним видом шуму, де усі його частоти суттєво чинять вплив на характеристику явища, тому для моделі реосигналу є необхідним вибір процесу з того класу процесів нестационарних, для яких є обов'язковим гармонічний розклад.

Всі виставлені вимоги визначають модельний тип (зокрема, остання – визначає клас стохастичних функцій, оскільки вона є характерною для ПКВП.

2.2.2. Математична модель реосигналу як ПКВП. Моделювання реосигналу відомими методами стохастичних нестационарних процесів є не дуже поширеним, тому що така термінологія як нестационарність визначає заперечення самої стаціонарності. Необхідно здійснювати конкретизацію, за яким власне законом змінюються в часовому просторі ймовірнісні параметри. Однією важливою і фізично доказаною думкою є припущення про обмеженість потужності процесу.

При застосуванні поняття гільбертового колгоморівського простору стохастичних величин \mathbf{K} , складові якого є стохастичними величинами зі дисперсіями скінченного типу $d_{\xi} = \|\xi\|^2$, скалярною нормою та добутком. Відповідно до вимоги обмеженості потужності, одним із видів процесів нестационарних є клас процесів стохастичних з середньою скінченною потужністю [2].

Для того, щоб розвинути методи та засоби дослідження повтору на вивчення коливних сигналів – реосигналу, приведемо з праці [2] результати обґрунтування математичної моделі (змін колювання їхніх фізичних параметрів) у вигляді ПКВП, яка конструктивно поєднує в математичному об'єкті параметри коливних реосигналів як повторність і стохастичність.

У праці [2] на єдиному підході щодо методологічного підґрунтя розвинуто теорію сигналів нестационарних, яка забезпечує перенесення на такий вид сигналів відомі факти теорії кореляційної для сигналів стаціонарних, в повному об'ємі розширивши їхню базу. При такому підході теорія кореляційна для стаціонарних сигналів зачіпає розвинуту енергетичну теорію.

Теорію енергетичну викладено у монографії [2], через потреби та результати досліджень сигналів нестационарних і формування узагальненої підходу на них, яка дає змогу встановити нові факти, пошук їх істинного значення і взаємо пов'язаності з існуючими в межах розвинутої систематичної схеми теоретичної. Теорія дає змогу поєднати питання відображення реосигналів через складові елементарні, лінійні перетворення, алгоритми обробки й аналізу широкого спектру задач практики та теорії використання сигналів стохастичних.

Основою цієї теорії є принцип енергетики – розрізнення класів сигналів, тобто нестационарних за скінченністю характеристик енергетичних реосигналу – тоді

отримується клас ε :

$$E_{\xi} = \int_D E|\xi(t)|^2 dt < \infty, \quad (2.1)$$

або потужності середньої – клас π :

$$P_{\xi} = M_t \{E|\xi(t)|^2\} < \infty, \quad (2.2)$$

де $\xi(t), t \in \mathbf{D}$ – процес стохастичний як є модель реосигналу;

M_t – оператор усереднення в часі;

$\mathbf{D} \subset \mathbf{R}$ - область скінчена існування реосигналу $R = (-\infty, \infty)$.

Оскільки енергія коливань реосигналу є функцією квадратичною, то аксіома скінченності параметрів енергетики реосигналів найприроднішим чином формально засобами виражається при формулюванні цих параметрів як норм у відповідному векторному просторі, бо метричність цих просторів є квадратичною відповідно до теореми Піфагора. Виразом скінченності параметрів енергетики реосигналу буде умова обмеження норми. У реосигнала як нестационарного потужність миттєва – дисперсія $d_{\xi}(t) = E|\xi(t)|^2$, $t \in \mathbf{D}$ є варіативною, тому його опис з аспекту природнього дає часову функцію зі числовими значеннями у простоті Гільберта, який формує стохастичні величини дисперсії скінченої як абстрактних векторів, тобто елементів (векторів) є значення процесів стохастичних як моделі реосигналу.

Нормою елементів в сформованому ними просторі лінійному є варіативною, оскільки вона є незмінною лише у випадку стаціонарності:

$$\|\xi\|_K = \sqrt{d_{\xi}(t)} = \sqrt{r_{\xi}(t, t)}, \quad (2.3)$$

де $t \in \mathbf{D}$, $r_{\xi}(t, s) = E\xi(t)\xi(s)$ – кореляція процесу.

Для отримання незалежної від часу характеристики нестационарного

реосигналу, необхідно позбутися часу, що є можливим лише у випадку фізичної інтерпретації двома шляхами: обчислення інтегралу або знайти середнє в часі. Вимога обмеженості інтегральних параметрів енергетики реосигналу має природній вираз як обмеження норми у просторах Гільберта над простором Колгморова.

Підсумовуючи сказане, такі види просторів є засобом природнього вивчення функцій у просторі Гільберта, а також функцій $\xi : \mathbf{D} \rightarrow \mathbf{K}$.

Отже, інструментарій теоретичного підґрунтя функцій абстрактних зі значеннями у просторі Гільберта є коректними засобами дослідження реосигналів стохастичних у термінах інтегральних параметрів енергетики – їхня енергія чи середня потужність. Такі інтегральні параметри є властивими для реосигналів, які перебувають в усталених режимах, а перехідні режими зазвичай описують за допомогою Л.Заде в термінології стану змінної.

Параметри енергетики таких реосигналів доцільно розглядати як норми у просторах з елементами якими є реосигнали. Ці простори є просторами реосигналів.

Концепція енергетична дає цілу низку підстав для формалізації достатньо повної теорії класів нестационарних у термінах зображення реосигналу через процес стохастичний у термінах кореляції через параметри реалізацій та їх повторень як теоретичного підґрунтя двох класів енергетики сигналів стохастичних, яка захоплює стаціонарну теорію.

Вкрай важливими є варіантнопараметрові класи сигналів [2], яких варто означити за параметрами - особливістю зміни в часі - їх зсувних коваріацій $b_{\xi}(t, u) = r_{\xi}(t + u, t)$, коли вони повторні у подані Безиковича та напівперіодичні в часовому просторі змінної t .

Процеси стохастичні вище наведених класів є моделями реосигналів у концепції ритмічних коливань стохастики [2], що суттєво підсумовує підхід Колгморова-Вінера [2], який побудовано на моделі стаціонарній. Така концепція, окрім отримання розподілу потужності в спектральній області, дає методи та засоби урахування виду не стаціонарності реосигналу як коливання: для цього сигналу є характерним повторюваність параметрів статистичного характеру, що знаходять вираження у вигляді корельованості складових коливань реосигналу гармонічного

виду. Зручний параметр такого реосигналу як коливання формують множини спектральних та кореляційних компонент, а саме відповідні коефіцієнти Фур'є. Модель такого типу забезпечує опис реосигналу, який породжує система з певними обертаннями, поворотами, часовим ходом процесів природних, біологічні ритми, коливна кінетика. За умови коли ПКВП при $N = 1, \Lambda = \frac{2\pi}{T}$, де T - тривалість повтору функції $b(\cdot, u)$, буде моделлю простого ритмічного реосигналу.

Якщо клас π реосигналу трактувати як варіантно-параметричний, а саме деяка залежність параметрів реосигналу є не просто деяким видом за умови існування при будь-яких зміщеннях сукупностей його значень визначені середні по часі як параметрові, але необхідно брати до уваги особливість чи вид часової залежності, то дійсне задання її зображення сформує такі, що будуть відповідати цим видам певної залежності, деякі класу підкласи π .

Коли залежність періодична, то виділяють класи періодичних, поліперіодичних, і поліперіодичних корельованих процесів стохастичних.

Компоненти з теорії ПКВП з різного куту огляду було зібрано у напрацюваннях Я.П.Драгана, де ці факти логічно систематизовано і набуло довершеного виду з точки зору позиції підходу єдиного інструментами ЕТСС [2].

ПКВП – це моделі коливань стохастичних з повторною зміною параметрів ймовірнісних як деяку підкласу π .

Процес стохастичний $\xi(t), t \in R(-\infty, \infty)$ є ПКВП, якщо є деяке число фіксоване $T > 0$ то сподівання математичне та коваріаційні параметри процесу стохастичні будуть рівними:

$$m_{\xi}(t) \triangleq E\xi(t), \quad r_{\xi}(t, s) \triangleq E \overset{0}{\xi}(t) \overset{0}{\xi}(s), \quad (2.4)$$

де $\overset{0}{\xi}(t) = \xi(t) - m_{\xi}(t)$ - відцентрований процес стохастичний;

E – символ сподівання математичного,

якщо є виконуваною умовою:

$$m_{\xi}(t+T) = m_{\xi}(t), r_{\xi}(t+T, s+T) = r_{\xi}(t, s), \forall t, s \in R, \quad (2.5)$$

де $m_{\xi}(t)$ - сподівання математичне, а $r_{\xi}(t, s)$ - функція кореляції реосигналу, а при використанні параметричної коваріації ($b_{\xi}(t, u) = r_{\xi}(t+u, t)$). З таких виразів випливає, що сподівання математичне і коваріація параметрики є повторною з часовим циклом T :

$$m_{\xi}(t+T) = m_{\xi}(t), b_{\xi}(t+T, u) = b_{\xi}(t, u), \quad \forall t, u \in R. \quad (2.6)$$

Для зручності можна тобто покладати, що усереднені значення параметрів реосигналу як процесу дорівнюють:

$$m = M_t \{m_{\xi}(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m_{\xi}(t) dt, \quad (2.7)$$

$$B(u) \stackrel{\Delta}{=} M_t \{r_{\xi}(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r_{\xi}(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b_{\xi}(t, u) dt, \quad (2.8)$$

де M_t - оператор обчислення середнього в часі, T - тривалість корельованості (повтору) ПКВП.

Наведені параметри мають розкладання в Фур'є ряди коли ПКВП розглядати як обмеженої потужності середньої:

$$m_{\xi}(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t}, \quad (2.9)$$

$$b_{\xi}(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.10)$$

де $\Lambda \stackrel{\Delta}{=} \frac{2\pi}{T}$;

Підхід зі сторони енергетики дає змогу провести дослідження параметрів таких процесів стохастичних, а при \hbar -ергодичності, здійснити процедуру

розроблення методів обробки реосигналів параметрів часової варіативної параметрів сигналів.

Суттєвим параметром ПКВП з типу π^T є таке, що базові задачі обробки його параметрів є змога розв'язувати шляхом зведенням до статистики процесів стохастичних стаціонарного виду є повністю розвинутою.

Відліки часу, взяті через інтервал повтору корельованості, формують векторні послідовності стаціонарного виду. Метод синфазний обробки параметрів ПКВП є певним видом статистики послідовностей стаціонарних. Окрім того, реосигнал як ПКВП виду π є стаціонарними у просторі Гільберта:

$$\hat{h} = \mathbf{B}^2(K), \quad (2.11)$$

з метричним простором Безиковича-Бора:

$$\|f\|_{B^2}^2 \stackrel{\Delta}{=} M_t \left\{ |f(t)|^2 \right\} = \lim_{L \rightarrow \infty} \frac{1}{2N} \int_{-N}^N |f(t)|^2 dt, \quad (2.12)$$

над простором Колгморова Гільберта \mathbf{K} величин стохастичних обмеженої дисперсії, квадрат елементів векторної норми при якому:

$$\|\xi(t)\|_{\mathbf{K}}^2 = d_{\xi}(t) = r_{\xi}(t, t) = E \left| \xi \right|_0^2, \quad t \in \mathbf{D}. \quad (2.13)$$

В такому випадку норми квадрат реосигналу як процесу класу стохастичного π є нормою векторів в просторі Гільберта \mathbf{B}^2 над простором Гільберта-Колгморова та рівний потужності середній:

$$P_{\xi} = \|\xi(t)\|_{h^{\pi}}^2 = M_t \left\{ \xi(t)_{\mathbf{K}}^2 \right\} < \infty. \quad (2.14)$$

Компоненти кореляційні реосигналу обчислюються виразом:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (2.16)$$

через їх обмеженість $|B_k(u)| \leq |B_0(u)| \leq B_0 = P_\xi^T$ вони є належними до певного класу \mathbf{B}^2 , тому мають вид інтегралу Фур'є:

$$B_k(u) = \int_{\mathbf{R}} e^{iu\lambda} F_k(d\lambda). \quad (2.17)$$

де F - міра спектральна, \mathbf{R} - множина,

Коваріація параметричного виду реосигналу має вигляд:

$$b_\xi(t, u) = \iint_{\mathbf{R}^2} e^{i(t\lambda - u\mu)} F(d\lambda, d\mu), \quad (2.18)$$

Наведені параметри коваріації реосигналу у виді ПКВП забезпечують введення у вираз процесу через складові стаціонарного типу, а саме встановити структуру такого класу реосигналу [2].

Реосигнал типу ПКВП має приналежність до виду π^T за умови його зображення виду:

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \xi_k(t) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.19)$$

де $\xi_k(t)$ - компоненти реосигналу стаціонарного типу як ПКВП, Λ - частота $\Lambda = 2\pi/T$, Z - множина чисел додатніх.

На базі такої моделі є змога реалізувати просте алгоритмічне забезпечення обробки реосигналу засобами енергетичної теорії (компонентний, синфазний та

фільтровий) з метою виділення статистики ймовірнісних параметрів, які будуть відображати діагностичну інформацію при стан кровотоку людини.

2.2.3. Метод обробки реосигналу як ПКВП. При формулюванні цього розділу застосовано напрацювання Драгана Я.П. [2].

Методи обробки реосигналу мають будуватися при розгляді вище параметрів співфазних відліків реосигналу у вигляді операції усереднення, що забезпечує процедуру за однією реалізацією \hbar -ергодичного реосигналу здійснити оцінювання фазових показників структури сигналу та його коваріаційних параметрів та середнього, а саме їх зміни в часовому просторі, а не тільки середні значення. Послідовності відліків як стаціонарних через тривалість часового циклу реосигналу є не тільки стаціонарними, а також стаціонарно пов'язаними, але і мають властивості ергодичності пов'язаності. Оскільки зображення реосигналу через компоненти стаціонарного виду, що усю випадковість реосигналу визначають такі компоненти при умову їх ергодичності заданого процесу формулюємо як ергодичність пов'язану через компоненти стаціонарні.

