

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: Комп'ютерний засіб випробування алгоритмічно-програмного
забезпечення обробки біомедичних сигналів як періодично корельованих
випадкових процесів

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

(шифр і назва спеціальності)

	<hr/>	<u>Пашкевич Н.В.</u>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Керівник	<hr/>	<u>Хвостівський М.О.</u>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	<hr/>	<u>Паляниця Ю.Б.</u>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	<hr/>	<u>Яворська Є.Б.</u>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Рецензент	<hr/>	<u></u>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2021

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2021 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Пашкевич Наталії Вікторівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерний засіб випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки біомедичних сигналів як періодично корельованих випадкових процесів

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

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

Затверджені наказом ректора від « 28 » жовтня 2021 року № 4/7-914

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Об'єкт дослідження: процес розробки комп'ютерного засобу

випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних

сигналів як ПКВП. Предмет дослідження: математична модель ритмічних біомедичних сигналів

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

2. Математична модель ритмічних біомедичних сигналів

3. Методи обробки ритмічних біомедичних сигналів

4. Метод випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів

5. Результати обробки ритмічних біомедичних сигналів та їх випробування

6. Наукова новизна отриманих результатів

7. Загальні висновки

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерний засіб випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки біомедичних сигналів як періодично корельованих випадкових процесів» // Пашкевич Наталія Вікторівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБмз-61 // Тернопіль, 2021 // с. – 99, рис. – 72, табл. – 0, додат. – 3, бібліогр. – 49.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНИЙ ЗАСІБ, БІОМЕДИЧНИЙ СИГНАЛ, ВИПРОБУВАННЯ, ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНИЙ ВИПАДКОВИЙ ПРОЦЕС, СИНФАЗНА ОБРОБКА, КОМПОНЕНТНА ОБРОБКА.

В роботі застосовано ПКВП в якості математичної моделі біомедичних сигналів ритмічного характеру у вигляді, яка по відношенню до відомих поєднує у своїй математичній структурі стохастичність природи та ритмічності біомедичних сигналів, що є актуальним для сигналів біопородження. На підґрунті математичної моделі ПКВП забезпечено можливість реалізації синфазної та компонентної обробки біомедичних сигналів для оцінення можливостей своєчасної діагностики стану організму людини. Розроблено алгоритм та комп'ютерний засіб імітаційного моделювання тестових сигналів для випробування методів обробки біомедичних сигналів. В результаті випробування встановлено, що результати методів обробки є стійкими, інваріантними щодо зміни вхідних параметрів біомедичного сигналу.

ANNOTATION

Theme of qualification work: «Computer means for algorithmic software testing of biomedical signals as a periodically correlated random processes processing» // Qualification work // Pashkevych Nataliia // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RBmz-61 // Ternopil, 2021 // p. - 99, fig. - 72, table. - 0, appendix. - 3, bibliogr. - 49.

Key words: COMPUTER MEANS, BIOMEDICAL SIGNAL, TESTS, PERIODICALLY CORRELATED RANDOM PROCESS, SYNPHASE PROCESSING, COMPONENT PROCESSING.

The paper uses PCRCP as a mathematical model of biomedical signals of rhythmic nature in the form, which, in addition to the known ones, combines in its mathematical structure the stochastic nature and rhythmicity of biomedical signals, which is relevant for biogenesis signals. On the basis of the mathematical model of PCRCP the possibility of realization of in-phase and component processing of biomedical signals for an estimation of possibilities of timely diagnostics of a condition of a human body is provided. An algorithm and computer tool for simulation modeling of test signals for testing methods of biomedical signal processing have been developed. As a result of the test it was found that the results of processing methods are stable, invariant with respect to changes in the input parameters of the biomedical signal.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	9
ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	13
1.1. Класифікація біомедичних сигналів та способи її одержання.....	13
1.1.1. Серцеві біомедичні сигнали.....	13
1.1.2. Мозкові біомедичні сигнали.....	19
1.1.3. М'язові біомедичні сигнали.....	20
1.1.4. Біомедичний сигнал органів зору.....	22
1.1.5. Біомедичний сигнал органів дихання.....	24
1.1.6. Органів травлення біомедичні сигнали.....	25
1.1.7. Органів травлення біомедичні сигнали.....	26
1.2. Методи обробки ритмічних біомедичних сигналів.....	27
1.2.1. Морфологічна обробка.....	27
1.2.2. Статистична обробка.....	28
1.2.3. Спектральна обробка.....	31
1.3. Висновки до розділу 1.....	34
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ РИТМІЧНИХ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ.....	35
2.1. Характеристики ритмічних біомедичних сигналів.....	35
2.2. Математичний образ моделі ритмічних біомедичних сигналів.....	39
2.3. Методи та алгоритми обробки ритмічних біомедичних сигналів.....	41
2.3.1. Синфазна обробка ритмічних біомедичних сигналів та її алгоритмічна реалізація.....	41
2.3.2. Компонентна обробка ритмічних біомедичних сигналів та її алгоритмічна реалізація.....	45
2.4. Випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів.....	47
2.4.1. Метод випробування методів.....	47

2.4.2. Імітаційне моделювання ритмічних біомедичних сигналів для випробування методів обробки.....	48
2.4.3. Алгоритм імітаційного моделювання ритмічних біомедичних сигналів.....	50
2.4.4. Алгоритм випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів.....	51
2.5. Висновки до розділу 3.....	52
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	54
3.1. Алгоритми програм обробки ритмічних біомедичних сигналів.....	54
3.1.1. Синфазна обробка.....	54
3.1.2. Компонентна обробка.....	55
3.2. Алгоритм програми імітаційного моделювання ритмічних біомедичних сигналів.....	56
3.3. Алгоритм програми обробки ритмічних біомедичних сигналів.....	57
3.4. Результати обробок ритмічних біомедичних сигналів.....	58
3.4.1. Результати синфазної обробки.....	58
3.4.2. Результати компонентної обробки.....	66
3.5. Результати випробування методів обробки.....	68
3.6. Висновки до розділу 3.....	72
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	74
4.1. Охорона праці.....	74
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	77
4.3. Висновки до розділу 4.....	80
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	81
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	82
ДОДАТКИ.....	87
Додаток А. Програма синфазної обробки.....	88
Додаток Б. Програма компонентної обробки.....	90
Додаток В. Програмна випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів.....	91

	8
Додаток Г. Копія тези конференції.....	94
Додаток Д. Копія тези конференції.....	97

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- ДШ – дихальний шум;
ДЦ – дихальний цикл;
ЕГЕГ – електрогастроентерографія;
ЕГГ – електрогастрографія;
ЕЕС – електроенцефалосигнал;
ЕКС – електрокардіосигнал;
ЕРС – електроретиносигнал;
КДС – комп'ютерна діагностична система;
МКС – магнітокардіосигнал;
ПД – потенціал дії;
ПЗ – програмне забезпечення;
РО – рухова одиниця;
ШКТ – шлунково-кишковий тракт.

ВСТУП

Актуальність теми. У клінічній практиці значної популяризації набувають методи комп'ютерної діагностики стану організму людини за ритмічними біомедичними сигналами таким як електроенцефалосигнал, електрокардіосигнал, пульсовий сигнал, магнітокардіосигнал, реосигнал, дихальний шум та інші. Реєстрація біомедичних сигналів та виділення інформативно-діагностичних ознак через їх статичне оцінювання є необхідним елементом діагностики стану організму людини.

Комп'ютерні автоматизовані системи реєстрації, обробки та оцінювання біомедичних сигналів, що використовують сучасні програмні засоби, істотно розширюють діагностичні можливості сучасної медицини, зокрема методів діагностики функціонального стану людини (електрокардіографія, електроенцефалографія, електроміографія та ін.).

Ефективність діагностики організму людини залежить від виду математичної моделі ритмічних біомедичних сигналів, яка визначає методи обробки та оцінювання їх статистик, які дають змогу виділити інформативно-діагностичні ознаки.

На сьогодні виділено два види моделей ритмічних біомедичних сигналів, а детерміновані та стохастичні. Моделі ритмічних біомедичних сигналів детермінованого виду є занадто спрощеними, тому що не відображають конструктивно властивість стохастичності, що характеризує сигнали біологічного походження, тому вони не знайшли використання в сучасних діагностичних автоматизованих системах. Моделі ритмічних біомедичних сигналів стохастичного виду у вигляді стаціонарного випадкового процесу, адитивної суміші детермінованого біомедичного сигналу та завади все частіше використовуються при проектуванні програмних засобів комп'ютерних автоматизованих медсистем діагностики стану людини, алгоритми роботи якої базовані на морфологічному, статистичному та спектральному методах обробки. Проте ці стохастичні моделі біомедичних сигналів як ядро методів обробки не відображають у своїй структурі

цілісність механізму його породження, тому що ритмічні біомедичні сигнали є складними за своєю природою породження, що містять в собі стохастичність та ритмічність (повторність). Модель стохастична типу періодично корельованих випадкових процесів (ПКВП) забезпечує конструктивно поєднати у своїй математичній структурі вище наведені властивості ритмічних біомедичних сигналів та розробити на її основі ефективні методи та алгоритмічно-програмне забезпечення обробки сигналів.

Від коректності обраної моделі, методів обробки та розроблених на їх основі алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів залежить коректність сформованою комп'ютерною автоматизованою медсистемою діагностичного висновку щодо стану організму людини. Коректність обробки ритмічних біомедичних сигналів як ПКВП визначаються шляхом випробування відповідного алгоритмічно-програмного забезпечення, яке реалізовує цю обробку.

Отже, реалізація комп'ютерного засобу випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів як ПКВП.

Мета і задачі дослідження. Метою є розроблення комп'ютерного засобу випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів як ПКВП.

Сформовані задачі дослідження:

1. Здійснити аналіз відомих ритмічних біомедичних сигналів і методів обробки їх для вибору шляху наукового дослідження.

2. Реалізувати математичну модель ритмічних біомедичних сигналів, яка забезпечить поєднання у своїй математичній структурі стохастичність природи та ритмічності біомедичних сигналів, що є актуальним для задачі своєчасної меддіагностики стану людини.

3. Розробити математичні методи та на їх базі алгоритмічно-програмне забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів на підґрунті математичної моделі у вигляді ПКВП процесу з метою розширення можливостей автоматизованих комп'ютерних діагностичних систем.

4. Розробити метод, відповідний алгоритм та комп'ютерний засіб випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних

біомедичних сигналів

5. Провести експериментальне випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів щодо коректності його роботи.

Об'єкт дослідження: процес розробки комп'ютерного засобу випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів як періодично корельованих випадкових процесів.

Предмет дослідження: математична модель ритмічних біомедичних сигналів та методи їх обробки.

Методи дослідження: імітаційне моделювання, ЕТСС, засіб MATLAB.

Наукова новизна результатів.

Вперше реалізовано метод випробування алгоритмічно-програмного забезпечення синфазної та компонентної обробки ритмічних біомедичних сигналів шляхом комп'ютерного імітаційного моделювання, що уможливило одержати характеристики та оцінити їх стійкість щодо зміни параметрів вхідного сигналу.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Класифікація біомедичних сигналів та способи її одержання

1.1.1. Серцеві біомедичні сигнали.

Електрокардіографія є базовим методом дослідження серця та діагностування відхилень у функціонуванні серцево-судинної системи. Вона є важливими при діагностиці серцевих гіпертрофій, ритму та ішемічної хвороби серця [26]. Такий метод забезпечує велику точністю формування висновків про процеси локалізації зон зміни в міокарді, їх локалізацію, інтеграцію і часові моменти їх появи.

Кожне скорочення серця забезпечує генерування електричного поля [26, 36]. Фіксована крива залежність зміни в часі різниць потенціалу електричного поля серця є електрокардіографічним сигналом (ЕКС) (рис.1.1).