Виходячи із параметрів реосигналу та вище наведених співвідношень виділяють два методи обробки реосигналу виду ПКВП - компонентна та синфазна. Синфазна обробка базується на принципі відбору відліків значень реосигналів через інтервал тривалості повтору при різних виборах початкових фаз $t_0 \in [0, T]$ формують стаціонарно-ергодичну послідовність стохастичного виду $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T]\}$, де $\xi(t_0) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$. Вказаний метод дає змогу трактувати як деяке перенесення на такий випадок певної ситуації явища з радіотехніки та фізики та накопичувального методу, який має пряме застосування розробленого для адитивних моделей.

Значення реосигналу процесу $\xi(t_0 + kT), k \in Z$ через його означення вказаного класу мають таку ж саму статистику порядку другого.

За \hbar -ергодичної умови реосигнал в звичайному поданні послідовності ξ , для параметрів реосигналу найбільш справедливими є такі статистики, які описують наступними виразами:

$$m^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (2.20)$$

$$b^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=-N}^0 \xi(t_0 + u + kT) \xi^0(t_0 + kT). \quad (2.21)$$

Компонентна обробка базується на тому, що параметри реосигналу є повторними часовими функціями, а тому мають право на представлення за допомогою розкладу Фур'є рядів:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.22)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.23)$$

Компонентні параметри m_k та B_k виразів (2.22) та (2.23) обчислюються з виразів:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.24)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^{T_k} \hat{b}(t, u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.25)$$

Під час обчислення (2.24) та (2.25) реосигналів різної тривалості $T: [(j-1)T + t_0, jT + t_0]$ в праці [2] враховують флуктуаційні параметри та здійснюють процедуру усереднення. Процедура такого усереднення розглядається як усереднення по повторях досліджуваного реосигналу. На підставі такого можна обрати як статистику для обчислення ймовірнісних параметрів реосигналу, які подано у виразах (2.24) та (2.25), вирази:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^{\theta} \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.26)$$

$$\hat{b}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^{\theta} \xi(t+u) \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.27)$$

Математичні сподівання виразів (2.26-2.27) рівне $M\hat{m}_k = m_k$ та $M\hat{B}_k(u) = B_k(u)$, які є незсунутими або незміщеними. У такому випадку компоненти незміщені параметрів реосигналу подано у вигляді:

$$\hat{m} = \sum_{l \in Z} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \quad (2.28)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.29)$$

Параметри кореляції $\hat{b}(t, u)$, сподівання математичного $\hat{m}(t)$ та відповідно їх компоненти $\hat{B}_k(u)$ функціями стохастики власних аргументів, а $\hat{m}_k(t)$ коефіцієнти розкладів $m(t)$ у ряди Фур'є являють собою величинами стохастичними.

При дослідженні параметрів оцінок найбільшого інтересу набуває зміщення вище вказаних оцінок:

$$\xi_{\hat{B}} = M\hat{B} - B,$$

дисперсійний параметр:

$$D_{\hat{B}} = M[\hat{B} - m_{\hat{B}}]^2,$$

та коваріація:

$$B_{\hat{B}}(u_1, u_2) = M[\hat{B}(u_1) - m_{\hat{B}}(u_1)][\hat{B}(u_2) - m_{\hat{B}}(u_2)].$$

Найоптимальнішими є незміщені при нульовому зсуві оцінки з мінімізованою дисперсією та значеннями, які не є подібними. Параметри оцінок є залежними від

обраних правил проведення процедури оцінювання та тривалості відрізка аналізованого реосигналу.

При компонентній обробці реосигналу параметри сподівання математичного та кореляції реосигналу обчислюють на шляхом синхронізованого усереднення часових відліків через період повтору, застосовують одне значення реосигналу на одному повторі. Компонентні параметри рівні:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k=-N_1}^{N_2} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.30)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{l=-N_2}^{N_2} \hat{B}_k(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.31)$$

а сформовані на їх базі інтегральні параметри рівні:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.32)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta \xi(t+u) \xi(t) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.33)$$

володіють багатішою інформацією.

Параметри середнього (2.30) спільно з параметром (2.32) формують вираз:

$$M\hat{m}(t) = \sum_{n=-N_1}^{N_1} \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \sum_{k=-N_1}^{N_1} m_l \varphi\left[(n-k) \frac{\pi}{T}\right] \exp\left[i(n-k) \frac{\pi}{T} \theta\right], \quad (2.34)$$

де фаза обчислюється виразом:

$$\varphi(\omega) = \sin(\omega\theta)/(\omega\theta).$$

При $\theta \rightarrow \infty$ буде отримано $(n-k)\frac{\pi}{T} \rightarrow \delta_{nk}$, де δ_{nk} - Кронекеровий символ, тоді параметри (2.30) характеризується незміщеністю. Для забезпечення нульового зміщення параметри при обмеженій довжині реосигналу за умови виборі $\theta = NT$.

Параметр дисперсії компонентної оцінки середнього (2.30) є функцією періодичною часу з повтором, який рівним повтору реосигналу, тоді коефіцієнти Фур'є, які є повністю визначені перетвореннями інтегральними кореляційних параметрів. Значення параметру дисперсії рівне при $\theta = NT$ на повторі:

$$D_m^T = \frac{1}{N} \left[k_0(0) + \sum_{n=1}^{N-1} \left(1 - \frac{n}{N} \right) k_0(nT) \right]. \quad (2.35)$$

Вираз (2.35) тотожний виразу дисперсії середньої при когерентній обробці. Параметр середньої дисперсії когерентної обробки є піковою границею при $N \rightarrow \infty$ значення параметру дисперсії середньої компонентного параметру.

Для обчислення параметрів (компонент) кореляційних можна застосувати вираз:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta [\xi(t)\xi(t+u) - m(t)m(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.36)$$

З наперед відомим математичним сподіванням реосигналу параметри компонент кореляційних при $\theta = NT$ є повністю незміщеними і незміщеними також будуть параметри кореляції.

Для обчислення моменту них функцій статистик кореляції з апіорно невідомому сподіванні параметри компонент описуються виразом:

$$\begin{aligned} \hat{B}_k(u) = \frac{1}{\theta} \int_0^\theta [\overset{0}{\xi}(t)\overset{0}{\xi}(t+u) - \overset{0}{\xi}(t)\overset{0}{\hat{m}}(t+u) - \overset{0}{m}(t)\overset{0}{\hat{\xi}}(t+u) + \\ + \overset{0}{m}(t)\overset{0}{\hat{m}}(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt \end{aligned} \quad (2.37)$$

де

$$\hat{m}^0(t) = \sum_{k=-N_2}^{N_2} \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) \left[\frac{1}{\theta} \int_0^{\theta} \xi(s) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} s\right) ds \right]. \quad (2.38)$$

Числове співвідношення між зміщенням параметру середнього (2.24) та ідентичними величинами при компонентній обробці передусім залежать від деяких параметрів нульової кореляції. При їх ігноруванні зміщення будуть незначними, тоді варто застосувати параметр (2.24), а якщо компонента є швидко затухаючою та загальна чисельність компонент сподівання математичного є незначним, тоді варто використати параметри (2.32) та (2.33).

Наведений у роботі [2] аналіз компонентних параметрів сподівання математичного та функцій кореляції реосигналу відображає характерні властивості параметрів, відображає, що для певних видів реосигналу вони мають перевагами над тими, які формуються на основі часових відліків через період повтору. Такі переваги є проявними при малій кількості компонент ймовірнісних параметрів.

2.3. Алгоритмічне забезпечення

2.3.1. Алгоритм реалізації компонентної обробки реосигналів. Компонентна обробка у порівнянні з синфазною обробкою не є залежною від загальної кількості параметрів-компонент, що зумовлює не накладання вимоги щодо їх загальної кількості.

На рис. 2.7 наведено загальний алгоритм обробка реосигналу.

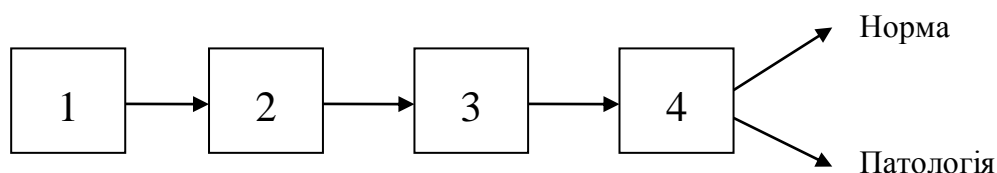


Рис. 2.7. Загальний алгоритм обробки реосигналу

На рис. 2.7 є наступні позначення:

- 1 – реєстрація реосигналу та його попередня обробка;
- 2 – виділення діагностичної інформації;
- 3 – розпізнавання діагностичної інформації;
- 4 – прийняття діагностичного рішення.

Блок 2, який зображено на рис. 2.7, реалізовано на компонентній обробці реосигналу, який базується на процедурі обчислення параметру компонент кореляційних $\hat{B}_k(u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_\xi(n\Delta t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{N_T} n}, \quad (2.39)$$

де N_T - тривалість повтору реосигналу, яка рівна загальній кількості відліків на одному повторі T ;

Δt - дискретний крок; n - номер дискретного відліку.

$\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ - параметр коваріації параметричної:

$$\hat{b}_\xi(n\Delta t, u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \xi^0(n\Delta t + u + kN_T) \xi^0(n\Delta t + kN_T), \quad (2.40)$$

де $\xi^0(n\Delta t)$ - центрований реосигналу як випадкова послідовність,

$$\xi^0(n\Delta t) = \xi(n\Delta t) - m_\xi(n\Delta t);$$

$m_\xi(n\Delta t)$ - параметр середнього послідовності реосигналу $\xi(n\Delta t)$.

Підставляючи вираз (3.32) у вираз (3.31) отримано вираз для обчислення параметру компоненти кореляції:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T^2} \sum_{n=0}^{N_T-1} \left(\sum_{n=0}^{N_T-1} \xi^0(n\Delta t + u + kN_T) \xi^0(n\Delta t + kN_T) \right) e^{-ik \frac{2\pi}{N_T} n}. \quad (2.41)$$

На рис.2.8. наведемо перелік операцій компонентної обробки виразу (2.41) реосигналу у вигляді блок-схемного подання, яка конструктивно відображає весь перелік операцій щодо реалізації компонентної обробки.

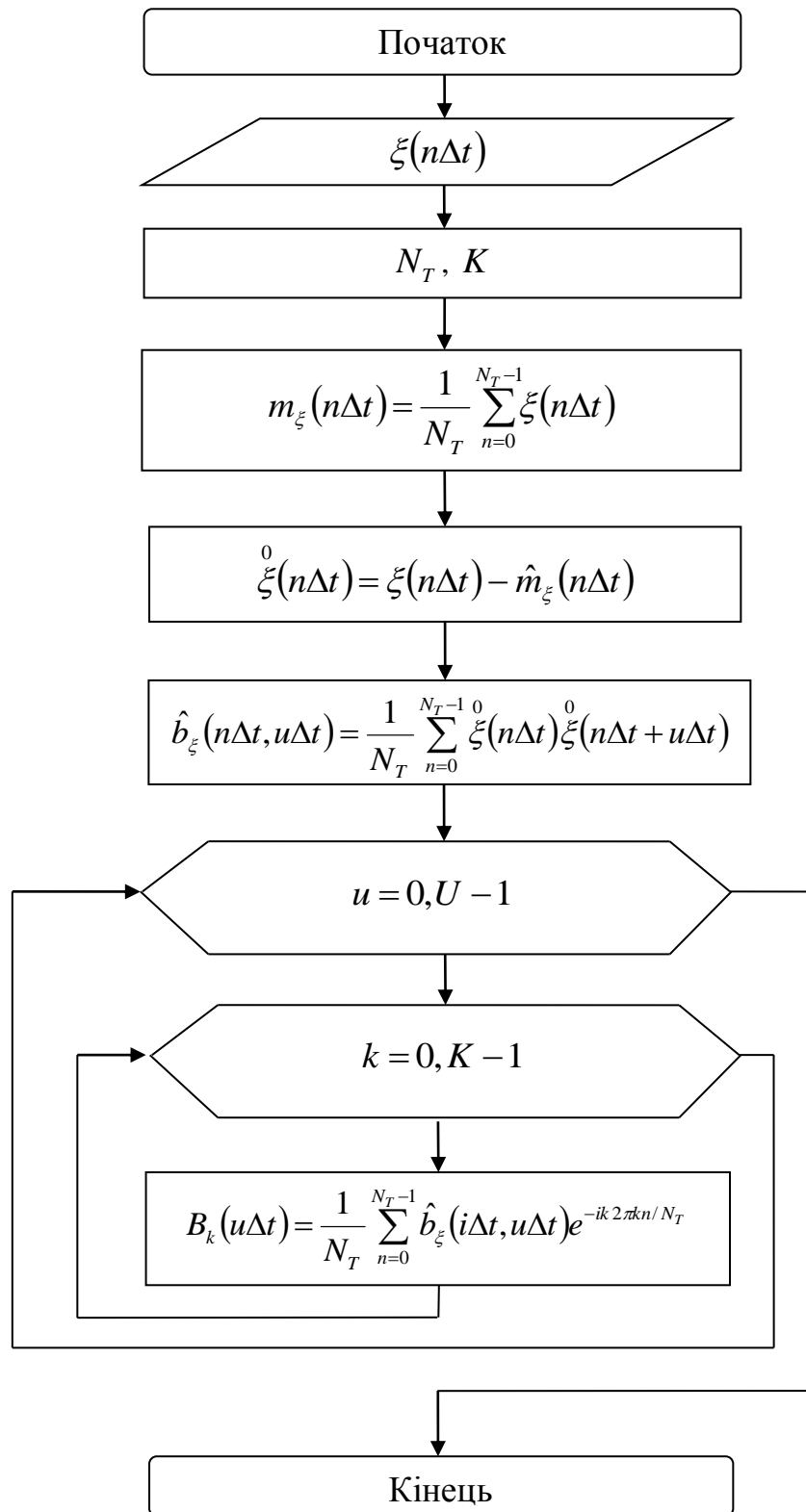


Рис. 2.8. Блок-схемне подання алгоритму компонентної обробки реосигналу

У блок-схемному поданні алгоритму конструктивно виділено такі операції:

- 1) Обчислення періоду (тривалості повтору) N_T послідовності реосигналу $\xi(n\Delta t)$;
- 2) Обчислення параметру середнього $m_\xi(n\Delta t)$;
- 3) Процедура центрування реосигналу $\xi(n\Delta t) \rightarrow \overset{0}{\xi}(n\Delta t)$;
- 4) Обчислення параметру коваріації параметричної $\hat{b}(n\Delta t, u\Delta t)$ для кожного параметру компоненти $\xi_k(t)$
- 5) Обчислення параметру компоненти кореляції $\hat{B}_k(u)$ у відповідності до виразу (2.41).

В алгоритмі (рис.2.8) через K позначено загальну кількість компонент кореляції, U - максимальне число зміщення, N_T - дискретне число довжини повтору реосигналу.

2.3.2. Блок-схема програмної реалізації компонентної обробки. У відповідності до блок-схеми, котру зображено на рис. 2.8, здійснено процедуру розробки блок-схеми програмного забезпечення з метою реалізації компонентної обробки реосигналу (рис. 2.9).

У відповідності до блок-схеми, яку зображено на рис. 2.9 числовий масив даних реосигналу зчитуються з подальшим їх збереженням під змінну x . Під змінні $kilkistKOMP$, T та df зберігаються числові значення повтору, значення частоти дискретизації та загальна чисельність компонент кореляції. На наступному етапі обчислюється значення дискретної довжини повтору TN , яке необхідно мати при обчисленні загальної кількості повторів реосигналу $kilkistTN$.

Наступними послідовними кроками є:

- процедура формування масиву реалізації $b(K \times N)$ як ансамблю (вибірок) із загального масиву значень реосигналу, де N – відлік K -ої вибірки;
- обчислення усередненої вибірки m ;
- процедура центрування шляхом віднімання на кожному повторі реосигналу середнього m ;

- Обробка Фур'є $B_k(AxV)$ від обчислених компонент $b(k,:)$ (A – компонентний номер, V – порядковий номер частоти).

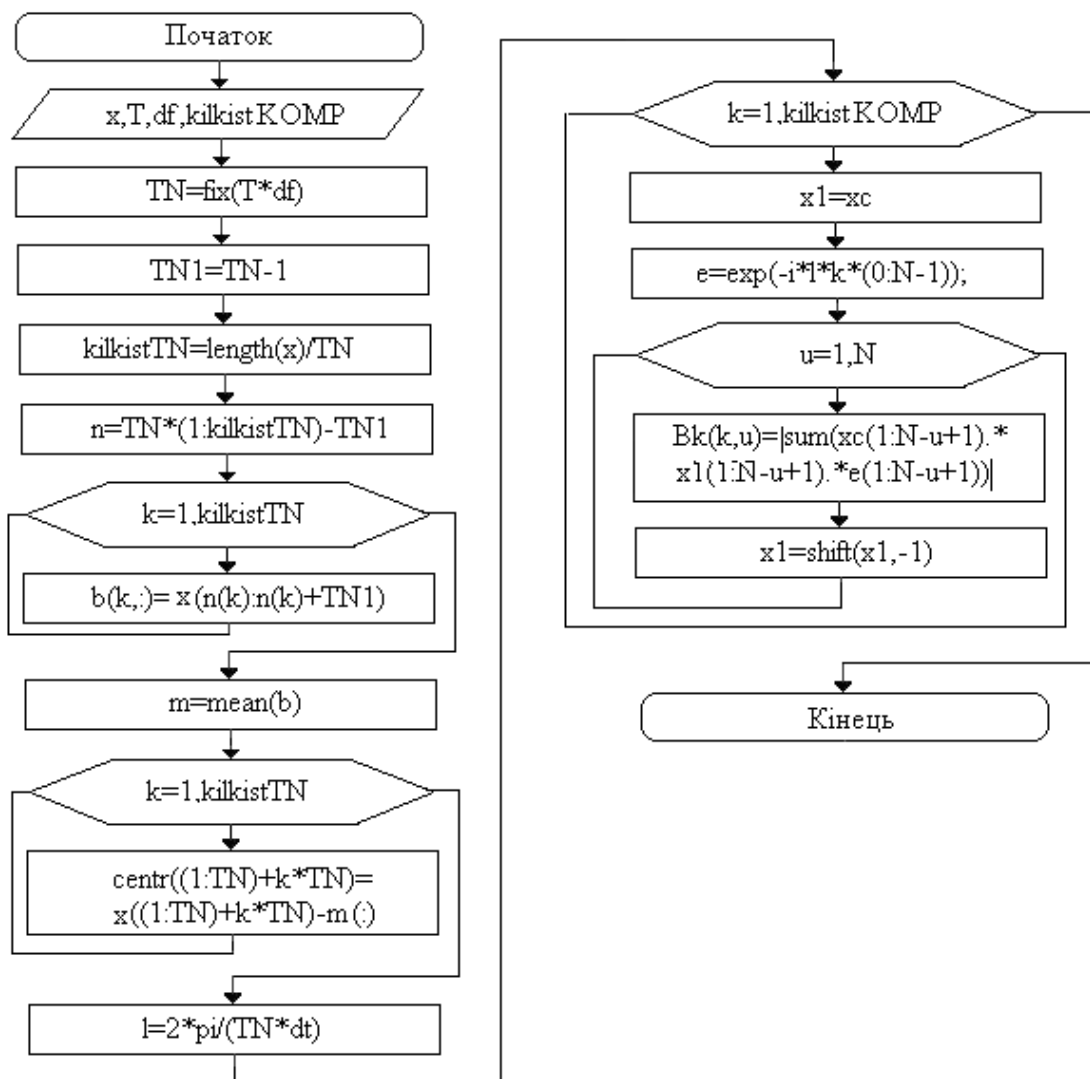


Рис. 2.9. Блок-схема програмного забезпечення компонентної обробки

2.3.2. Блок-схема інтерфейсу програмного забезпечення для автоматизованої обробки реосигналів. Із врахуванням специфіки автоматизації обробки реосигналу та структуру алгоритму обробки реосигналу розроблено блок-схему інтерфейсу програмного забезпечення, яка забезпечує автоматизацію процесу обробки реосигналу РЕО (рис. 2.10). Розроблена блок-схема базована базувався на вхідних таких вимогах:

- кореляційна обробка;
- Фур'є обробка;

- компонентна обробка;
- завантаження масиву даних реосигналу;
- можливість зміни параметрів часового інтервалу обробки реосигналу;
- ввід значень параметрів частоти дискретизації та тривалості повтору сигналу;
- відображення даних реосигналу та результатів обробки на дисплей;
- оптимальний та простий інтерфейс.

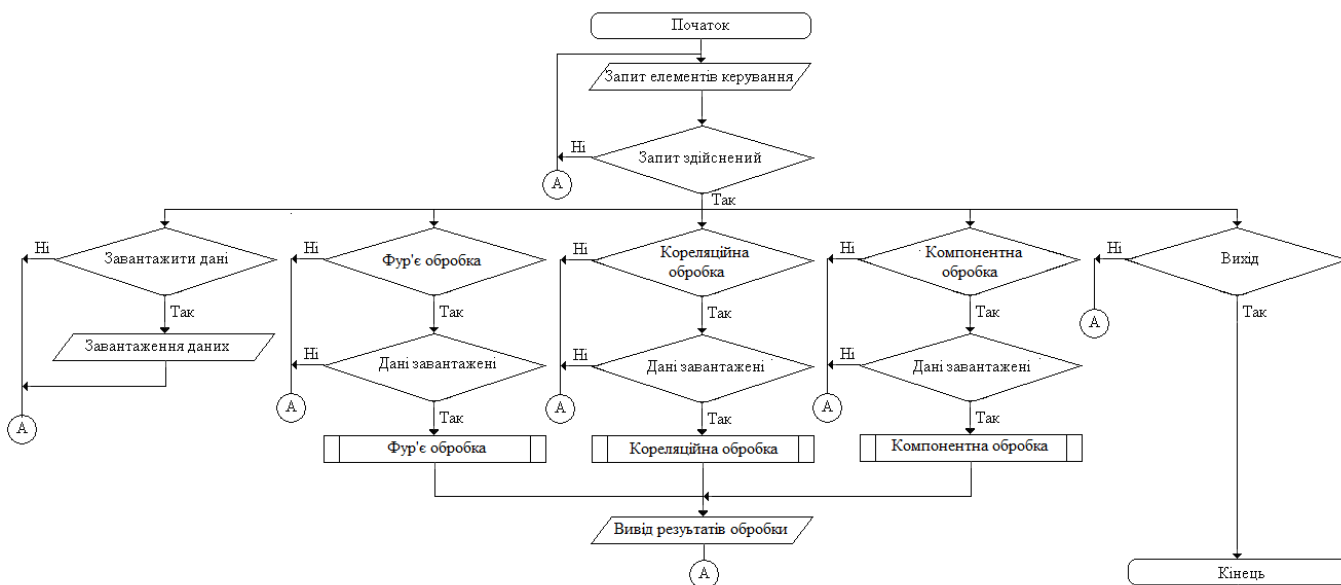


Рис. 2.10. Блок-схема інтерфейсу програмного забезпечення для автоматизованої обробки реосигналів

На основі розроблених блок-схемі рис. 2.9 та рис. 2.10 буде розроблено відповідне програмне забезпечення для комп'ютерних діагностичних реографічних систем, яке забезпечить процес автоматизованої обробки реосигналу на основі моделі реосигналу як ПКВП.

2.4. Висновки до розділу 2

У розділі описано структуру схеми реєстрації та обробки реосигналів. На підставі аналізу параметрів ймовірнісних реосигналу та описаних параметрів ПКВП встановлено, що модель такого виду дає змогу оптимально описати досліджувані

реосигналу шляхом врахування поєднуваності стохастичності із повтором сигналу, а також розробити методи обробки реосигналів для визначення діагностичної інформації щодо стану кровообігу, яка буде відображати ранні зміни у функціонуванні судин людини.

Проаналізовано методи обробки реосигналу як ПКВП, що дало усі підстави щодо вибору компонентної обробки реосигналу. Вибір цього виду обробки зумовлено накладанням меншої кількості умов при виборі кількості компонент та алгоритмічних операцій при його реалізації. На базі конструктивної структури виразів компонентної обробки розроблено алгоритми компонентної обробки реосигналів та автоматизованої обробки реосигналів у складі комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Програмне забезпечення

Проведення дослідження науково-дослідного характеру з використанням програмних пакетів дає змогу детального оцінювання роботи розроблених алгоритмів автоматизованої обробки реосигналу у складі комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

Із використанням програмного модуля GUIDE, який є складовою утилітою програмного середовища MATLAB, буде здійснено розроблення програмного забезпечення для обробки реосигналів з метою виділення інформації діагностичної.

Процес розробки графічного інтерфейсу програмного забезпечення у середовищі програмування GUIDE MATLAB розпочинається після здійснення набору команди в командній стрічці MATLAB відповідної команди `guide`.

Загальний вигляд діалогового вікна в якому розробляється графічний інтерфейс програмного забезпечення, яке зображено на рис.3.1.

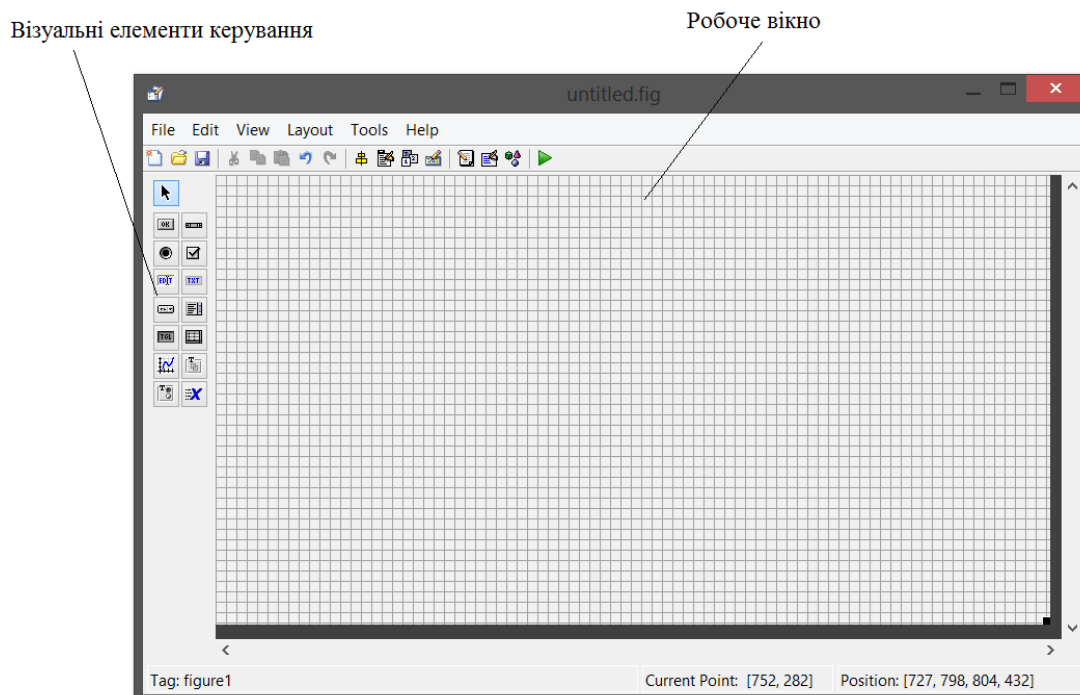


Рис. 3.1. Діалогове вікно для розробки графічного інтерфейсу

Вікно складається із елементів візуальних, зокрема робочої зони (вікна) та елементів керування.

Для розробки графічної оболонки програмного забезпечення, яке зображено на рис.3.2, використано елементи керування, а саме:

- 1) **uipanel1** – фрейм для розташування на ньому графічних елементів;
- 2) **axes1** – елемент візуалізації графіків;
- 3) **pushbutton1** – кнопка активації програмних кодів;
- 4) **edit1-edit5** – конструктивні елементи вводу інформації текстового та числового формату;
- 5) **text1-text5** – елементи виводу інформації текстового та числового формату.