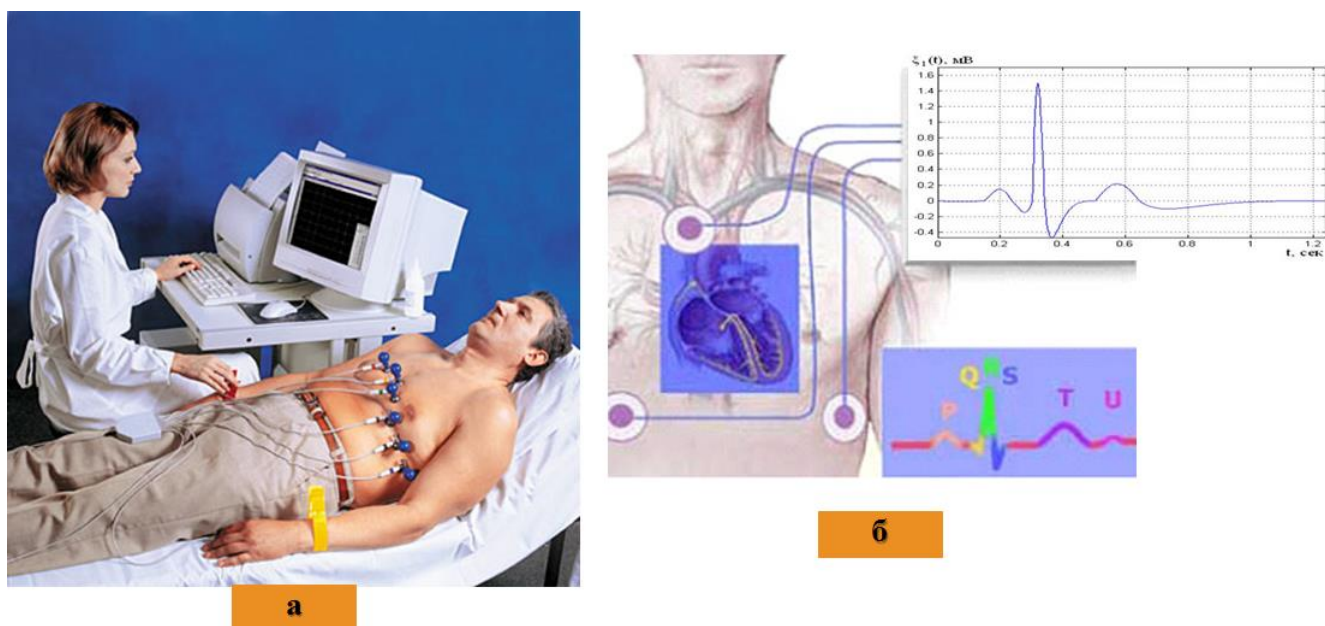


Рис.1.1. Метод електрокардіографії:

а) процес реєстрації; б) результат процесу реєстрації

Схематичне візуальне зображення ідеального електрокардіосигналу відображено на рис.1.2 [26].

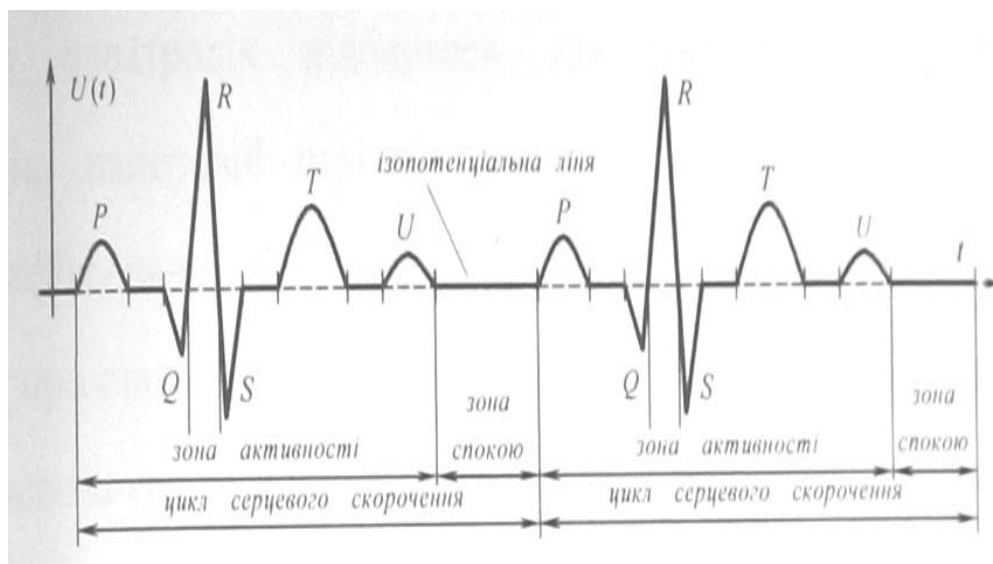


Рис. 1.2. Ідеальний ЕКС з діагностичними зонами

В процесі реєстрації ЕКС переважно застосовується неінвазивний відбір [26,40] під час якого електроди (давачі) за певною методикою фіксуються на відповідні ділянках тіла. Залежно від способу локалізації електродів на тілі, класифікують такі основні електрокардіографічні відведення [26,36,40]:

- кінцеві-біполярні (1, 11, 111) за Ейтховеном:
- уніполярні кінцеві (VL, VR, VF) за Вільсоном:
- уніполярні відведення (aVR, aVL, aVF), посилені за Гольдбергом:
- грудні уніполярні відведення (V_{1-6}).

ЕКС (1.2) має ритмічний характер, кожен кардіоцикл якого складається з послідовності зубців (хвиль, піків, інтервалів, сегментів), які характеризують конкретні періоди роботи серця.

Найінформативнішою для лікаря є зони електричних активностей серця, які відображають діагностичні зони P, Q, R, S, T, U, які локалізуються в часовому просторі послідовно. Сукупність QRST вказує на збурення шлуночків, QRS - початок шлуночкового збудження, а T – завершення збудження.

На доповнення електрокардіографії є такі методи дослідження функціонування серця як є реографія, фонокардіографія, сфігмографія та магнітокардіографія.

Фонокардіографія – діагностичний метод реєстрації серцевих тонів та шумів.

Під час функціонування серця і руху крові судинами формуються коливання різних частот і амплітуд, які нашаровуються між собою. Про не всі з них формують звукові ефекти.

Вібрації маси крові і функціонального серця з частотою від 6 до 10 коливань в секунду не являються звуковим джерелом через низьку частоту. Ці вібрації є завадами (шумами), які змінюють параметри шляху поширення звуку. Коли спостерігаються від десятків до сотень коливань за секунду, тоді формується ефект звуку у вигляді тонів та шумів (рис.1.3, 1.4) [37].

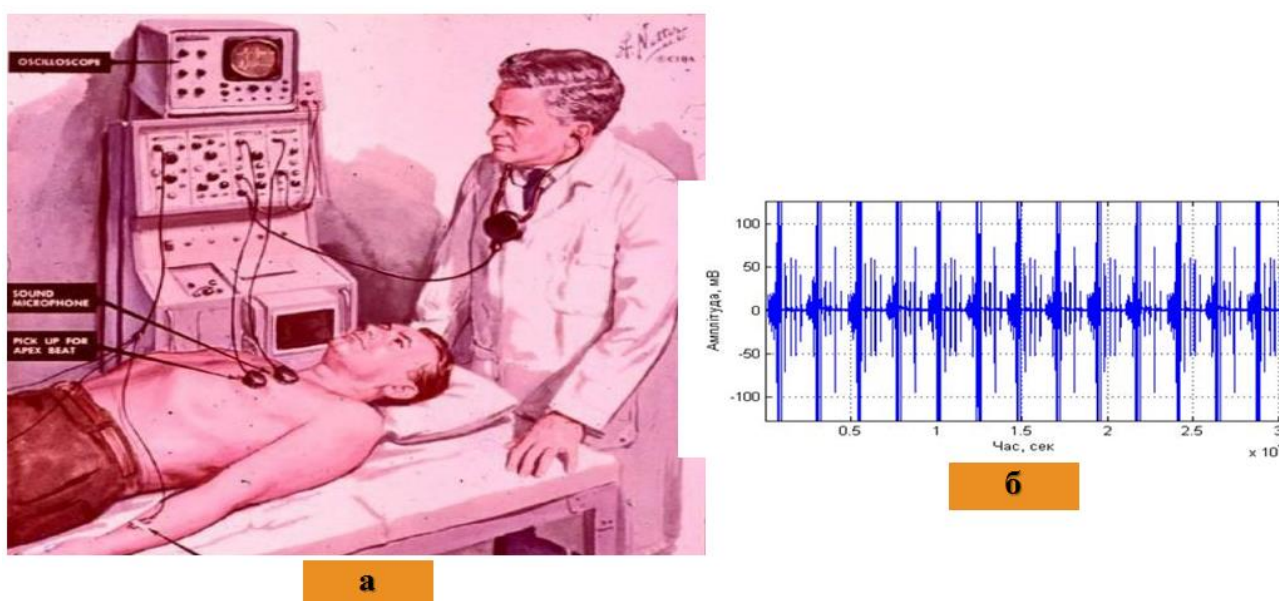


Рис.1.3. Метод фонокардіографії:

а) процес реєстрації; б) результат процесу реєстрації

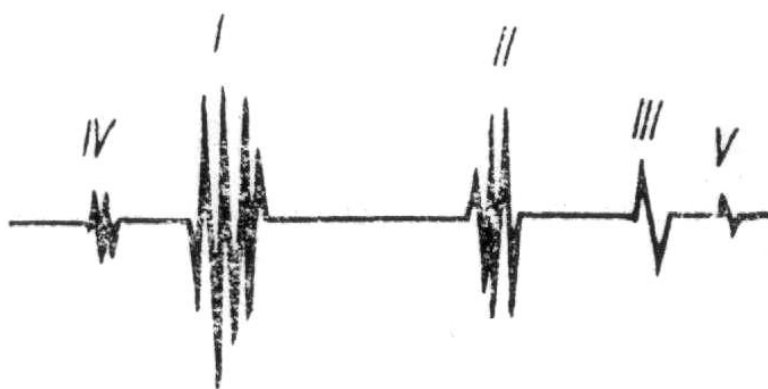


Рис. 1.4. Структура тонів серця людини в нормі

Тони серця є коливаннями досягають частот 100-150Гц. Частота 1-го першого тону - 30-120 Гц, 2-го тону – 70-150 Гц, 3-го — 10-70 Гц [37].

Мікрофон як давач розміщується аналогічно до стетоскопа (рис.1.3,а) в точках біля серця і здійснює сприймання серцевих звуків, які поширюються скрізь тканину грудної стінки. Ці коливання трансформуються мікрофоном в електричний сигнал, який в подальшому підсилюється і передається на прилад реєстрації.

На фонокардіограмі в людини здорової можна виявити від 2-ох до 5-ти тонів серця [18,37]. Для забезпечення процесу реєстрації усіх тонів є необхідним використання низькочастотних фільтрів, оскільки 3-ій, 4-ий і 5-ий тони не вилловлюються високочастотним реєстраторам.

Серце є найбільшим джерелом потужних електромагнітних полів в організмі людини, тому і виникла магнітокардіографія передуючи НКВІди [6,28]. Проте НКВІд-магнітометри єдині забезпечили отримання магнітокардіосигналів високої якості, так як при ЕКГ. Конструктивно магнітокардіосигнали (МКС) і ЕКС є подібними, але відхилення серцевого функціонування по-іншому позначаються за результатами магнітних та електричних вимірювань.

Сигнал МКС за конструктивністю є набором зубців , так званих піків P, Q, R, S і T. За значеннями їх часових і амплітудних параметрів формується діагноз. МКС людини є сигналом, що реєструється як результат поширення хвилі ре- та деполаризації по серцевому м'язі. Структуру МКС людини наведено на рис.1.5 [33].