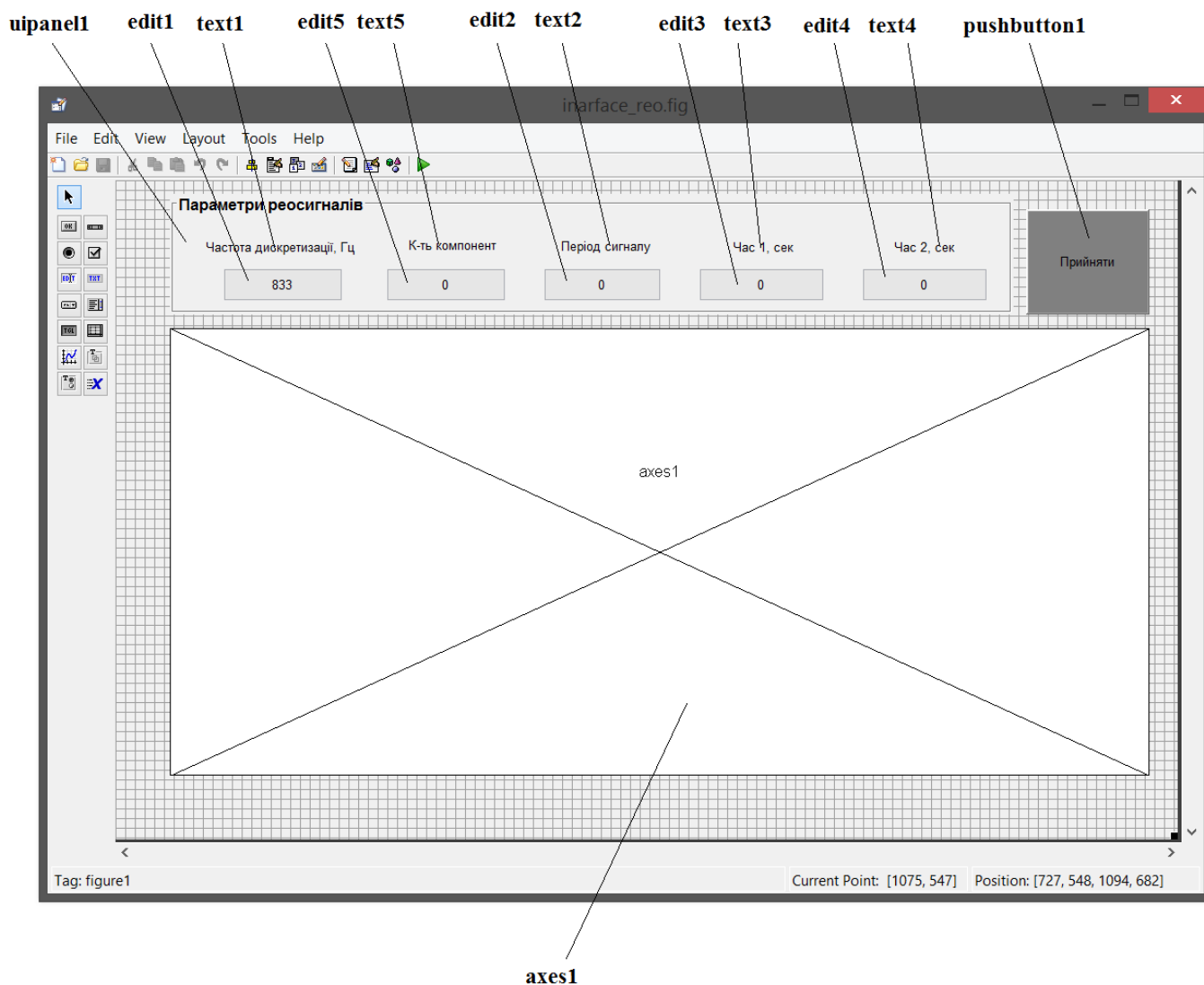


Рис. 3.2. Графічна оболонка інтерфейсу програмного забезпечення

Необхідність застосування фрейму **uipanel1** обґрунтовано тим, що усі компоненти візуальні, які відповідають за введення інформацію **edit1-edit5** та вивід інформації **text1-text5** про параметри реосигналу, було розташовані в зоні одного фрейму, який виділяю окрему частину графічного інтерфейсу. Використання елементу кнопки **pushbutton1** реалізовує алгоритм прийняття введених числових параметрів, а **pushbutton1** реалізовує обчислення параметрів компонентної обробки. Графічний елемент **axes1** передусім є необхідний для виведення результатів обробки реосигналу, тобто візуалізація обробки у вигляді графіків.

Для реалізації процедури обробки реосигналу розроблено меню в **Menu editor** (рис.3.3), яке конструктивно складається з:

- 1) Завантаження масиву даних реосигналу;
- 2) Кореляційна обробка реосигналу;
- 3) Фур'є обробка реосигналу;
- 4) Компонентна обробка реосигналу:
 - усередненні кореляційні компоненти;
 - кореляційні компоненти;

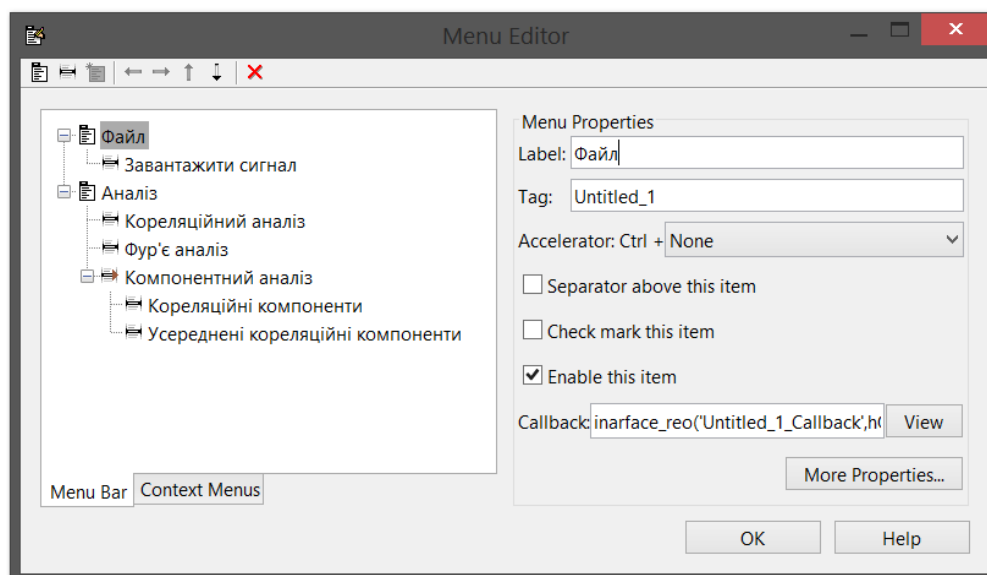


Рис. 3.3. Меню програмного забезпечення обробки реосигналу

Завантаження масиву даних реосигналу, як частка меню, здійснюється командою **uigetfile(a1,a2)**, де x- файлове розширення (txt, dat), y - назва вікна діалогу

(«Завантаження реосигналу»). Результатом виконання команди **uigetfile** є зміни дві, які забезпечують зберігання під змінні назву файлу та шлях до файлу масиву даних реосигналу. Шлях та файл щодо файлу здійснюється із використанням форми (рис.3.4), яку запускає команда **uigetfile**.

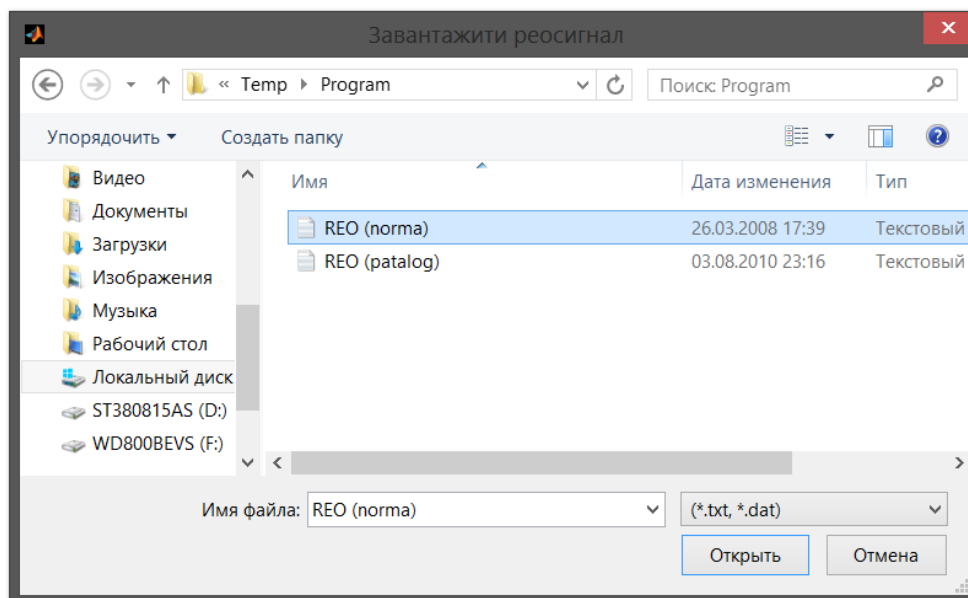


Рис. 3.4. Вікно діалогу завантаження масиву даних реосигналу

Якщо введені назви файлу довжини не рівними нулю, то здійснюється процедура записування шляху до місця локалізації файлу, способом об'єднання назви файлового шляху до файлової назви під змінну локальну `dir`:

```
if length(y)<>=0      % Перевірка довжини файлу
directory=[a1 a2];   % Формування шляху
end;                  % завершення масиву
```

Для завантаження масиву даних реосигналу за обраною директорією і назвою файлу використано команду `load`, яка забезпечує зберігання даних під змінну локальну `x`:

```
x=load(directory);   % Завантаження реосигналу
```

Оскільки зміна локальна x є лише доступною для однієї підпрограми, тому масив даних перезберігаємо під зміну глобальну `userdata` об'єкту кнопки `pushbutton1` для доступу до неї з інших підпрограм загального програмного забезпечення:

```
pushbutton1.userdata:           % Вибір параметру об'єкту
set(handles.pushbutton1,'userdata',x);    % Глобальне збереження
```

Із введених параметрів в параметр `string` елементу `edit1` дані переміщуються під зміну локальну `df`, яка рівна значенню дискретної частоти. З врахуванням того, що тип значення елементу `edit1` є текстового формату, тому здійснено процедуру перетворення текстового типу в числовий формат із використанням функції `str2num` задля проведення математичних обчислень.

```
df=str2num(get(handles.edit1,'string'))    % Трансформація формату
```

Під зміну локальну `t` сформовано масив даних числових, які відображають вісь часу при використанні виразу $t = \text{дискретний відлік} / df$:

```
t=(0:length(x)-1)/df;
```

В параметр `string` елементів `edit3-4` завантажено масив даних мінімального та пікового значень часу реосигналу. Враховуючи те, що тип даних є числовим, а дані параметру об'єкту `string` є текстового формату, використано функцію `num2str`, яка дає забезпечує процес інвертування формату з числового в текстовий:

```
set(handles.edit3,'string',num2str(min(t)));    Трансформація формату
set(handles.edit4,'string',num2str(max(t)));    Трансформація формату
```

Завантажений масив даних реосигналу виводяться на елемент графіки axes1 як залежність амплітуд від їх часової локалізації із використанням команди plot(t,x), де t- числовий масив часів, x- числовий масив значень реосигналу:

```
axes(handles.axes1);    % Вибір елемента
plot(t,x);              % Візуалізація
axis tight;            % Масштабування
grid on;                % Вмикання сітки на візуалізації
```

Кореляційна обробка є реалізованою під програмною функцією function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles). Першим етапом кореляції є процес завантаження числових даних під зміну локальну x та параметрів під змінні локальні df, t1 та t2 із змінних глобальних handles.edit1,'string', handles.edit3,'string', handles.edit4,'string' відповідним кодом:

```
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');    % Завантаження реосигналу
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));    % Трансформація
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));    % Трансформація
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));    % Трансформація
```

Потім параметри із формату нецілого числа трансформуються в число ціле:

```
N1=fix(t1*df+1);    % Ціле число t1
N2=fix(t2*df+1);    % Ціле число t2
```

Застосовуючи програмну функцію xcorr здійснено процес обчислення кореляції реосигналу в межах обраного діапазону масиву даних x(N1:N2):

```
xc=xcorr(x(N1:N2));    % Кореляція
k1=length(xc)/2;    % Нормування шкали часу
```

```
k2=length(xc);    % Довжина кореляції
tc=(0:(k2-k1))/df; % Формування часу
```

За допомогою програмної функції plot візуалізуємо параметри кореляції на дисплей:

```
axes(handles.axes1);    % Вибір об'єкту
plot(tc,xc(k1:k2));     % Візуалізація
axis tight;             % Масштабування
grid on;                % Вмикання сітки на візуалізації
```

Фур'є обробку реосигналу реалізовано під програмною функцією function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles). Основою програмної функції є завантаження реосигналу із зміни глобальної handles.edit1,'string' в зміну локальну x, і параметрів дискретної частоти – під зміну локальну df, і діапазон часу – під зміни локальні t1-2:

```
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');    % Завантаження реосигналу
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));   % Завантаження даних частоти
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));   % Трансформація формату
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));   % Трансформація формату
```

Діапазон часу трансформуємо в дискретний:

```
N1=fix(t1*df+1);    % Округлення до цілого
N2=fix(t2*df+1);    % Округлення до цілого
```

Програмна функція для функції Фур'є [руу,ff,y]=dft(x,dt,k), де x - вхідний реосигнал, dt – дискретний час, k - загальне число точок дискретних в частотній шкалі:


```
[amplitude freque]=dft(x(N1:N2),1/df,(N2-N1)/2);    % Фур'є
```

Обчислено значення спектрів візуалізуємо на дисплей із використанням програмної функції `bar(freque, amplitude)`, `freque` – числовий масив частот, `amplitude` числовий масив значень амплітуд `freque`:

```
bar(freque, amplitude);    % Візуалізація спектру
axis tight;                % Масштабування
grid on;                   % Вмикання сітки на візуалізації
```

Компонентна обробка реалізована під програмною функцією `function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)` відповідно до блок-схеми, яку зображено на рис. 2.9.

Спочатку здійснюється процедура завантаження даних:

```
x2=get(handles.pushbutton1,'userdata');    % Завантаження реосигналу
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));    % Завантаження параметру df
kk=str2num(get(handles.edit5,'string'));    % Завантаження параметрів kk
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));    % Завантаження параметрів t1
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));    % Завантаження параметрів t2
T=str2num(get(handles.edit2,'string'))      % Завантаження параметрів T
N1=fix(t1*df+1);                            % Округлення до цілого
N2=fix(t2*df+1);                            % Округлення до цілого
x1=x2(N1:N2);                               % Завантаження реосигналу
```

З урахуванням повтору реосигналу має бути не кратним, за умови, що загальна кількість повторів не формують загальної довжини масиву числових завантажених даних `x1`, тому числові дані потрібно нормувати, щоб забезпечити процедуру нормальних умов обробки. Тому під зміню локальну `TN` обчислено довжину повтору із врахування введеного числового значення повтору `T` з його

округленням до мінімального числа із застосуванням програмної функції `fix`, що забезпечує ціле число довжини повтору:

```
TN=fix(T*df);    % Округлення
```

Нормана довжина повтору записано під інтерфейсний елемент `set(handles.edit2,'string',num2str(TN/df))`, що забезпечить зміну значення введеного користувачем, на кратне значення повтору.

Для нормування довжини повтору необхідно визначити загальне число цілих повторів, які лежать діапазоні існування реосигналу:

```
kilkistTN=fix(length(x1)/TN); % Кількість повторів реосигналу
```

З апіорно відомими значення кількості повторів реосигналу визначено загальну тривалість масиву в кількостях враховуючи нормовані параметри повтору та кількості повторів:

```
N=kilkistTN*TN % Кількість повторів
```

Під зміну локальну `x` сформуємо кратний масив числових значень дискретної довжини `x=x1(1:N)`.

В подальшому для реалізації компонентної обробки реосигналу, а саме для процедури центрування сформовано вибірки реалізацій масиву локального `x`:

```
TN1=TN-1;           % Тривалість повтору
n=TN*(1:kilkistTN)-TN1; % Кількість повторів
for k=1:kilkistTN   % Цикл по повторах
    b(k,:)=x(n(k):n(k)+TN1); % Обчислення кореляції реосигналу
end;
```

При використанні програмної функції `mean` здійснено обчислення параметру середнього:

```
mx=mean(b);      % Параметр середнього
```

Відповідно до блок-схеми (рис. 2.9) центровано дані x із збереженням їх зміну локальну `xcentr`:

```
for k=0:kilkistTN-1          % Цикл по повторах
    xcentr((1:TN)+k*TN)=x((1:TN)+k*TN)-mx(:); % Центрування реосигналу
end;
```

Обчислено числового значення кроку частотного під локальну зміну l :

```
x1=xcentr;      % Тимчасове збереження центрованого реосигналу
l=2*pi/(TN/df); % Крок частотний
```

Далі по тексту наведено текст програмного забезпечення щодо реалізації виразу (2.41)

```
for k=1:kk          % Цикл частотний
    x1=xcentr;      % Тимчасове збереження центрованого реосигналу
    e=exp(-i*l*k*(0:N-1)); % Масив експоненційних складових Фур'є обробки
    for u=1:N        % Цикл зсув реосигналу
        Bk(k,u)=sum(xcentr(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1); % Компоненти
        x1=shift(x1,-1); % Зсув реосигналу
    end;
end;
```

Функція програмна $\text{shift}(x,y)$ зсуває (зміщає) реосигнал x в ліву сторону або в праву сторону на крок величини y .

Для візуалізації значень матричних компонент кореляції $\hat{B}_k(u)$ застосовано функцію `surf`, яка забезпечує візуалізацію 3D-зображень:

```
axes(handles.axes1);           % Об'єкт візуалізації
surf(Bk);                       % 3D
shading interp;                 % Згладжування компонент реосигналу
axis tight;                     % Масштабування
grid on;                        % Вмикання сітки на візуалізації
```

Процедуру усереднення компонент кореляційних реалізовано під програмною функцією `Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)`, яка здійснює обчислення значення середніх значень компонент кореляції $\hat{B}_k(u)$ відповідно до виразу:

$$M_u \{ \hat{B}_k(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \hat{B}_k(u), \quad u = \overline{1, N_u}, \quad k = \overline{1, N_k}, \quad (2.1)$$

де k – порядковий номер компоненти кореляції реосигналу, u – зміщення в часовому просторі, N_u – максимальне значення зміщення дискретна довжина зсуву, N_k – загальне число компонент.

Тест програмного забезпечення функції має вид `Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)`:

```
B=get(handles.edit1,'userdata'); % Завантаження 3D
mB=mean(B');                     % Середні значення
```

Візуалізацію усереднених x компонент кореляції здійснено за допомогою програмної функції `plot`:

```

axes(handles.axes1);    % Об'єкт візуалізації
plot(mB');              % Графік середніх компонент
axis tight;             % Масштабування
grid on;                % Вмикання сітки на візуалізації

```

Отже, розроблене програмне забезпечення із графічною оболонкою забезпечує автоматизацію обробки реосигналу із оптимальною зміною параметрів сигналу та простою керування.

3.2. Тестування програмного забезпечення

Використовуючи розроблене програмне забезпечення із інтерфейсом здійснено автоматизовану обробку реосигналу.

Після першого запуску програмного забезпечення відображається діалогове вікно (рис. 3.5).

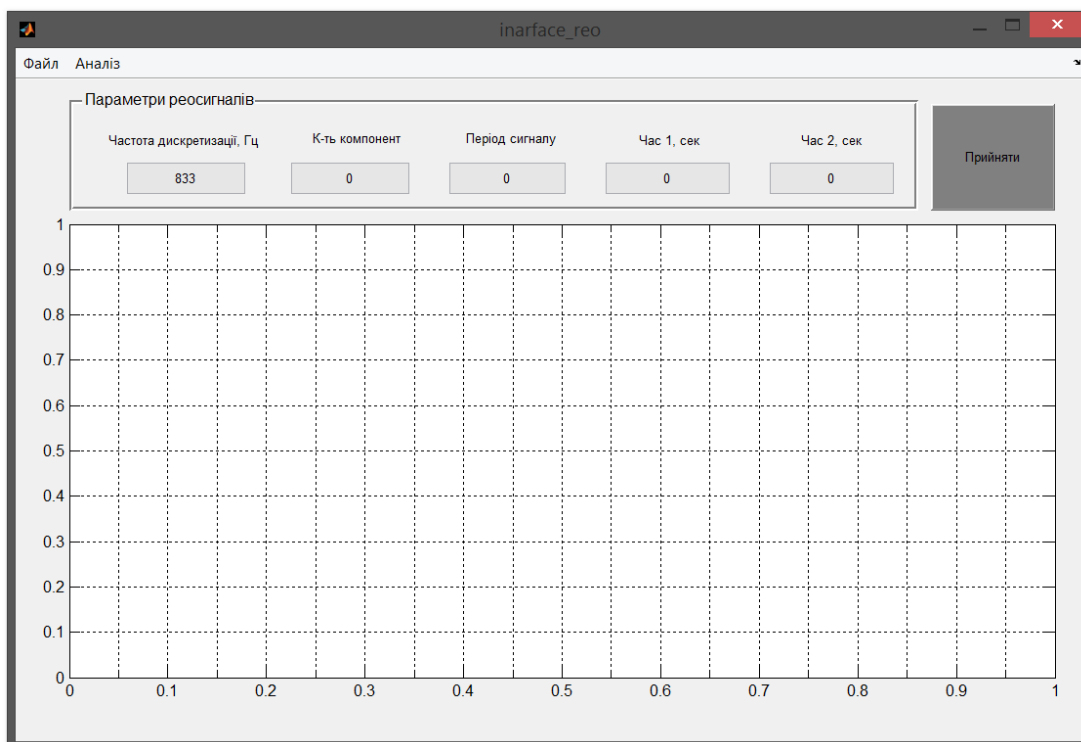


Рис. 3.5. Діалогове вікно програмного забезпечення комп'ютерної системи

Після вибору в меню опції „Завантажити дані” з відповідним вибраним файлом масиву даних реосигналів пацієнта в стані фізіологічної норми та патології отримано результат, який відображено на рис.3.6-3.7.

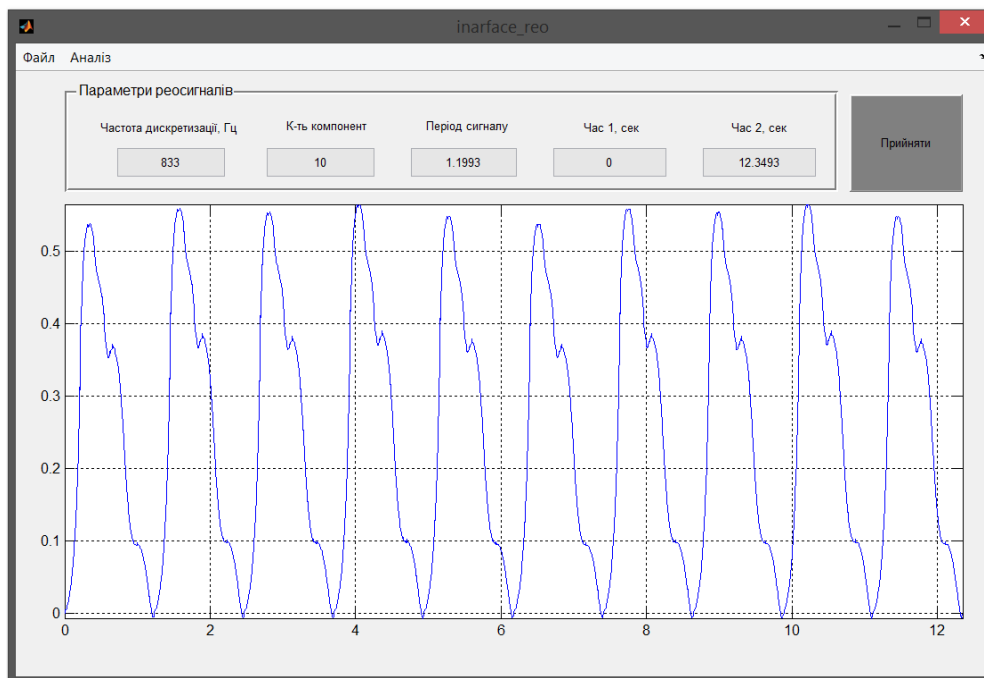


Рис. 3.6. Завантажений масив даних реосигналу (Пацієнт 1 - фізнорма)

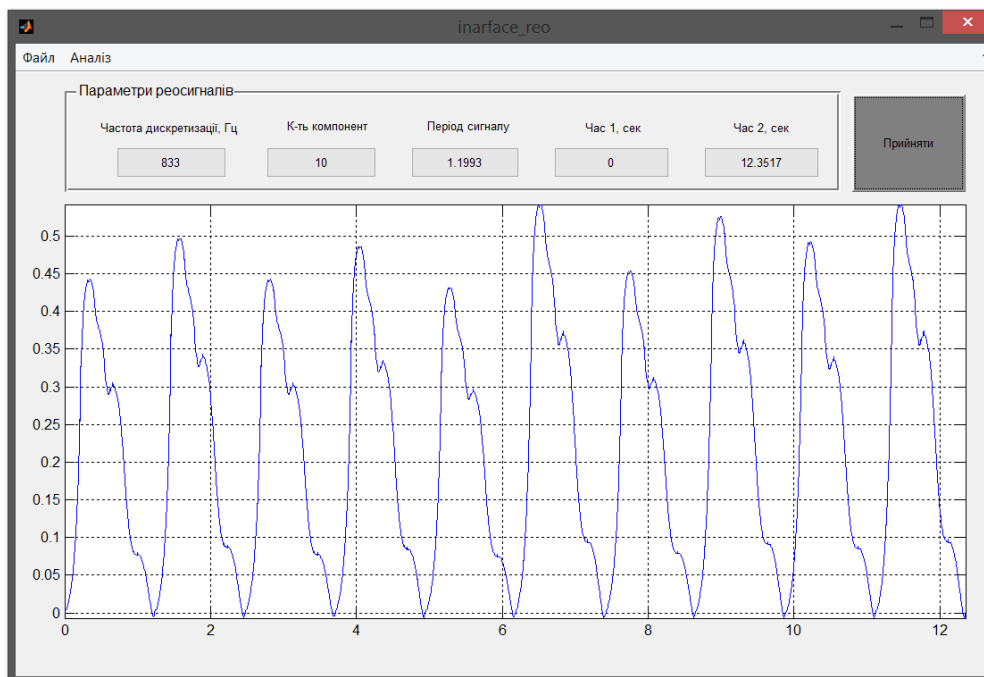


Рис. 3.7. Завантажений масив даних реосигналу (Пацієнт 2 - фізпатологія)

Після завантаженого масиву даних реосигналу у діалоговому вікні ”Параметри реосигналів” введено значення частоти дискретизації, періоду (повтору) реосигналу

та кількості компонент. Всі введені числові параметри необхідно підтвердити кнопкою „Прийняти”.

Результати кореляційної обробки реосигналів відображено на рис.3.8-3.9.