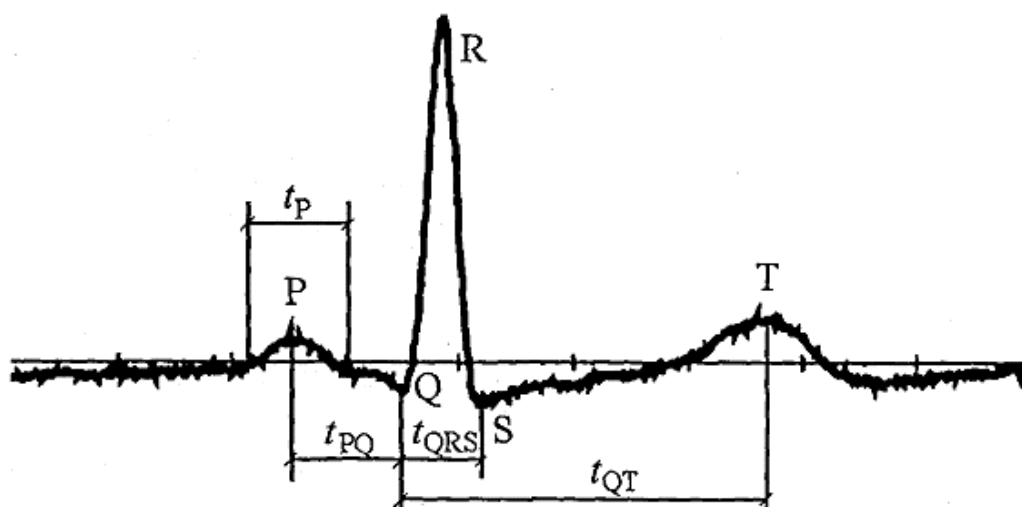


Рис. 1.5. Вигляд магнітокардіосигналу людини з позначеними піками та часами

За значеннями часової і амплітудних піків і часових інтервалів є змога

визначення наявності різного виду захворювання у досліджуваних пацієнтів.

Реографія є неінвазивним методом медичного дослідження органного та загального кровообігу [22], тобто забезпечує судження про об'ємні коливання кровонаповненість судин шляхом графічного реєстрування пульсу зміни опору (імпедансу) різних частин тіла, які є розміщеними між електродами, при змінній величині струму до 10 мА високочастотного коливання від 50 до 100 Гц.

Провідником струму є рідке середовище організму, зокрема кров у крупних судинах. Реографія забезпечує судження щодо тонуусу і еластичності судин, властивості в'язкості крові, швидкості поширення пульсу, швидкості та решту гемодинамічних показників [31]. Значення опору пульсового дуже мале і не перевищує 0,5 % від величини загального опору.

Реосигнал є ритмічним біомедичним сигналом, що візуалізує пульсові хвилі електричного опору. Під час збільшення кровонаповнень спостерігається збільшення амплітуди сигналу і наоборот, відбувається процес реєстрації динаміки опору зворотної полярності. На зареєстрованій реограмі (рис. 1.6) відбувається процес розрізнення систол (притік крові) і діастол (венозний відтік) [32].

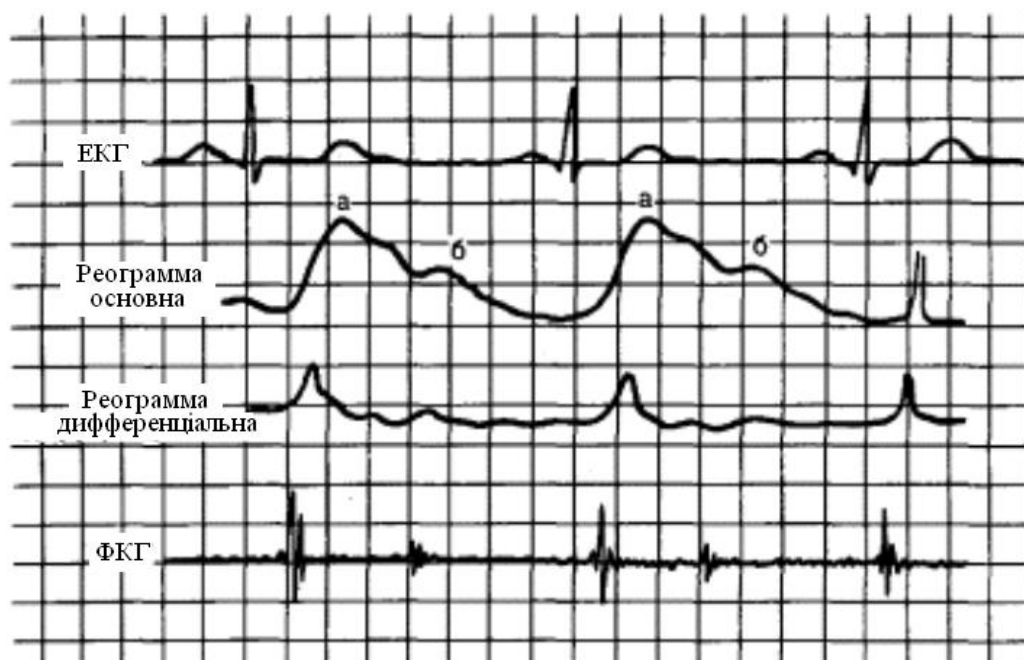


Рис. 1.6. Реограма

Сфігмографія є методикою процесу реєстрації ритмічних артеріальних пульсацій. Властивість пружності стінки судини призводить виштовхування серцем крові (систола) та розтягнення аорти, артерій і артеріол. Показник систолічного тиску людини рівний близько 16кПа. В процесі діастоли розслаблення серця (діастола) розширені кровоносні судини починають звужуватися, при цьому діастолічний тиск рівний близько 11кПа. Хвиля, яка пошурує підвищений тиск та поширюється в аорті і артеріях в період викидання крові з лівої частини шлуночка серця в моменти систоли є пульсовою хвилею. В процесі переміщення хвилі відбувається процес розширення судин, як це зображено на рис. 1.7.

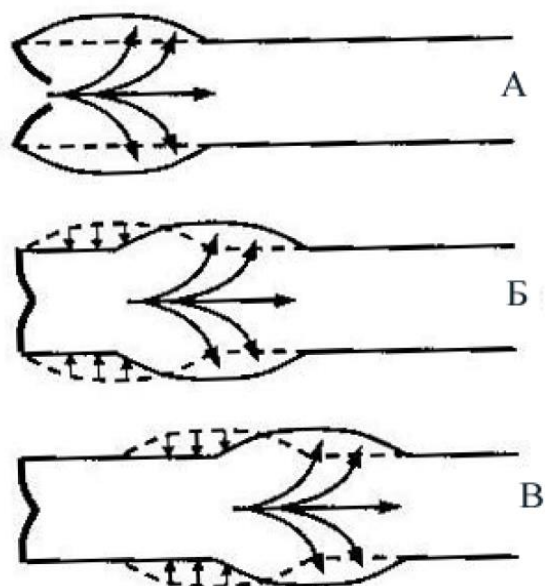


Рис. 1.7. Переміщення пульсової хвилі:

A – клапан аорти є відкритим, *B, V* – клапан аорти є закритим [7]

Загальний вид структури пульсового сигналу (хвилі), яка реєструє сфігмографом, зображено на рис. 1.8 [12].

На рис. 1.8 є позначеним: а - тах хвилі систолічної; б – пізня хвиля систолічна; в – початок хвилі дикроти; г – тах хвилі дикроти; д – тах хвилі пре- та постдикротичної; РА – базова тривалість сигналу пульсу; РС – період, коли досягається хвиля дикроти; PD – період підвищення хвилі дикроти; PG – період зниження катакроти.

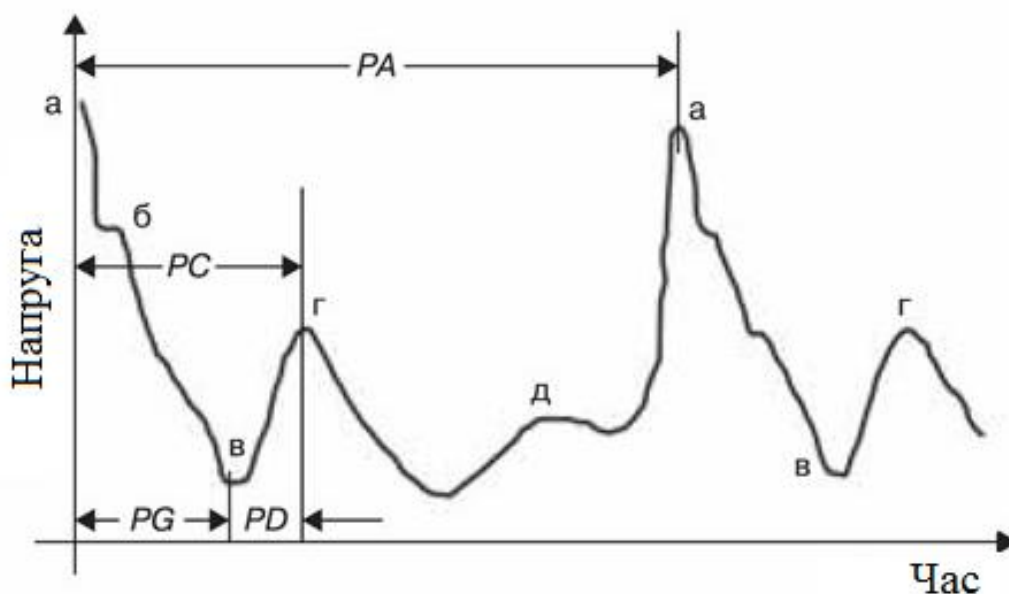


Рис. 1.8. Структура пульсового сигналу

Хвилі пульсу різних людей можуть суттєво різнитися за набором наявності в межах 1-го періоду хвиль локальних, їх чіткості, значеннями базових показів, що описують кожен з додаткових хвиль (max, min та їх часи).

1.1.2. Мозкові біомедичні сигнали.

Електроенцефалографія є методом медичного дослідження мозку, який базовано на процедурі реєстрації його електропотенціалів. В наш час великого успіху набули комп'ютерні медсистеми, що дозволили зробити якісно новий та ефективний крок при функціональній діагностиці мозку [14].

Між 2-ма і більше точками віддаленими мозку формуються змінні різниці електропотенціалів, реєстрація та обробка яких є завданням електроенцефалографії. Збудженні нервові елементи виникають як результат процесу їх процесів поляризаційних і деполіризаційних.

Виникають при цьому процеси в процесі безпосереднього поляризаційного процесу та деполіризаційного процесу різних нервових компонентів мозку біоелектричні струми розпочинають взаємодіяти між собою та формують при цьому інтерференційний складний ЕЕС [14].

Приклад реалізації ЕЕС приведено на рис.1.9.

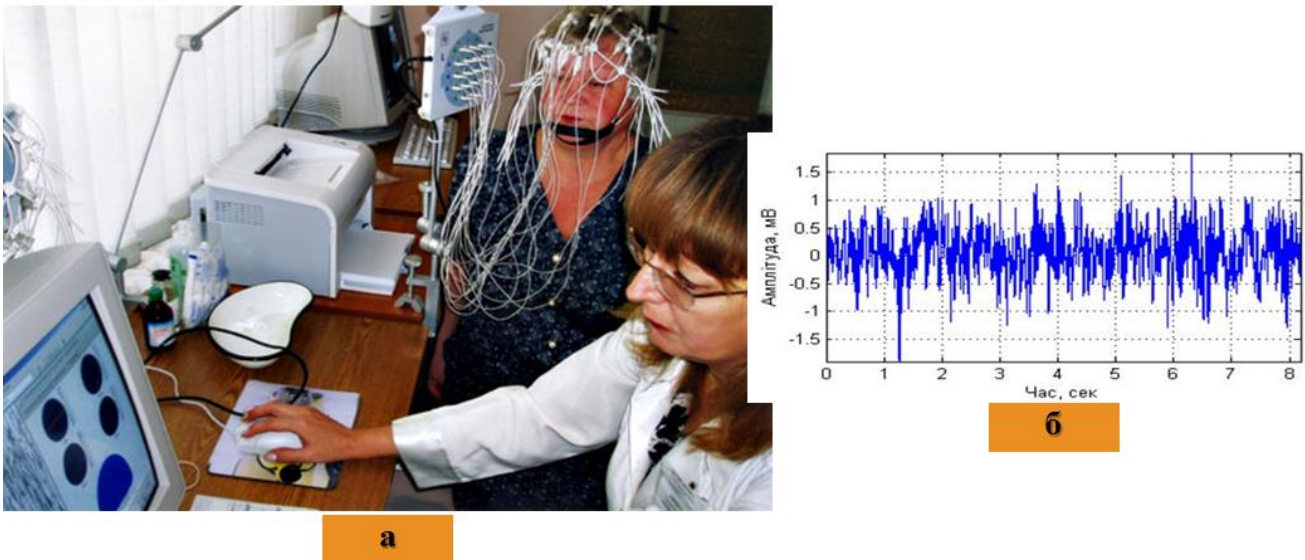


Рис. 1.9. Метод електроенцефалографії:
а) процес реєстрації; б) результат процесу реєстрації

Базовою задачею при електроенцефалографічному обстеженні є процедура виділення на реалізації ЕЕС важливих ознак, процес ідентифікації його показників, і формування на їх підґрунті висновків. Базовими показниками ЕЕС є значення частоти, амплітуди і фази.

1.1.3. М'язові біомедичні сигнали.

Електроміографія є методом медичного дослідження нервово-м'язової системи із використанням процесу реєстрації електричних біопотенціалів м'язу людини.

Процес скорочення м'язових волокон відбувається як результат надходження до нього збуджень по нервових рухових волокнах. Збудженість з нервових волокон на м'язі передається через нервово-м'язовий синапс з часовими затримками 0,5-1 мс. [42].

В станах спокою відбувається процес поляризації мембрани м'язових волокон, що складає приблизно 90 мВ [4,42]. Така різниця біопотенціалів обумовлена різницями концентрацій іонів натрію, калію, кальцію, хлору в середині клітин і між клітинами рідин. Ця різниця концентрацій визначаються через активність транспортування іонів мембраною м'язових волокон за рахунок енергетичного балансу метаболізму клітини, причому головним фактором підтримки біопотенціалу

спокою є процес виведення іонів Na^+ з клітини і приходження іонів K^+ в клітини. Швидка послідовність процесу деполяризації, інверсування потенціалу і реполяризація мембрани має назву „Біопотенціал дії м'язових волокон” [4].

В період внутріклітинної реєстрації біопотенціал дії має вид позитивного піку, що конструктивно складається з швидкої деполяризації тривалістю приблизно 1 мс, швидкої реполяризації як повернення потенціалу майже повністю до спокою тривалістю приблизно 2 мс. Після вищих процесів чергують реполяризація повільна, мала гіперполяризація слідів та повернення потенціалу в рівновагу спокою [42]. Часовий період фази повільної ре- і гіперполяризації сягає декілька десятків мс [4]. При клінічній електроміографії в процесі позаклітинної реєстрації макроелектродами біопотенціал дії волокна м'язу представлено через негативний пік тривалості 1-3 мс. Повільні реп- і гіперполяризація сліду при низькому значенні амплітуди не зареєстровується.

Спостереження в процесі електроміографічного дослідження біопотенціали фібриляційні є біопотенціалами дії одного волокна м'язу, які локалізовані поруч електроду голкоподібного введеного в м'яз (рис. 1.10) [9].

Волокна м'язів всередині самого м'яза згруповані у функціональні групи, звані нервово-м'язовими руховими одиницями (РО), які є сукупністю волокон м'язів, які іннервуються одним мотонейроном передніх відділів спинного мозку [4]. В період збудження мотонейрону відбувається збудження всіх м'язових волокон іннервуючих. В загальному реєструється потенціал дії (ПД) РО, який є сукупністю ПД більшості волокон м'язів, має велике значення амплітуди, на відміну від потенціалу фібриляції. ПД РО є 2-ох, 3-ох напівфазними. Часова тривалість, амплітуда та форма ПД РО є залежною від декількох складових її волокон м'язів. Кількість волокон м'язів в РО є різною і для окремих м'язів може в середньому оцінено її числом іннерваційним, яке є відношенням загальної кількості волокон в м'язі до кількості аксонів рухових, які здійснюють процес іннервації, і визначається результатами дослідженнями гістології [42].

На рис. 1.10 візуалізовано деякі з типів біопотенціалів ЕМС.

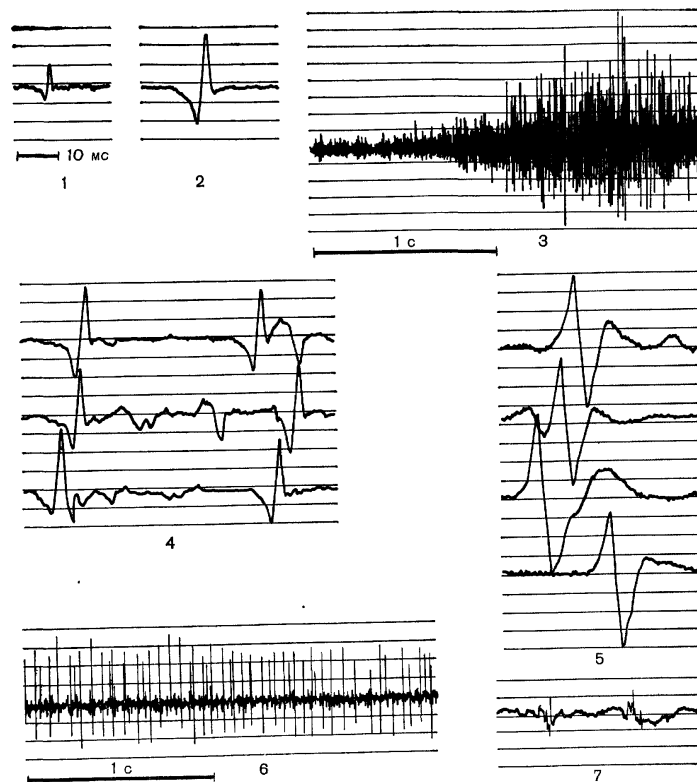


Рис. 1.10. Деякі типи біопотенціалів ЕМС

На рис. 1.10 позначено: 1 - біопотенціал фібриляції; 2 - біопотенціал дії РО; 3 - інтерференційний ЕМС будь якого скорочення м'язу; 4 - біопотенціали фасцикуляцій при ураженні рогів передніх мозку спинного; 5 - гігантські біопотенціали РО при ураженні рогів передніх мозку спинного; 6 - крива будь якого скорочення м'язу при ураженні рогів передніх мозку спинного; 7 - поліфазні, зменшенні за тривалістю, низькі за величиною амплітуди біопотенціали РО в період міопатії.

1.1.4. Біомедичний сигнал органів зору.

Електроретинографія займає вагоме місце серед методів функціонального медичного дослідження в клініці очних захворювань [KARPEG]. В сукупності з загальноприйнятими психофізичними та фізіологічними методами отримують важливі дані про функціональність зорової системи впродовж усієї траєкторії зору від сітчатка до відділів центральних. Електроретинографію використовують для кількісного оцінювання функціональних станів нейронів сітчатки, або точного визначення локалізації патпроцесу.

Елетроретиносигнал як ритмічний сигнал є електричним вираженням зміни сукупного електропотенціалу множини клітинних компонентів сітчатки ока через дію зовнішнього світла як подразника [8,10].

ЕРС зареєструють через вимір біопотенціалу роівки ока відносно точки референтної, зокрема мочки вуха або точки на лобі. Фактором впливу на рецептори сітчатки застосовують спалахи світлових потоків різних довжин хвилі, інтенсивностей і частот їх повтору. Є кілька типів електроретиносигналів [41]:

- а) глобальний ЕРС зареєстрований при подразненні усього поля сітчатки;
- б) локальний ЕРС зареєстрований при подразненні окремої зони сітчатки.

Зазвичай локальний ЕРС зареєструє відповіді від 3-ох зон сітківки: макулярної, парамакулярної та периферичної.

Амплітуди світлових імпульсів і часи їх появи в процесі реєстрації різноманітних ЕРС є різними. Під час реєстрації локальної ЕРС і стимулюванні 10° значення амплітуди ЕРС є меншим 30мкВ. Через це для реєстрації компонент ЕРС (повільних, швидких) використовують підсилювачі високої чутливості та маллю амплітудою шумів. На тлі шумів ЕРС виділяють через накопичення. Значення похибки вимірювання величини амплітуди ЕРС не перевищує $\pm 4\%$.

Графічну реалізацію локального ЕРС людини повністю здорової у відповідності до [41] зображено на рис. 1.11.

Структура електроретиносигналу складається з негативного екстремуму, а саме „ хвилі а”, що формується фоторецепторами та додатнього екстремуму, а саме " хвилі b", що формується дією гліальних та біполярних клітин Мюллера. Після "хвилі b" виділяються решту локальних екстремумів: негативна "хвиля b1" (біопотенціал післядії); позитивний біопотенціал "хвиля с"; "хвиля d" (період вимкнення світла).

Важливість останніх 3-ох хвиль є не достатньо вивченими і тому не мають використання в медичній практиці [41].

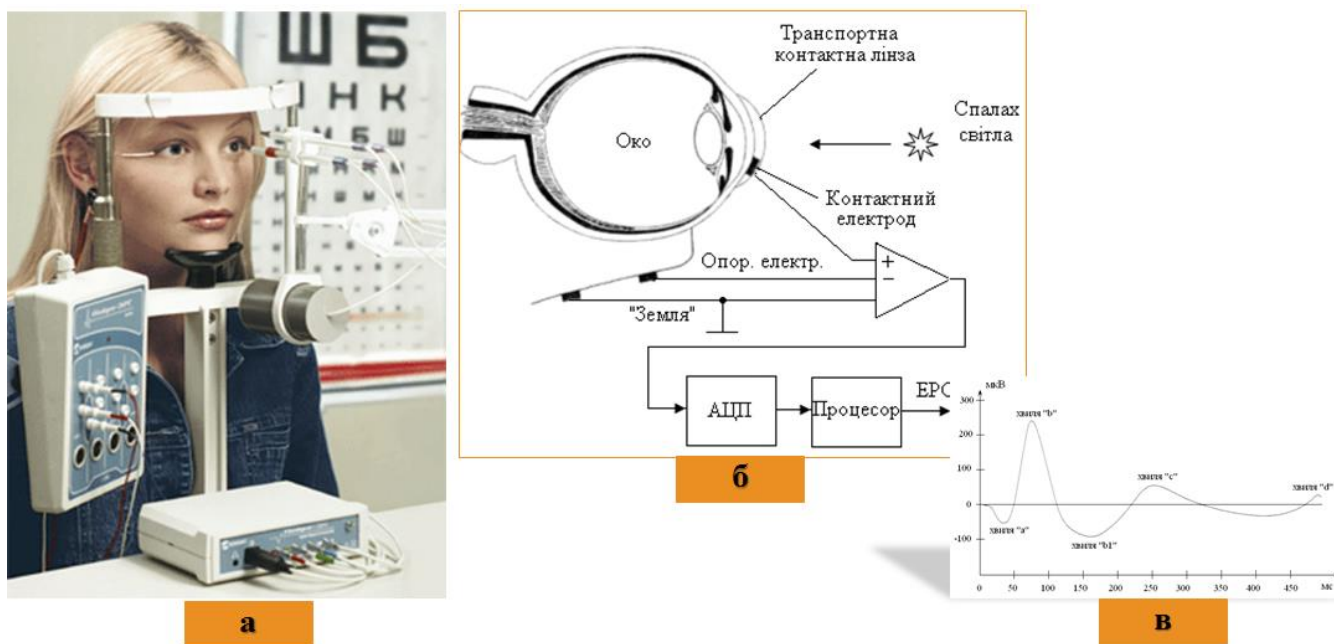


Рис. 1.11. Метод електроретинографії:

а) процес реєстрації; б) результат процесу реєстрації

1.1.5. Біомедичний сигнал органів дихання.

Функціональність дихальної системи супроводжується звуками акустики джерелом яких є бронхи, трахея, та легені. Ритмічність рухів грудної клітки формують вентиляційний процес повітря в легенях і підтримує сталбільність його складу. Усі легеневі процеси називають зовнішнім диханням.

Цикл дихання визначається проміжком часу між 2-ма послідовними вдихами (фазами). Вдих є першою фазою циклу дихання, якій характерний позитивний потік в шляхах дихальних, повітря подається в легені та спостерігається приріст об'єму дихального. Завершення вдиху відбувається в період зменшення позитивного потоку до 0. Інспіраторна пауза є другою фазою циклу дихання, якій характерний період 0 потоку кінця вдиху та початку видиху. Видих є третьою фазою циклу дихання, якій характерний негативний потік в дихальних шляхах, де повітряний потік виходить з легень і об'єм дихання зменшується. Період спокою є четвертою фазою циклу дихання під час якого відсутній потік в шляхах дихання між завершенням видиху та стартом вдиху. Часовий період цієї фази є важливим з метою визначення резерву підвищення частоти дихання або інтервалу вдиху [2,38].