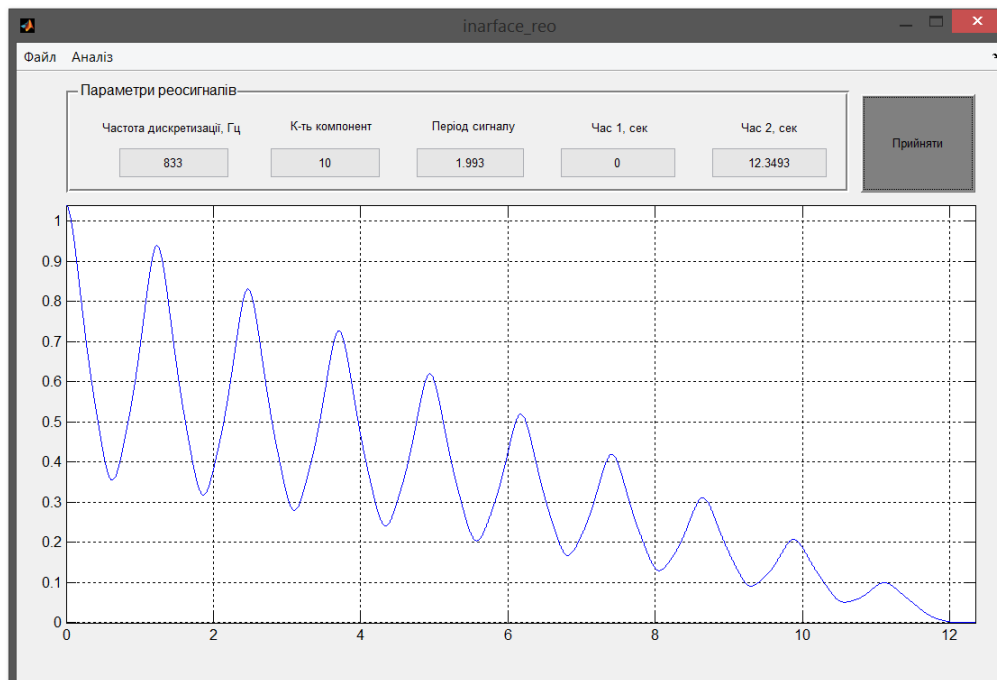


Рис. 3.8. Результат кореляційної обробки реосигналу (пацієнт 1)

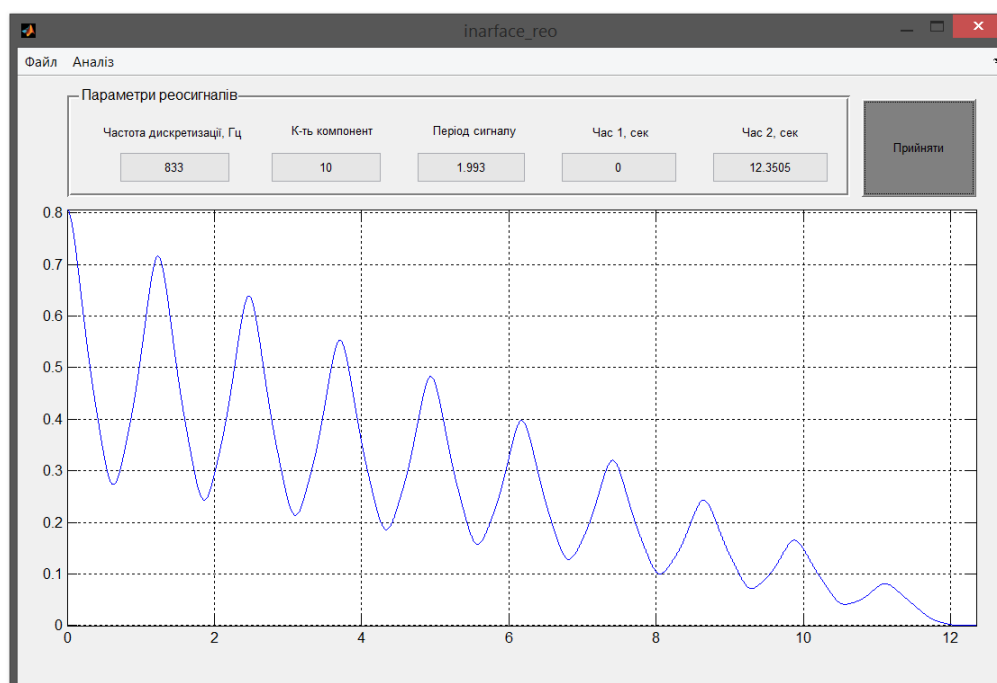


Рис. 3.9. Результат кореляційної обробки реосигналу (пацієнт 2)

Результати Фур'є обробки реосигналів відображено на рис.3.10-3.11.

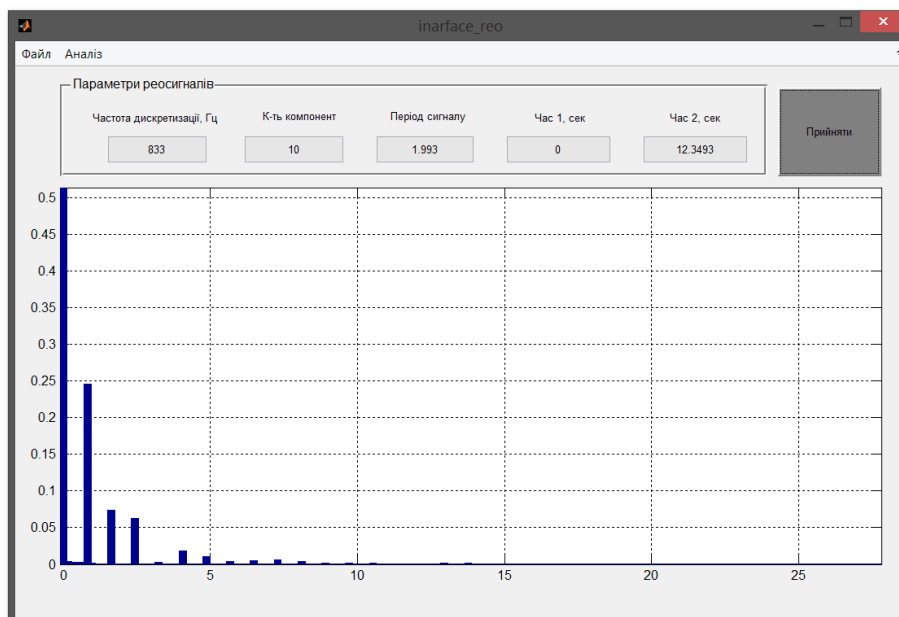


Рис. 3.10. Результати Фур'є обробки реосигналу (пацієнт 1)

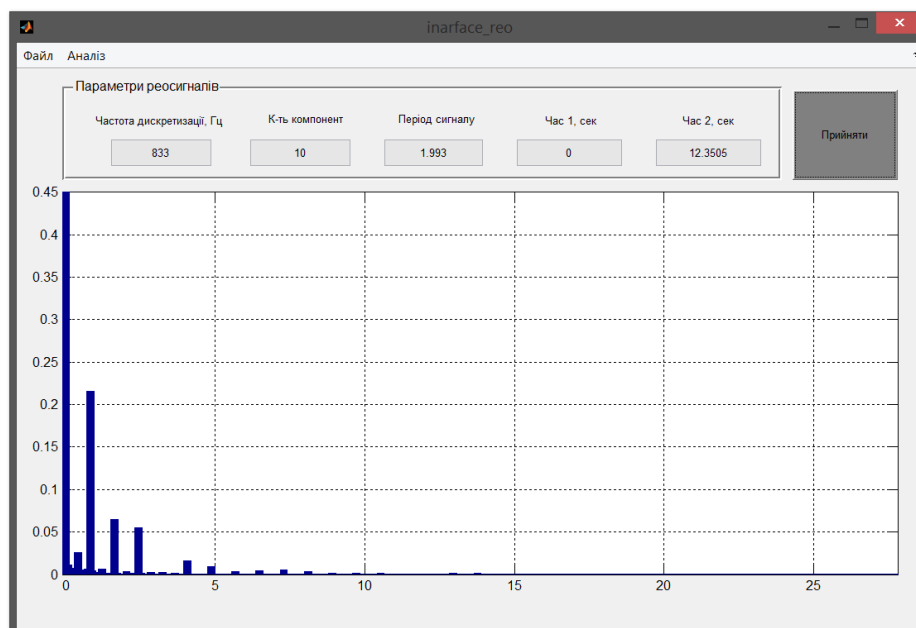


Рис. 3.11. Результати Фур'є обробки реосигналу (пацієнт 2)

Із обчислених числових значень можна стверджувати, що значення спектрів є варіативними, низько інформативними і за числовими значеннями яких оцінити стан кровотоку є важкою процедурою. Тому застосування компонентної обробки є дуже доцільним тому, що дасть змогу обчислити додаткову діагностичну інформацію, яка підсилить медичний висновок щодо стану пацієнтів.

Із заданим параметром періоду (повтору) $T \approx 1.2$ сек обчислено значення компонент як діагностичної інформації для пацієнтів різних станів, які відображено на рис.3.12-3.13.

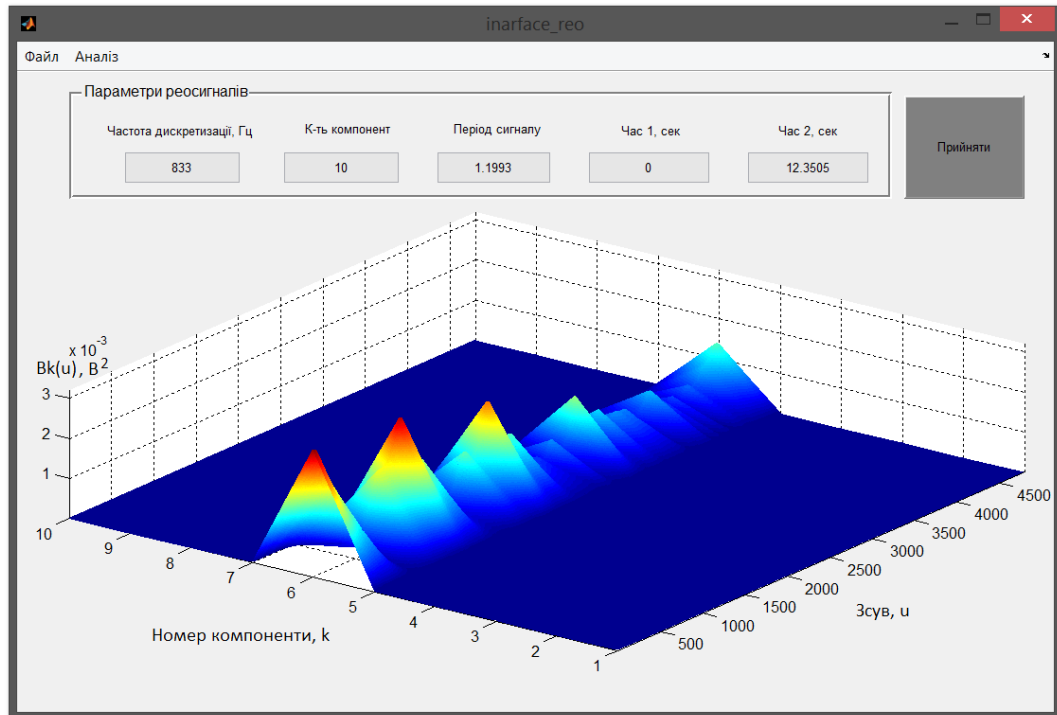


Рис. 3.12. Компонентна обробка реосигналу (пацієнт 1)

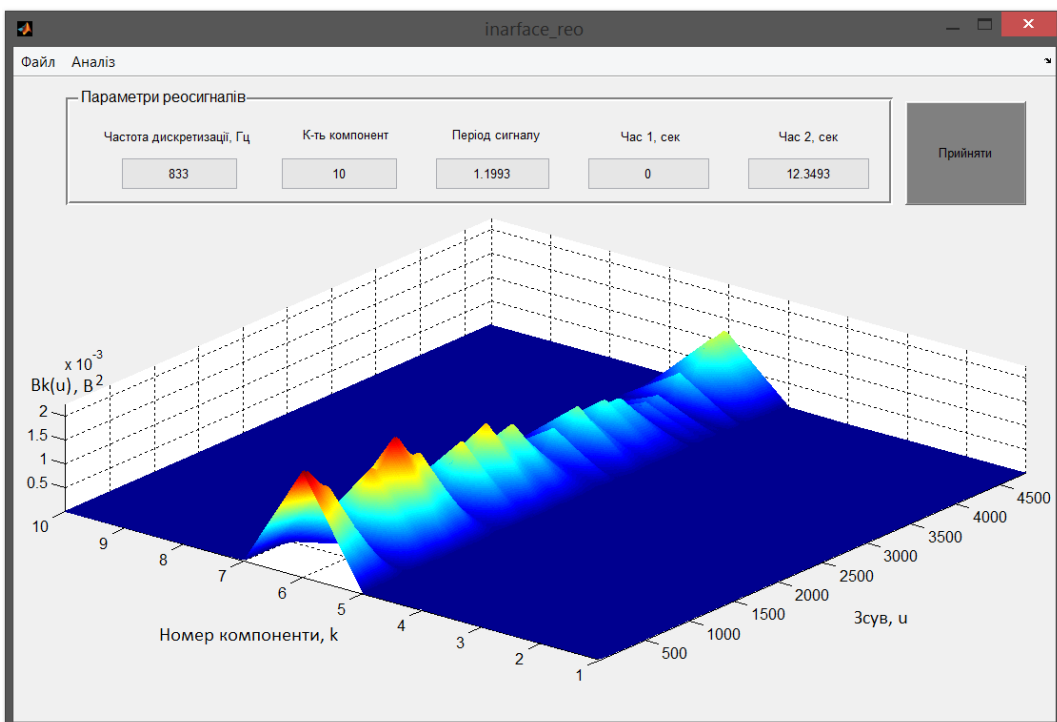


Рис. 3.13. Компонентна обробка реосигналу (пацієнт 2)

Обчислені усереднених компоненти кореляції відображено на рис. 3.14.