На рис. 1.12 і 1.13 наведено форми звуків дихання з двома фазами вдиху та видиху.



Рис. 1.12. Графік форми звуків дихання із патологією [38]

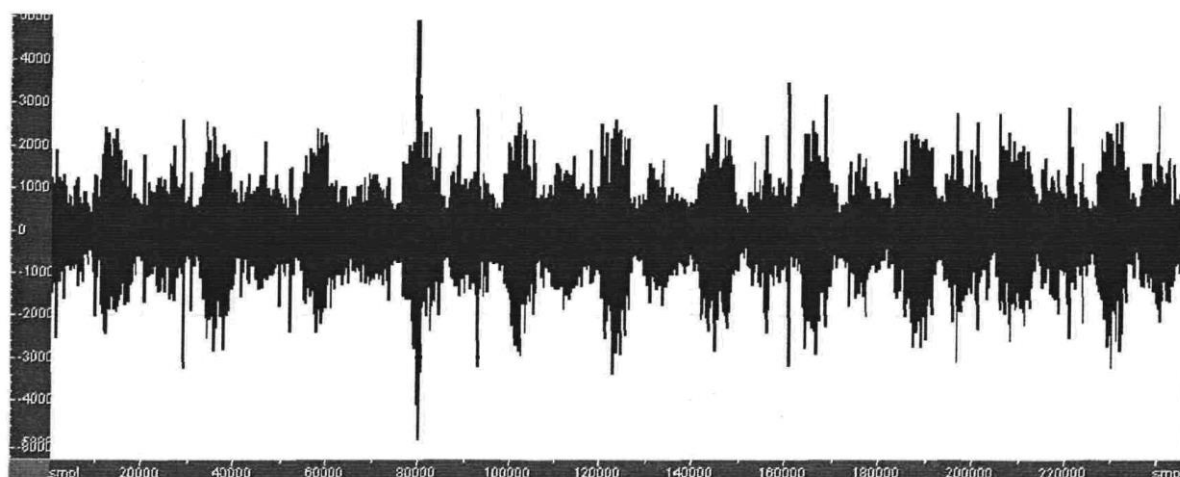


Рис. 1.13. Графік форми звуків дихання в нормі [38]

В аускультатії сигнал акустичний легеневої системи трактується як шум дихальний [38].

1.1.6. Органів травлення біомедичні сигнали.

ШКТ є найбільшою складною поліфункціональною системою. Основною функцією ШКТ є процес евакуації перетравленої їди по простору кишечника. Серед електрофізіологічних методів, які забезпечують дослідження електричних активностей ШКТ, виділено електрогастроентерографію (ЕГЕГ) та

електрогастрографію (ЕГГ) [11,30]. При ЕГЕГ проводиться синхронне дослідження шлунку та кишківника, а при ЕГГ – шлунку.

Схема розміщення електродів при ЕГЕГ наведено на рис. 1.15, 1.16, а у випадку ЕГГ – на рис.1.17.



Рис.1.15. Розміщення електродів під час ЕГЕГ

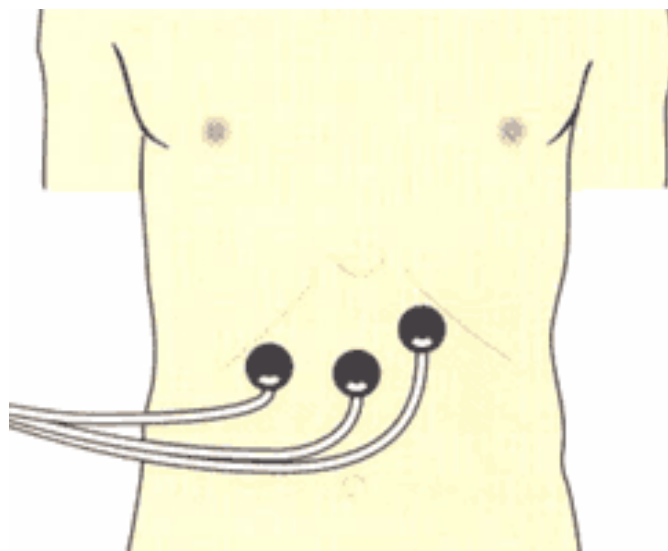


Рис.1.16. Розміщення електродів при добовою ЕГГ

Графічну реалізацію ритмічного електрогастроентеросигналу наведено на рис.1.17.

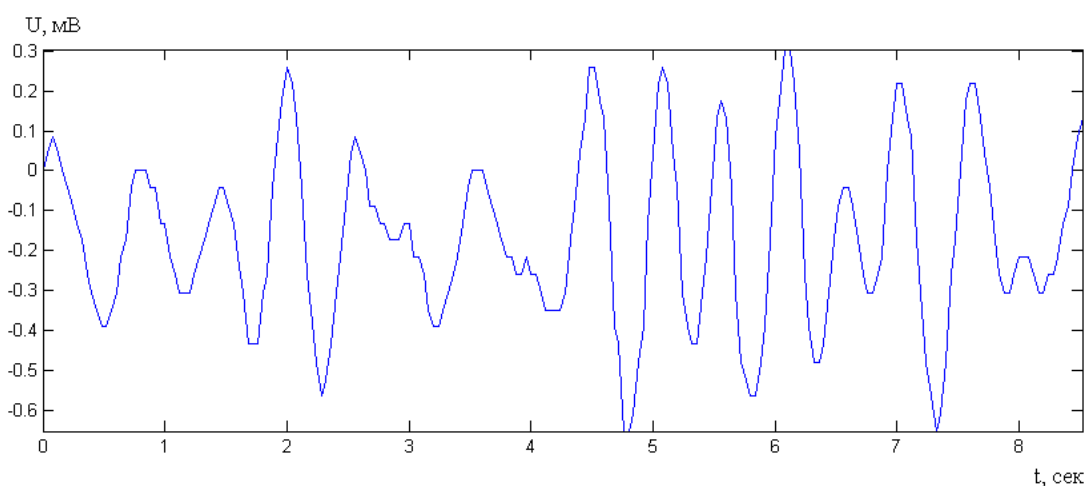


Рис.1.17. Графічна реалізація ритмічного електрогастроентеросигналу

Електрогастроентерографія є повністю неінвазивною та не має ніяких протипоказань і добре є переносимою для усіх хворих.

1.2. Методи обробки ритмічних біомедичних сигналів

1.2.1. Морфологічна обробка.

В існуючих медикодіагностичних системах застосовують кількісні методи обробки ритмічних біомедичних сигналів для їх оцінювання. Найбільшого використання знайшло вимір та обробка амплітудно-часових параметрів емпіричних ритмічних біомедичних сигналів [1,2,3,7,9,12,16,23,24,25,27,28,32,33,39] як детермінованих моделей. В якості інформаційно-діагностичних параметрів біомедичних сигналів беруться точки екстремумів біомедичних сигналів (рис. 1.18-1.20).

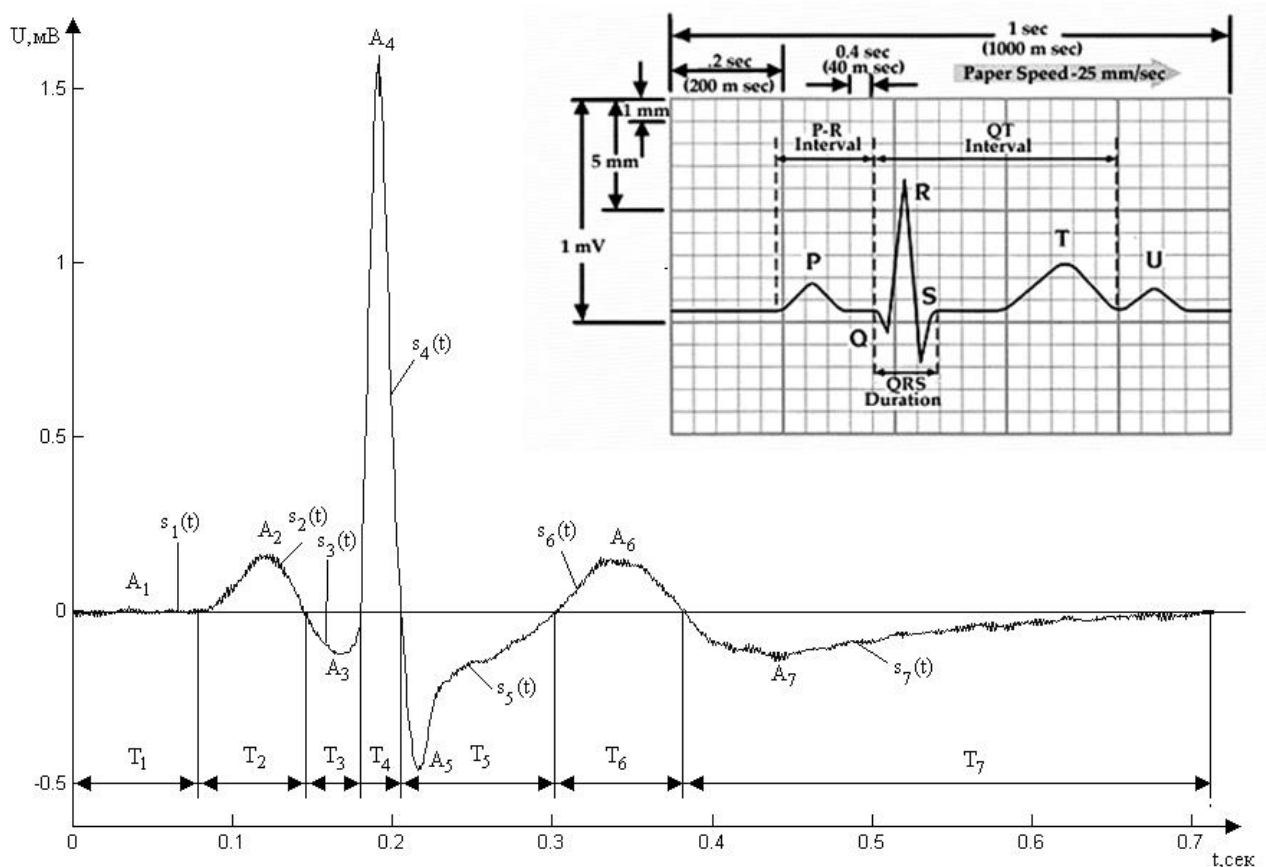


Рис. 1.18. Діагностичні параметри ЕКС

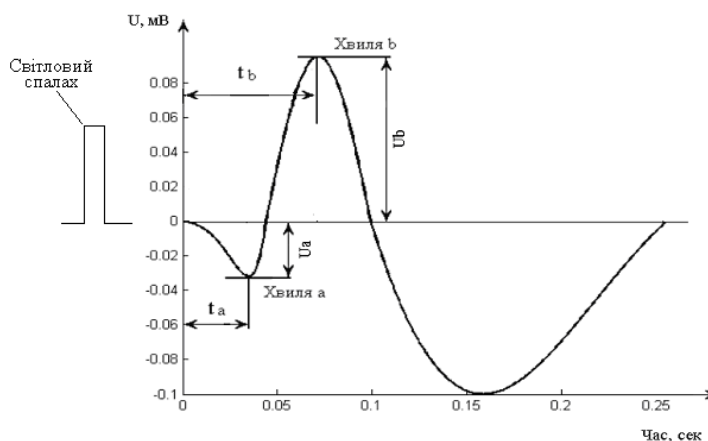


Рис. 1.19. Діагностичні параметри ЕРС

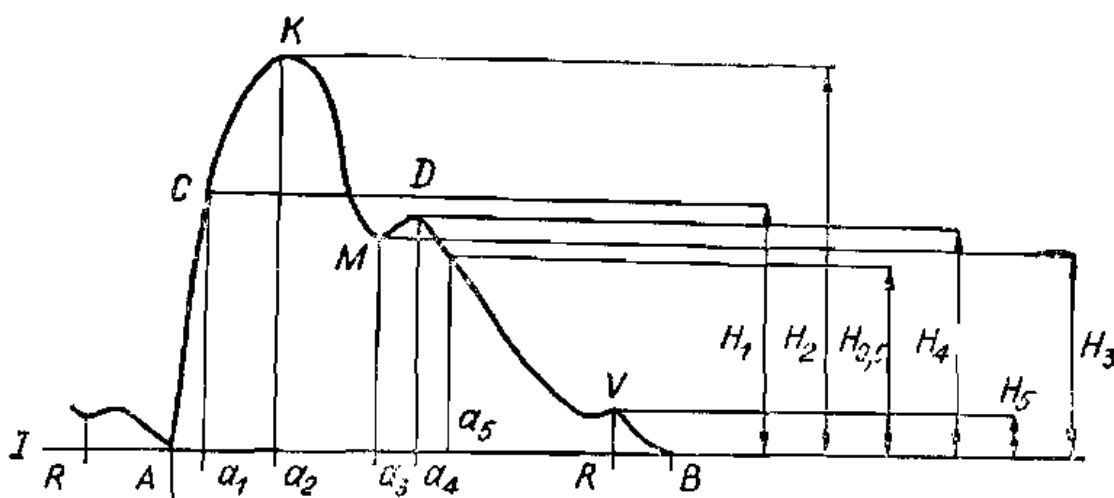


Рис.1.20. Діагностичні параметри ПС

Також інформаційно-діагностичними вважають часові тривалості між 2-ма сусідніми точками тах.

1.2.2. Статистична обробка.

Експериментальні біомедичні сигнали із завадами є функціями стохастичними (стохастична матмодель), тому для їх обробки отримують через експеримент кількісні дані щодо властивостей сигналів та їх завад, що математично описують статистикою при використанні теорії ймовірності і матстатистики. Найпростішим і вкрай важливим для практично використання є такі характеристики, а саме як матсподівання, дисперсія, СКВ.

Матсподівання ритмічних біомедичних сигналів обчислюється через усереднення по ансамблем N складових реалізацій:

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

де $t_k = \Delta t \cdot k$ - час на k -ому відліку; Δt - крок.

Показником відхилення i -ої складової ритмічних біомедичних сигналів від його середнього значення є дисперсія і СКВ, які обчислюються виразами:

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

$$\hat{\sigma}_\Delta(t_k) = \hat{\sigma}_\xi(t_k) / \sqrt{N}. \quad (1.3)$$

Деякі результати обробки ритмічних біомедичних сигналів наведено на рис. 1.21-1.26.

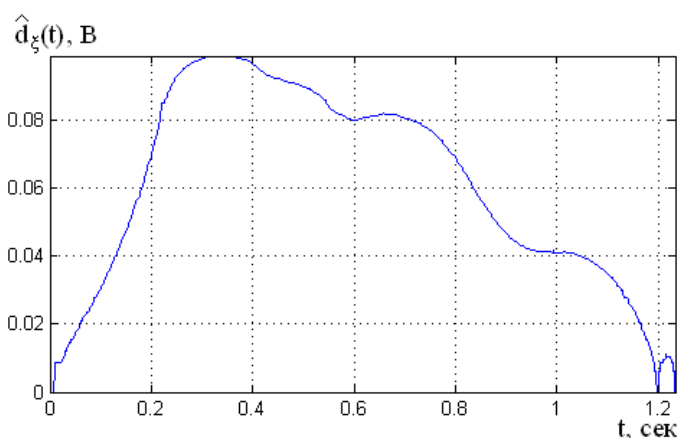


Рис.1.21. Дисперсія реосигналу

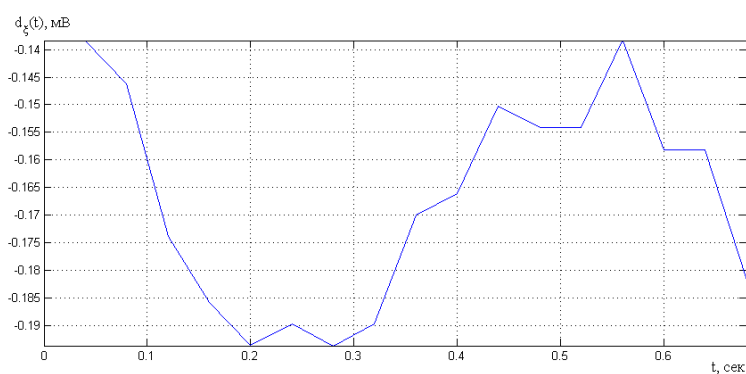


Рис.1.22. Дисперсія електрогастросигналу

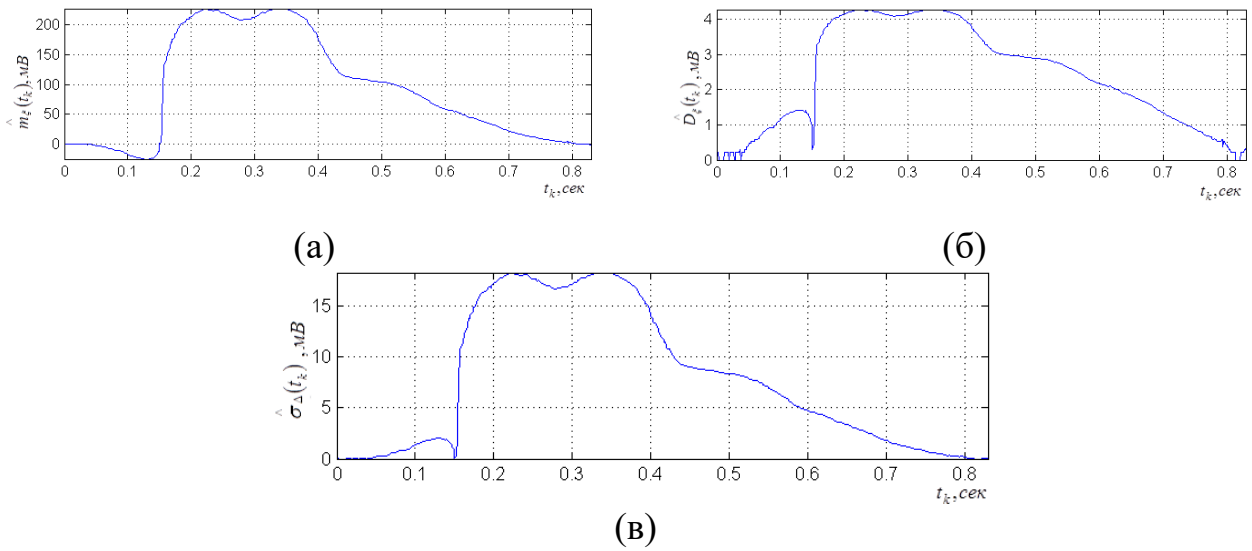


Рис.1.23. Матсподівання (а), дисперсія (б) та СКВ (в) ПС

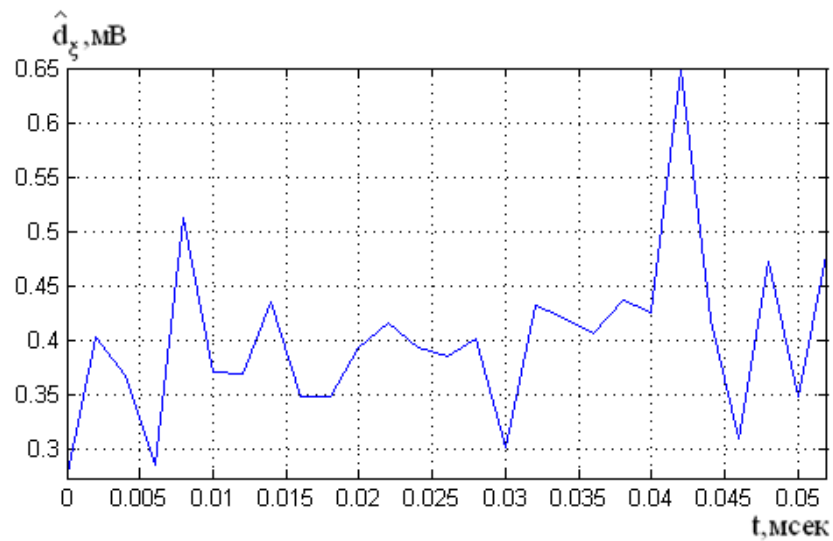


Рис.1.24. Дисперсія електроенцефалосигналу

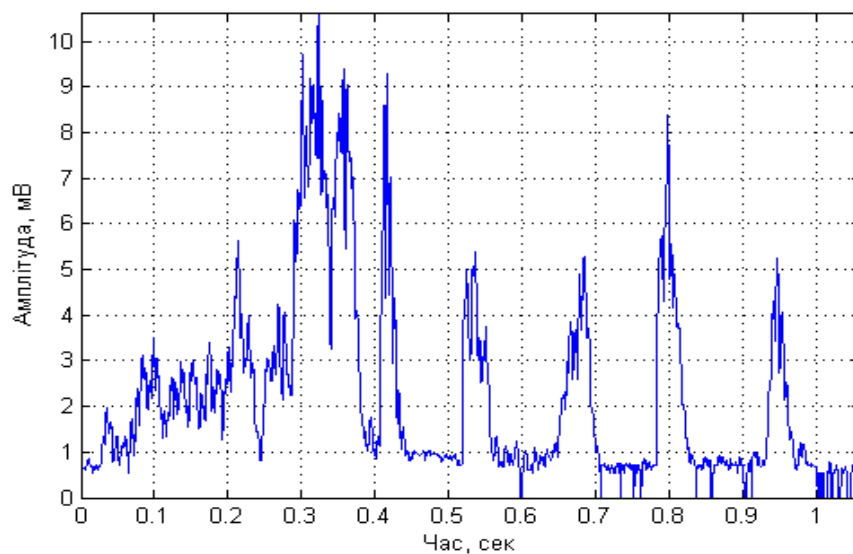
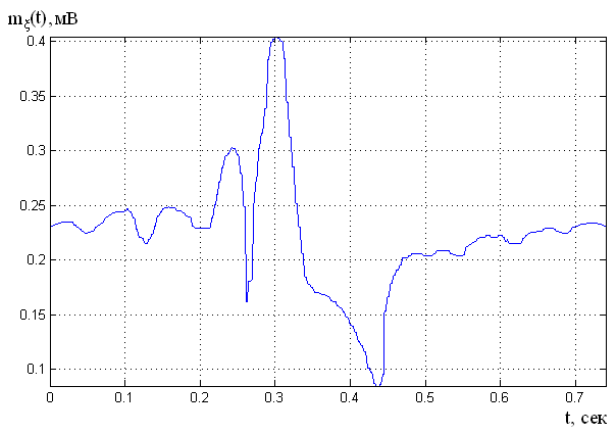
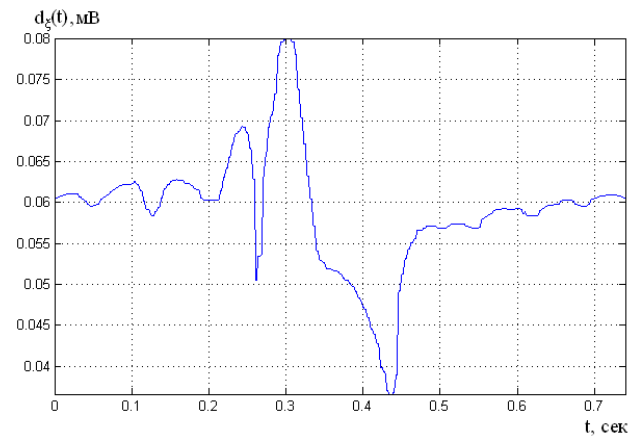


Рис.1.25. Дисперсія фонокардіосигналу



(а)



(б)

Рис.1.26. Матсподівання (а) та дисперсія (б) магнітокардіосигналу

Застосування статистичної обробки ритмічних біомедичних сигналів є найпоширенішим в існуючих автоматизованих медико-діагностичних системах [1,2,7,9,12,24,28,32,38].

1.2.3. Спектральна обробка.

Матмодель ритмічних біомедичних сигналів у виді гармонійного ряду забезпечує застосування спектральної обробки для дослідження параметрів ритмічних біомедичних сигналів.