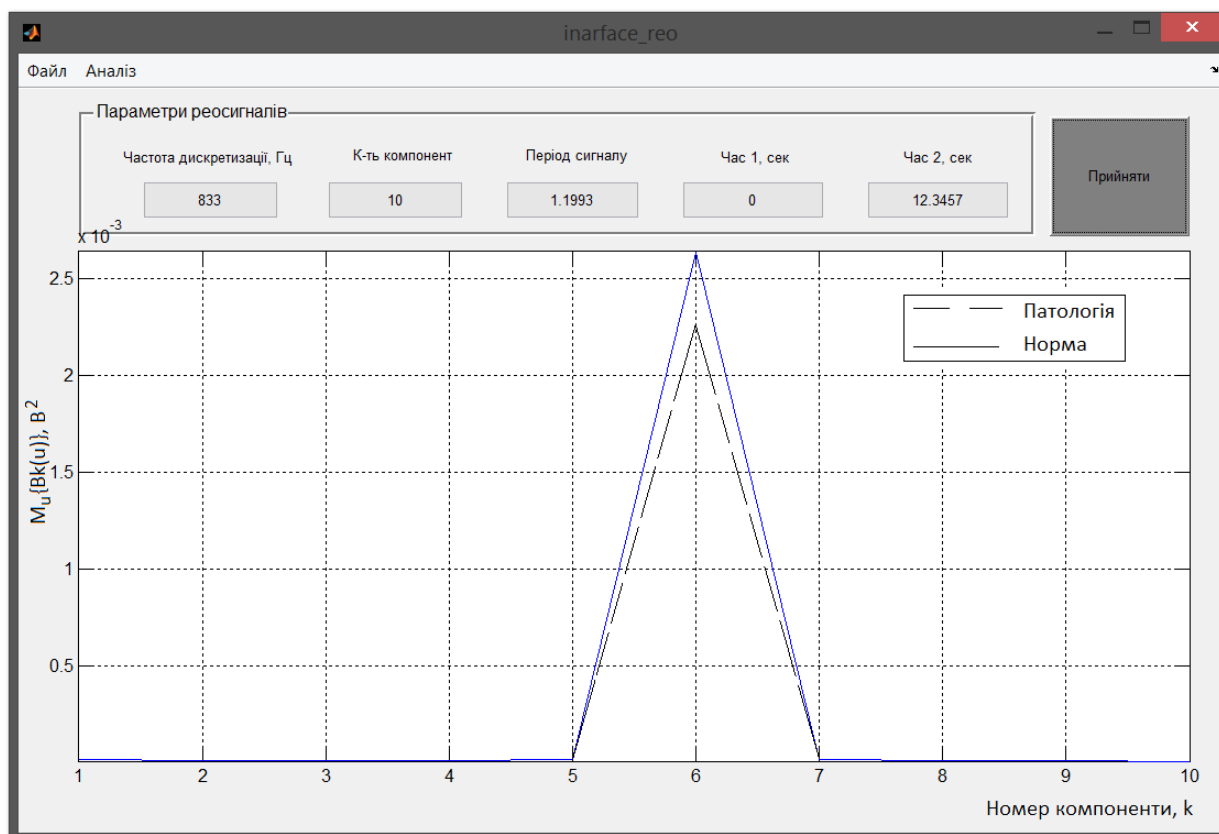


Рис. 3.14. Усереднені компоненти кореляцій реосигналу (пацієнт 1 та 3)

На рис. 3.14 відмічено, що значення максимумів усереднених компонент кореляцій пацієнтів з фізіологічною нормою і патологією зосереджено ідентичних номерах компонентах з однаковою структурою, однак показники числові пацієнта 1 в стані норми по відношенню до показників пацієнта Б в стані патології (судинна ригідність) різняться за зміною величин амплітуди максимумів на 6-му номері компоненти. Така зміна вказує чітко на функціональні порушення у кровотоці людини, яка зумовлена змінами у судинах людини. Отже, отриманні значення усереднених компонент реосигналу забезпечують процедуру розширення можливостей комп'ютерних діагностичних реографічних систем через впровадження в сферу медицини нової діагностичної інформації – компоненти кореляції (рис. 3.14).

3.3. Розрахунок витрат на обладнання при проведені НДР та апробацію матеріалів на конференціях

Тематика дослідницьких робіт, яка виконувалася в межах кафедри біотехнічних систем, передбачає використання, перш за все, реографічної системи, комп'ютерів для обробки реосигналів та формування матеріалів звітності, оргтехніки та ін.

Розрахунки зведено за формою у табл.3.1

Таблиця 3.1

Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума, грн.
1. Реографічна система та давачі	шт	1	25520	25520
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	4000	4000
4 Принтер лазерний	шт	1	850	850
5 Кабелі для підключення реографічної системи до ПК	шт	1	100	100
Загальні витрати на матеріали				30470

На кафедрі електроенергетичні ресурси використовуються для освітленості, електроживлення медтехніки, комп'ютерів та оргтехніки [21]:

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot C_i, \quad (3.2)$$

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

C_i - ціна за одиницю i -го виду ресурсу, грн.

i - вид ресурсу;

n – загальне число видів ресурсів матеріальних.

Оскільки для проведення НДР застосовується електрообладнання, тому є необхідним проведення розрахунку витрат на електроенергію за формою (3.2), наведеною в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2

Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
Реографічна система	500	0,35	3	0,83	435,75
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	200	0,25	90	0,83	3735
Принтер лазерний	910	0,35	5	0,83	1321,78
Лампи розжарювання (освітлення)	80	0,85	10	0,83	564,4
РАЗОМ витрати на електроенергію					6056,93

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язанні із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 3.3.

Таблиця 3.3

Приблизні витрати на службові відрядження

Тип	Кількість	Вартість
Конференція	5	2000
Впровадження результатів роботи	3	900
Здача звітів роботи	1	200
Всього	–	4600

Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.3.4).

Таблиця 3.4

Планова калькуляція кошторисної вартості НДР (умовні дані)

№	Найменування витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	1.Обладнання для проведення досліджень	30470	Відповідно до розрахунків
2	2.Енергоносії для проведення досліджень	6056,93	Відповідно до розрахунків
3	3.Витрати на службові відрядження	4600	Відповідно до розрахунків
Кошторисна вартість теми		41126,93	Сума попередніх статей

3.4. Висновки до розділу 3

За допомогою програмного забезпечення Matlab і інтегрованої утиліти GUIDE розроблено програмне забезпечення для автоматичної обробки реосигналів із інтерфейсом користувача як складової частини комп'ютерних діагностичних реографічних систем, яке забезпечує автоматизовану обробку реосигналу із використанням компонентної, спектральної та кореляційно обробки для виявлення своєчасних змін у порушеннях кровотоку людини.

На підставі виконаних економічних розрахунків встановлено, що вартість проведення дослідження по темі складає 41126,93 грн.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Спеціальне навчання та інструктажі працівників із питань охорони праці є одним із основних принципів державної політики в галузі охорони праці і складовою системи управління охороною праці. Вони проводяться з працівниками в процесі їх трудової діяльності.

Згідно з Типовим положенням про навчання з питань охорони праці усі працівники при прийнятті на роботу і періодично в процесі роботи проходять на підприємстві навчання у формі інструктажів із питань охорони праці, вивчають правила надання першої долікарської допомоги потерпілим від нещасних випадків, а також правила поведінки при виникненні аварій.

Працівники, що виконують роботи підвищеної небезпеки (згідно з переліком таких робіт, що затверджується наказом Держпромгірнагляду), а також де є необхідність у професійному відборі, при прийнятті на роботу проходять попереднє спеціальне навчання і перевірку знань з питань охорони праці та періодичне навчання і перевірку знань в термін, встановлений відповідними галузевими нормативними актами, але не рідше одного разу на рік.

На промислових підприємствах України для працівників, що виконують роботи з обслуговування обладнання підвищеної небезпеки, обов'язкове курсове навчання з охорони праці (з обов'язковим іспитом), що проходить безпосередньо на виробництві за затвердженими роботодавцем і погодженими з органами Держпромгірнагляду програмами. Це роботи по обслуговуванню парових та водонагрівальних котлів, виробничих печей та інших теплових установок, устаткування, що працює під тиском, компресорів, холодильних установок, газового обладнання, електричного устаткування, підйомників, підймальних механізмів, тракторних лопат, буртоукладачів, буртоукривальних машин, автотранспорту, електрочистильників, тракторів та іншого внутрішнього заводського механізованого

транспорту, газоелектрозварювального обладнання, апаратів дифузії, центрифуг, кислотних та лужних установок, безтарного зберігання сировини, миття харчової сировини, такелажних, монтажних, ремонтних, навантажувально-розвантажувальних та інших робіт. Відповідальність за організацію навчання і перевірку знань на підприємстві покладається на роботодавця, а в структурних підрозділах - на керівників цих підрозділів. Контролює виконання цих завдань відділ охорони праці.

Допуск до роботи осіб, які не пройшли навчання та перевірку знань, забороняється.

Усі посадові особи, відповідно до переліку посад до початку виконання своїх обов'язків і періодично (один раз на три роки) проходять навчання і перевірку знань з питань охорони праці.

Навчання посадових осіб (керівників підприємств і установ та їх заступників тощо), що безпосередньо відповідають за організацію охорони праці на підприємстві чи установі (перелік посадових осіб наведено в додатку до Типового положення про навчання з питань охорони праці), проводиться в навчальних закладах, які мають дозвіл Державного Комітету України по нагляду за охороною праці на проведення такого навчання.

На підприємствах навчання з питань охорони праці організовує відділ охорони праці підприємства, залучаючи до цього працівників відділу охорони праці та спеціалістів, що пройшли навчання і перевірку знань у навчальних закладах або в установах Держпромгірнагляду. Для перевірки знань посадових осіб і спеціалістів наказом по підприємству створюється комісія, очолювана керівником підприємства. До комісії входять керівники (їх заступники) служби охорони праці, виробничо-технічних служб, представники місцевих органів державного нагляду за охороною праці, а також представники профспілкового комітету (комітетів).

Посадові особи та спеціалісти невеликих підприємств, де неможливо провести навчання та утворити комісію по перевірці знань, проходять навчання у відповідних місцевих навчальних закладах або на близьких за їх профілем виробництва

підприємствах, а перевірку знань - в комісіях при місцевих органах Держпромгірнагляду.

Працівники, що не пройшли навчання і перевірку знань або при повторній перевірці показали незадовільні знання з питань охорони праці, звільняються з посади, а їх працевлаштування вирішується згідно з чинним законодавством.

Позачергова перевірка знань посадових осіб і спеціалістів проводиться в разі введення в дію або перегляду нормативних актів із питань охорони праці; введення в дію нового устаткування або нових технологічних процесів; при переведенні працівника на іншу роботу, що потребує додаткових знань із питань охорони праці; за вимогою працівника органу державного нагляду за охороною праці, в разі незнання актів про охорону праці.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Практика показує, що в усіх областях застосування електричної енергії на виробничих підприємствах з виготовлення медичних приладів мають місце випадки ураження людини електричним струмом. З метою забезпечення електробезпеки всі виробничі приміщення підрозділяють за ступенем небезпеки ураження людини електричним струмом на три класи:

Приміщення без підвищеної небезпеки – це сухі приміщення з відносною вологістю не більше 75 % і температурою повітря в межах + 5...+ 250 С, з неструмопровідними підлогами (дерев'яними, пластмасовими), з повітряним середовищем без струмопровідного пилу.

Приміщення з підвищеною небезпекою – це приміщення, що характеризуються наявністю однієї з таких ознак:

- вологість з постійною відносною вологістю повітря більше 75 %;
- струмопровідний пил;
- струмопровідні підлоги (земляні, металеві, залізобетонні, цегельні);
- висока температура повітря (вище 35 0С);

- можливість одночасного дотику людини до металевих конструкцій будинків, технологічних апаратів, механізмів і до металевих корпусів електроустаткування.

Приміщення особливо небезпечні – це приміщення, в яких наявною є одна з наступних ознак:

- відносна вологість повітря постійно близька до 100 %, внаслідок чого стіни, стеля таких приміщень покриті конденсатом вологи;

- приміщення з постійною наявністю їдких газів чи пари відносно матеріалу ізоляції струмоведучих частин;

- приміщення, для яких характерні дві чи більше ознак, що відносяться до класу приміщень з підвищеною небезпекою, наприклад, приміщення з струмопровідним пилом і сирою струмопровідною підлогою.

Відповідно до ГОСТ 12.1.004-85 пожежна безпека – це стан об'єкта, при якому виключається можливість пожежі, а у разі її виникнення запобігається вплив на людей шкідливих і небезпечних факторів пожежі та забезпечується захист матеріальних цінностей.

Відповідно до ПУЕ вибір і установку електроустаткування виконують з урахуванням класифікації вибухонебезпечних і пожежонебезпечних зон. Згідно з цією класифікацією вибухонебезпечні зони позначаються буквою В, а пожежонебезпечні – буквою П.

Зона класу В-1. До неї відносяться приміщення, в яких можуть утворюватися вибухонебезпечні суміші пару і газів з повітрям при нормальних умовах роботи (наприклад приміщення, в яких виконується злив легкозаймистих рідин у відкриті посудини).

Зона класу В-1а. У цю зону входять приміщення, в яких вибухонебезпечні суміші не утворюються при нормальних умовах експлуатації устаткування, але можуть виникати при аваріях або несправностях обладнання.

Зона класу В-1б. До цього класу відносять:

- приміщення, в яких можуть утримуватися горючі пари й гази з високою нижньою межею загорання (15 % і більше), що мають різкий запах (наприклад, приміщення аміачних компресорів);

– приміщення, в яких можливе утворення тільки локальних вибухових сумішей в об'ємі менше 5 % від об'єму приміщення.

Зона класу В-Іг. У цю зону входять зовнішні установки, в яких знаходяться вибухонебезпечні гази, пари й легкозаймисті рідини (наприклад, газгольдери, зливно-наливні естакади і т. п.).

Зона класу В-ІІ. До неї відносять приміщення, в яких виконується обробка горючих пилу чи волокон, здатних утворювати вибухонебезпечні суміші з повітрям при нормальних режимах роботи (наприклад, відкрите завантаження і вивантаження мілкодисперсних горючих матеріалів).

Зона класу В-ІІа. У цю зону входять приміщення, в яких вибухонебезпечні пилеповітряні суміші можуть утворюватися тільки в результаті аварій і несправностей обладнання (наприклад, розгерметизація пневмотранспортного устаткування із застосуванням азоту, сепараційні установки з механічним завантаженням і т. п.)

Приміщення й установки, в яких зберігаються горючі рідини чи горючий пил, нижня концентраційна межа яких вище 65 г/м^3 , відносять до пожежонебезпечних і класифікують так.

Зона класу ІІ-І. До неї відносять приміщення, в яких зберігаються горючі рідини (наприклад, мінеральне масло).

Зона класу ІІ-ІІ. У цю зону входять приміщення, в яких знаходиться горючий пил з нижньою концентраційною межею вище 65 г/м^3 .

Зона класу ІІ-ІІа. До неї відносять приміщення, в яких знаходяться тверді горючі речовини, не здатні переходити в суспендований стан.

Установки класу ІІ-ІІІ. До них відносять зовнішні установки, в яких знаходяться горючі рідини з температурою спалаху вище $61 \text{ }^{\circ}\text{C}$ або тверді горючі речовини.

4.3. Висновки до розділу 4

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання спеціального навчання та перевірки знань з питань охорони праці працівників як виконують роботи з підвищеної небезпеки.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано характеристики виробничих приміщень при виготовленні медичних виробів щодо небезпеки ураження струмом, вогнем, вибухом.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У дипломній роботі розв'язано актуальну наукову задачу розробки розробка математичного та алгоритмічно-програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем.