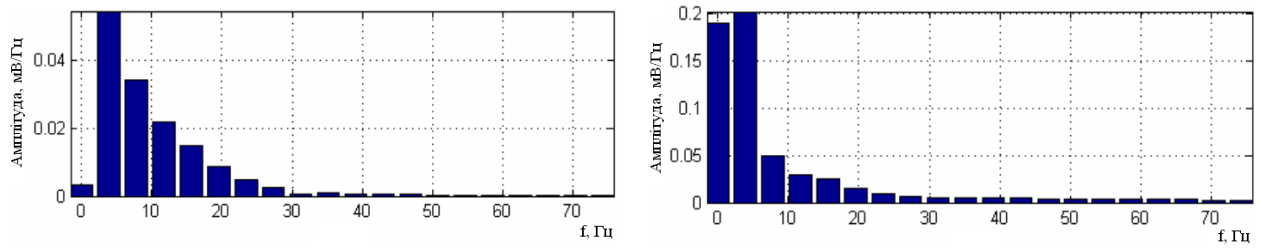
Спектр ритмічного біомедичного сигналу подано через ряди Фур'є у вигляді виразу [2,3,9,24,28,31,39]:

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

де n - номер частоти, k - відлік.

Гармоніки є інтегральними класифікаторами емпіричного ритмічного біомедичного сигналу, і вони є більш стійкими у порівнянні до традиційних в лікарській практиці локальних (хвиль, тривалостей).

Результати спектральної обробки деяких емпіричних ритмічних біомедичних сигналів наведено на рис. 1.27-1.32.



(а) (б)

Рис. 1.27. Амплітудні спектри ЕРС:

(а) – здорова людини; (б) – хвора людина

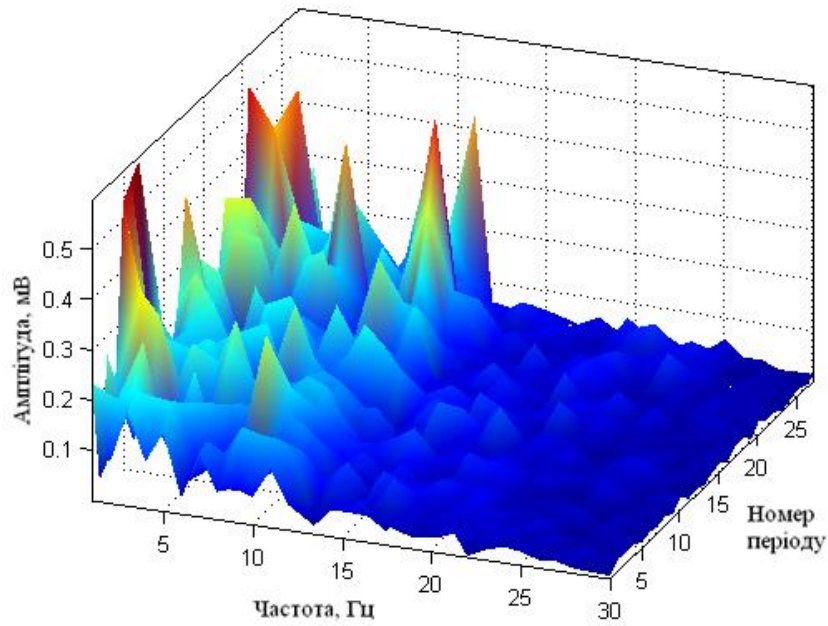
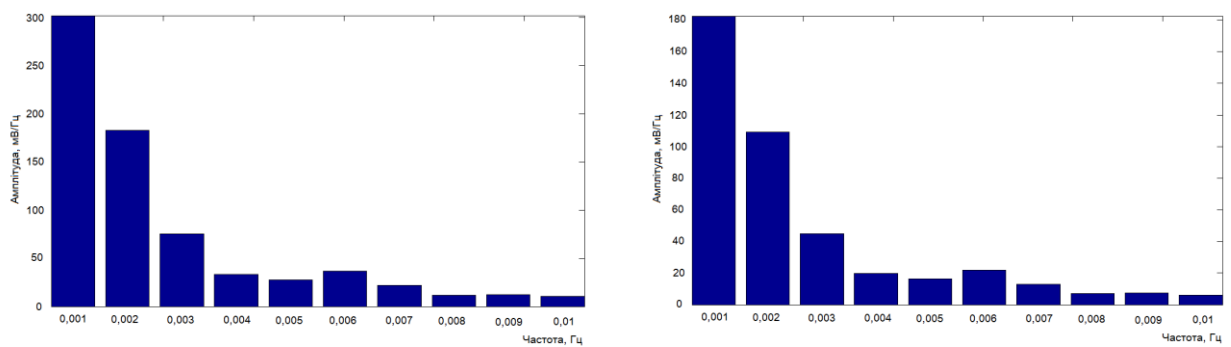


Рис. 1.28. Спектри ЕЕГ для різного періоду



(а) (б)

Рис. 1.29. Амплітудні спектри ПС:

(а) – здорова людини; (б) – хвора людина

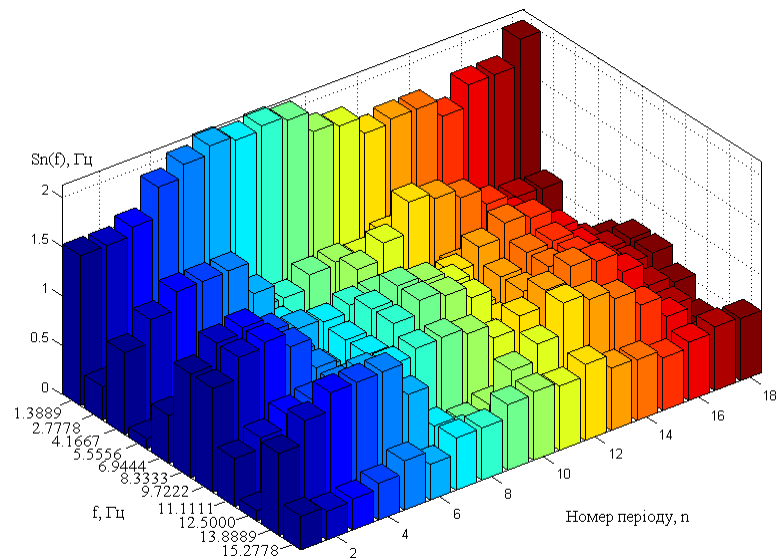


Рис. 1.30. Амплітудні спектри ЕГЕС

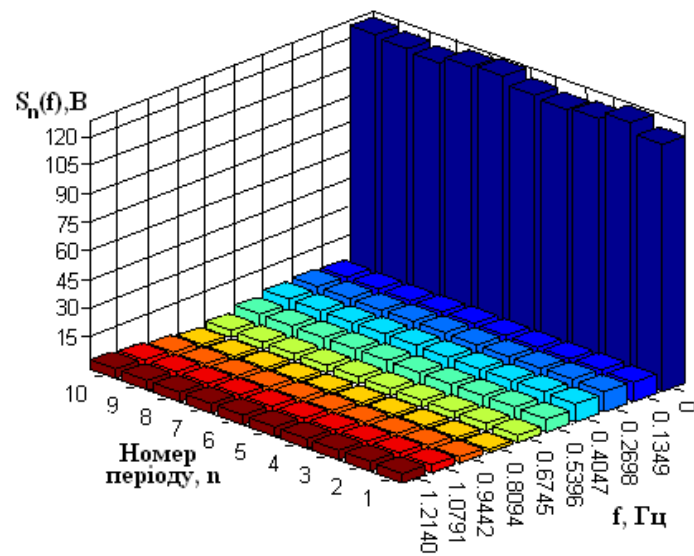


Рис. 1.31. Спектри МКС для різного періоду здорової людини

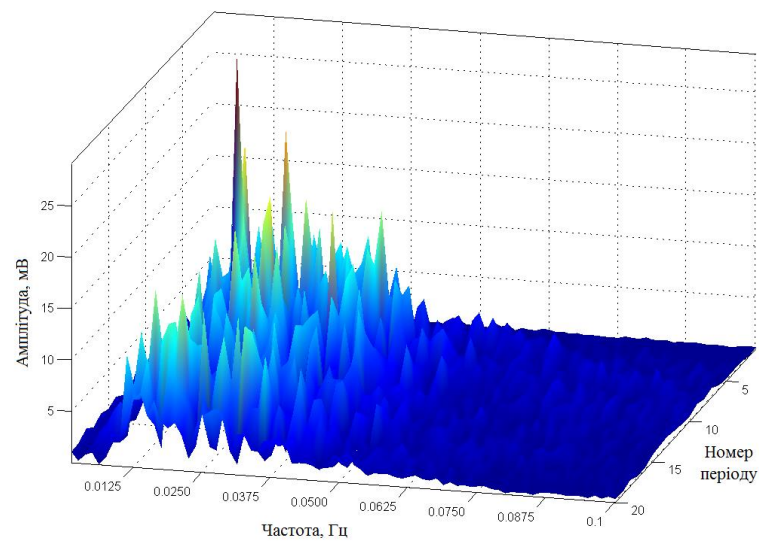


Рис. 1.32. Амплітудні спектри ЕМС здорової людини

Спектри ритмічних біомедичних сигналів описують їх гармонічну структуру.

1.3. Висновки до розділу 1

Проаналізовано ритмічні біомедичні сигнали серцевої системи, мозку, м'язів, органів зору, органів дихання та органів травлення людини, їх цінність та способи їх отримання.

Виділено загальні принципи обробки ритмічних біомедичних сигналів, зокрема морфологічний, статистичний та спектральний методи. Аналізом встановлено, що всі методи обробки ритмічних біомедичних сигналів у відомих системах медичного діагностування базуються на матмоделі у вигляді стаціонарного ВП. Така модель є не коректною, тому що більшість ритмічних біомедичних сигналів (електрокардіосигнал, електроретиносигнал, пульсовий сигнал, електроенцефалосигнал, магнітокардіосигнал, електроміосигнал та інші) характеризується ритмічністю та випадковістю, що вказує про наявність періодичної нестационарності ВП. Тому розроблення матмоделі та методів обробки ритмічних біомедичних сигналів, які забезпечують врахування ритмічності та нестационарності є актуальним завданням.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ РИТМІЧНИХ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

2.1. Характеристики ритмічних біомедичних сигналів

Комп'ютерний програмний засіб в автоматизованих медичних комп'ютерних діагностичних системах (АМКДС) реалізовано на методах обробки ритмічних біомедичних сигналів, які розроблено на підґрунтях матмоделей. Тому процес побудови матмоделі ритмічних біомедичних сигналів є важливим кроком, який визначає усі діагностичні можливості АМКДС.

Адекватність вибору коректного методу обробки ритмічних біомедичних сигналів при урахуваннях структур їх (рис.2.1) у АМКДС, має розпочинатися з вибирання способів дослідження їх структур як детермінованих, так і стохастичних об'єктів.