При цьому отримано такі результати:

1. Проведено аналіз відомого математичного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем для обґрунтування напрямку дослідження, що забезпечило обґрунтувати напрям дослідження.

2. Розроблено математичне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем, а саме математичну модель реосигналу у вигляді ПКВП та застосовано компонентний метод обробки, що забезпечило розширення кількості діагностичної інформації у вигляді компонент кореляції.

3. Розроблено алгоритмічне забезпечення та на його основі програмне забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем із використанням MATLAB (підпрограмне середовище Guide) на базі математичного забезпечення, що забезпечило процес опрацювання реосигналів.

4. Опрацьовано експериментальні реалізації реосигнали за допомогою програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних реографічних систем та здійснено аналіз її роботи.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения / Н.М.Астафьева // Успехи физических наук. 1996. Т. 166. – №11. – С. 1145-1170
2. Драган Я. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів / Я.Драган. – Львів, Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. –XVI+333с.
3. Дремин И.М. Вейвлеты и их использование / И.М.Дремин, О.В.Иванов, В.А.Нечитайло // Успехи физических наук. - 2001. – Т. 171. – №5. С.465-500
4. Зубарев М.А. Реографическая оценка сократимости левого желудочка при ножной изометрической нагрузке / М.А.Зубарев, А.П.Орлов, А.А.Думлер. – Кардиология, 1989. – № 2. – С. 70-742.
5. Зубарев М.А. Думлер А.А., Русов В.А. Реографический метод определения фаз диастолы / М.А. Зубарев, А.А.Думлер, В.А.Русов. – Кардиология, 1991. – № 7. – С. 36-38.
6. Зубарев М.А. Белов В.А. Реографическая диагностика ранней сердечной недостаточности у больных стенокардией / М.А.Зубарев, В.А.Белов. – Советская медицина, 1991. – №3. – С. 62-64.
7. Карпенко В.В., Евдокимов Е.А. Интегральная реография в оценке функции системы кровообращения. Лекция ЦОЛИУВ / В.В.Карпенко, Е.А.Евдокимов. – Москва, 1985. – 24 с.
8. Кацнельсон Л.А. Реография глаза / Л.А.Кацнельсон. – М.: Медицина, 1977.
9. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология / А.П.Кулаичев // Изд. 3-е, перераб. и дополн. – М.: Изд-во МГУ, 2002.
- 10.Кулаичев А.П. Методология автоматизации физиологических экспериментов. В сб.: Моделирование и анализ данных / А.П.Кулаичев. – М.: РУСАВИА, 2004.
- 11.Комаровских Е.Н. Нейросетевой подход в диагностике первичной открытоугольной глаукомы. / Е.Н.Комаровских, В.М.Батутина, В.И.Лазаренко

- // Материалы. науч.-практ. конф. Современные технологии в хирургии глаза и оптической коррекции зрения». – Уфа, 1999.
12. Матвейков Г.П. Клиническая реография / Г.П.Матвейков, С.С.Пшоник. – Минск, “Беларусь”, 1976. – 175 с.
13. Полуавтоматическая и автоматическая расшифровка реограмм. Метод. рекомен. МЗ РСФСР. Составители: Молоканов Н.Я., Милягин В.А., Стельмак В.М. Смоленск, 1988. – 21 с.
14. Реографическая цифровая обработка информации / В.П.Кожемяко, Л.И.Тимченко, Талал Аль Кхури и др. – Киев, 1991. – 14 с.
15. Ронкин М.А., Иванов Л.Б. Реография в клинической практике / М.А.Ронкин, Л.Б.Иванов. – М.:НМФ МБН, 1997. – 250с.
16. Сушкова Л.Т. Цифровая обработка реограмм с целью повышения качества диагностики сосудистой системы /Л.Т.Сушкова, А.К.Бернюков, И.Ю.Костикин, // Доклады 5-й Международной конференции "Цифровая обработка сигналов и ее применение". – Ч.2.- М. Инсвязьиздат, 2003. – с.90-93.
17. Старшов А.М. Реография для профессионалов, методы исследования сосудистой системы / А.М.Старшов, И.В.Смирнов – Москва.:Познавательная книга пресс, 2003. – 80 с.
18. Терехова Л. Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии / Л. Г.Терехова, В.И.Полищук. – М.: Медицина, 1983. – 176 с.
19. Чиберене И.К. Применение нового датчика и дифференциатора для регистрации реоофтальмограммы и ее первой производной / И.К.Чиберене //Электроофтальмология в практике офтальмологии. Москва, 1974. – С. 187-190
20. Яруллин Х.Х. Клиническая реоэнцефалография / Х.Х.Яруллин. – М.: Медицина, 1983. – 270 с.
21. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. – К.: Видавничий центр «Академія», 2005. – 400с.

22. Безпека життєдіяльності (забезпечення соціальної, техногенної та природної безпеки): Навч. посібник/ В.В. Бегун, І.М. Науменко. – К.: Видавництво УАННП “Фенікс”, 2004. – 328с.
23. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці : підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства . – 3-тє вид., перероб. і доп. — Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. – 336 с.
24. Реограф Р4-02. Техническое описание и инструкция по эксплуатации. Львовський завод радіоелектронної медичної апаратури: Яворовська райтипографія, 1990 г., 55с.
25. Komarovskih E.N. Opportunities of application of artificial neural networks technology in early diagnostics of primary open-angle glaucoma/[E.N.Komarovskih, V.M.Batutina, S.N.Lanin, V.N.Lasarenko]// VIIth National Congress on Ophtalmology, - Sofia, Bulgaria, 2000.
26. Стойка О. Концепція розробки комп'ютерних експертних медичних систем із штучним інтелектом / Стойка О., Крещук С., Хвостівський В. // Матеріали III Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 23-24 квітня 2020 року. — Т. : ТНТУ, 2020. — С. 127–128. — (Біомедична інженерія).


```

        'gui_OpeningFcn', @inface_reo_OpeningFcn,
    ...
        'gui_OutputFcn', @inface_reo_OutputFcn, ...
        'gui_LayoutFcn', [] , ...
        'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before inface_reo is made visible.
function inface_reo_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,
varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to inface_reo (see
VARARGIN)

% Choose default command line output for inface_reo
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes inface_reo wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command
line.
function varargout = inface_reo_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout  cell array for returning output args (see
VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure

```

```
varargout{1} = handles.output;
```

```
function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit1 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit1 as a double
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
```

```
function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called
```

```
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```

```
function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit2 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit2 as a double
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
```

```
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
```

```

% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%      See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit3 as text
%      str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit3 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%      See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%      See ISPC and COMPUTER.

```

```

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

% -----Кореляція-----
-----

```

```

function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
xc=xcorr(x(N1:N2));
k1=length(xc)/2;
k2=length(xc);
tc=(0:(k2-k1))/df;
axes(handles.axes1);
plot(tc,xc(k1:k2))
axis tight;
grid on;

```

```

% -----Фур'є аналіз-----
-----

```

```

function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_4 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
[amplitude freque]=dft(x(N1:N2),1/df,(N2-N1)/2);
bar(freque,спектр);
axis tight;
grid on;

```

```

% -----
-----

```

```

function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

% hObject      handle to Untitled_5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
-----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
-----
function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----Завантаження реосигналу-----
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
[a1,a2] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити реосигнал');
if length(file)<>0
directory=[a1 a2];
x=(load(directory));
set(handles.pushbutton1,'userdata',x);
df=str2num(get(handles.edit1,'string'))
t=(0:length(x)-1)/df;
set(handles.edit3,'string',num2str(min(t)));
set(handles.edit4,'string',num2str(max(t)));
axes(handles.axes1);
plot(t,x);
axis tight;
grid on;
end;

% -----НАТИСНЕНА КНОПКА-----
-----
% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton1 (see GCBO)

```

```
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
if N2>length(x) N2=length(x); end;
tmin=(N1-1)/df;
tmax=(N2-1)/df;
set(handles.edit3,'string',num2str(tmin));
set(handles.edit4,'string',num2str(tmax));
t=(0:length(x)-1)/df;
axes(handles.axes1);
plot(t(N1:N2),x(N1:N2));
axis tight;
grid on;
```

```
function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit4 as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit4 as a double
```

```
function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit5 as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit5 as a double
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit5 (see GCBO)
```

```

% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% -----
-----
function Untitled_7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Untitled_7 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
x2=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
kk=str2num(get(handles.edit5,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
T=str2num(get(handles.edit2,'string'))
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
x1=x2(N1:N2);

% Нормування періоду

```

% Компонентный метод анализа

```
surf(Bk(:,1:4800));
shading interp;
axis tight;
grid on;
rotate3d on;
% -----
-----
function Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_9 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
B=get(handles.edit1,'userdata');
Bk=abs(Bk);
mBk=mean(Bk');
axes(handles.axes1);
plot(mBk);
shading interp;
axis tight;
grid on;
rotate3d off;
```


ДОДАТОК Б

Програмна реалізація оператора зсуву shift

```
function xx=shift(x,u);  
  
% Зсув  $x(t)$  на  $x(t-u)$   
%  $x=shift(x,u)$ ;  
%  $x$  - вхідний сигнал  
%  $T$  - зсув
```

ДОДАТОК Б

Копія тези конференції

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

УДК 621:615.47:004

Стойка О. – ст.гр. РБм-51, Крещук С. – ст.гр. РБм-51, Хвостівський В. – ст.гр. СІс-43

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

КОНЦЕПЦІЯ РОЗРОБКИ КОМП'ЮТЕРНИХ ЕКСПЕРТНИХ МЕДИЧНИХ СИСТЕМ ІЗ ШТУЧНИМ ІНТЕЛЕКТОМ

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

Stoyka O., Khreshchuk S., Khvostivskyy V.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

CONCEPT OF DEVELOPMENT OF COMPUTER EXPERT MEDICAL SYSTEMS WITH ARTIFICIAL INTELLIGENCE

Supervisor: Hvostivskyy M.

Ключові слова: комп'ютерні експертні медичні системи, штучний інтелект

Keywords: computer expert medical systems, artificial intelligence

Інтеграція ІТ-технологій у медичну практику забезпечує процедуру розробки нових комп'ютерних експертних медичних систем (КЕМС) для здійснення автоматизованого збору відомостей про стан досліджуваного пацієнта, їх опрацювання та формування діагностичних висновків щодо стану пацієнта.

Розвиток обробки даних, математики та кібернетики забезпечують розробку людино-машинних систем із штучним інтелектом (експертних медичних систем) як систем знань, які виконують функції накопичення, оброблення в комп'ютері медичних даних, необхідних для розв'язання задачі прийняття рішень. Штучний інтелект системи являє собою програмне забезпечення, яке моделює на комп'ютері процес мислення людини, а саме лікаря, при формуванні діагностичних висновків щодо стану пацієнта. Штучний інтелект здатний до самонавчання та формування в своїй базі даних нової діагностичної інформації та приймати рішення щодо стану досліджуваних пацієнтів.

Сучасні КЕМС із штучним інтелектом [4], такі як MYCIN (США), ONCOCIN (США) та інші складаються із трьох основних блоків (рис.1): бази знань та даних (1), блоку обробки та прийняття рішення (2) та інтерфейсу (3).

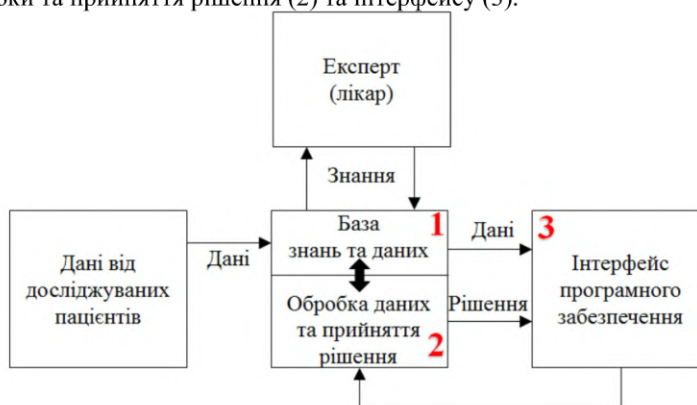


Рис.1. Етапи розробки комп'ютерної експертної медичної системи

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

Найголовнішою задачею експертної медичної системи (рис.1) є процедура закладання в комп'ютерну програму здатності до самонавчання і накопичення нових знань.

В основі обробки даних лежить процедура обробки медичних даних з бази даних. Процедура обробки будується за принципом «дані-математична модель-метод обробки-алгоритм» (рис.2).



Рис.2. Структура процедури обробка даних у комп'ютерних експертних системах

Модель своєю математичною структурою визначає притаманні особливості (параметри) компонент (серце, мозок, судини, очі та інші) досліджуваного пацієнта у різних формах їх відображення (біопотенціали або інші), що зумовлює розроблення на її основі методу обробки як інструментарію отримання діагностичної інформації.

При прийнятті рішень відбувається порівняння отриманих результатів обробки із базою знань на підставі чого формується діагностичний висновок щодо стану пацієнта (рис.3).



Рис.3. Структура прийняття рішення у комп'ютерних експертних системах

Отже, розробка чи модифікація складових комп'ютерної експертної медичної системи (рис.1-3) призведе до розвитку (розширення) бази знань про стан компонент досліджуваного пацієнта, що розширить можливості медичної діагностики.

Література

1. Базы знаний интеллектуальных систем / Т. А. Гаврилова, В. Ф. Хорошевский – СПб: Питер, 2000. – 384 с.
2. Джарратано Д., Райли Г. Экспертные системы: принципы разработки и программирование, 4-е издание.: Пер. с англ. – М.: ООО "И.Д. Вильямс", 2007. – 1152 с.
3. Джексон П. Введение в экспертные системы.: Пер. с англ.: Уч. пос. – М.: Издательский дом "Вильямс", 2001. – 624 с.
4. Любченко К. М. Експертні системи в практичній медицині / К. М. Любченко // Вісник НТУУ «КПІ». Інформатика, управління та обчислювальна техніка : збірник наукових праць. – 2008. – № 49. – С. 3–6. – Бібліогр.: 8 назв.
5. Продеус А. Н. Экспертные системы в медицине / А.Н. Продеус, Е.Н. Захрабова. – К.: ВЕК, 1998. – 320 с