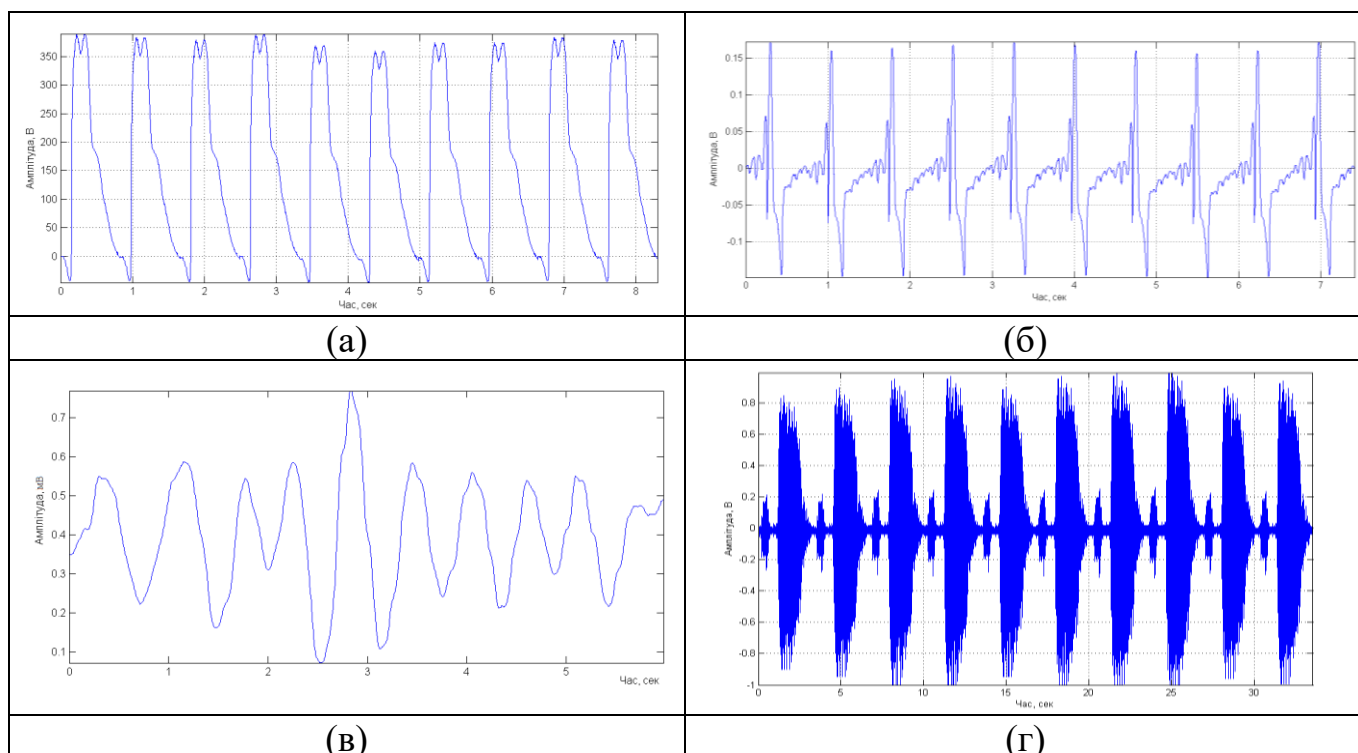


Рис.2.1. Ритмічні біомедичні сигнали:

- а) пульсовий сигнал; б) магнітокардіосигнал;
в) електрогастросигнал; г) шум дихання

При описуванні ритмічних біомедичних сигналів як детермінованих застосовують розклад сигналів у ряди Фур'є, які є основою спектральної обробки, на базі виразу:

$$f(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} c_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in [0, T), \quad (2.1)$$

де c_k - коефіцієнти:

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, k \in \mathbf{Z}. \quad (2.2)$$

В основі спектральної обробки є розкладання ритмічних біомедичних сигналів на періодичні компоненти/коливання.

Коефіцієнти $c_k = |c_k| e^{i \arg c_k}$ забезпечують отримання амплітуд $|c_k|$ та фаз $\arg c_k$ цих компонент. Періодом ритмічних біомедичних сигналів є характеристика детермінованої матмоделі, а саме період коливання (2.1).

Амплітудні спектри ритмічних біомедичних сигналів дають дослідити їх стійкість щодо зсуву характеристик в часі.

Графічні реалізації амплітудних спектрів ритмічних біомедичних сигналів зображено на рис. 2.2-2.3.

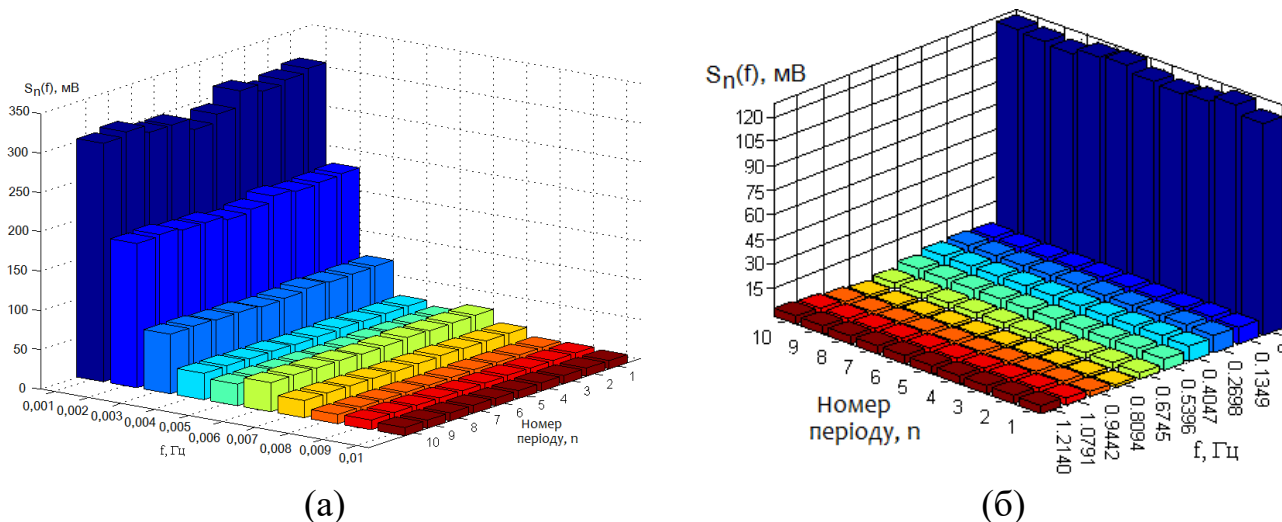


Рис. 2.2. Амплітудні спектри ритмічних біомедичних сигналів:

а) пульсовий сигнал; б) магнітокардіосигнал

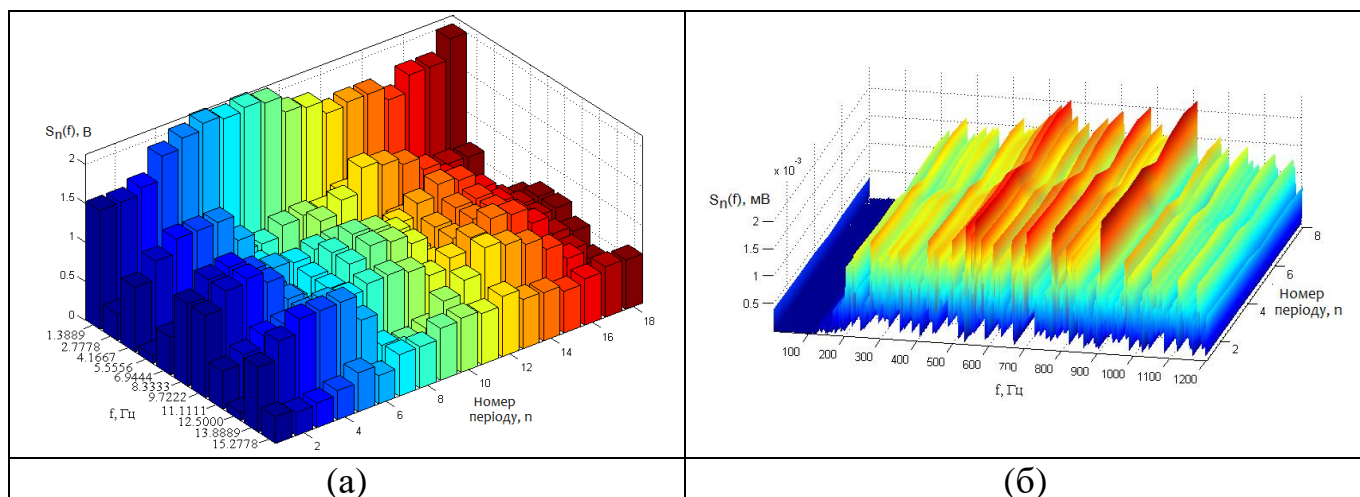


Рис. 2.3. Амплітудні спектри ритмічних біомедичних сигналів:

а) електрогастроентеросигнал; б) шум дихання

На підставі розгляду спектрів різного повтору ритмічних біомедичних сигналів (рис.2.2-2.3) зафіксовано факт їх варіативності, який вказує на присутність стохастичної компоненти. Такий факт констатує необхідність стохастичного матапарату для опису матмоделі ритмічних біомедичних сигналів.

Ритмічні біомедичні сигнали як стохастичні описуються двома моментами: матсподіванням і функцією кореляцією.

Трактуючи ритмічні біомедичні сигнали як стаціонарні відзначено на рис.2.4-2.5 факт того, що функції автокореляції є ритмічно-зникаючою в часовому просторі t при відповідному часовому зсуві u .

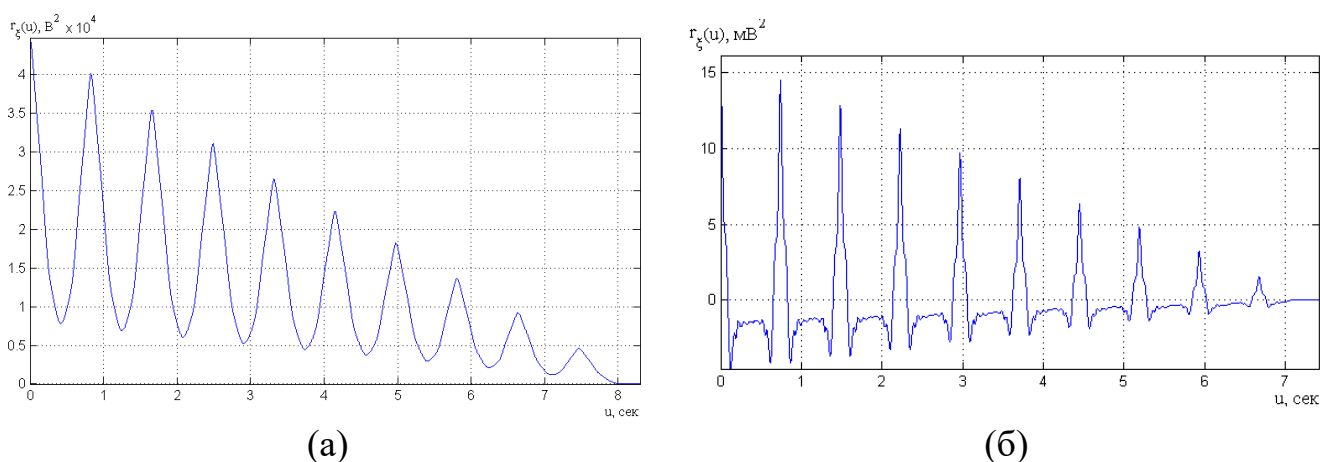


Рис.2.4. Автокореляція ритмічних біомедичних сигналів:

а) пульсовий сигнал; б) магнітокардіосигнал

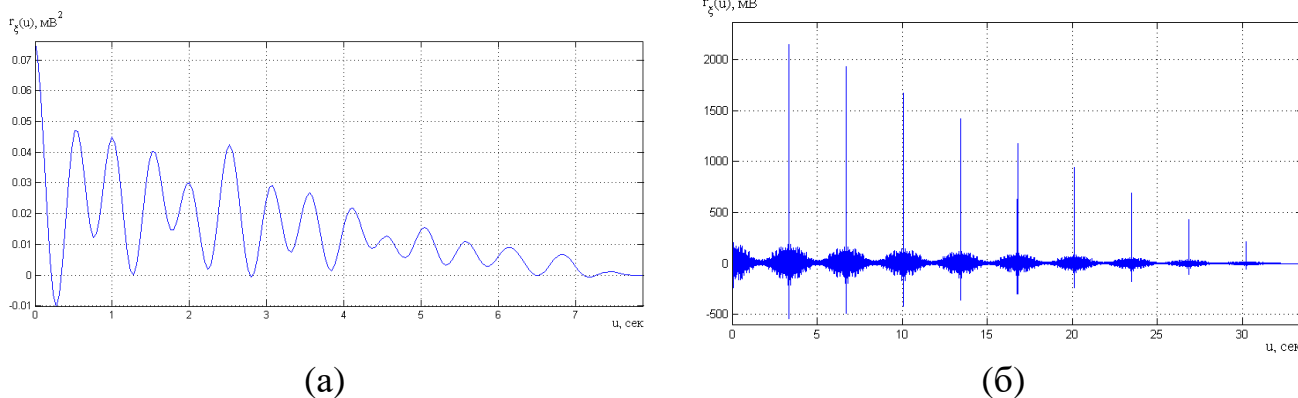


Рис.2.5. Автокореляція ритмічних біомедичних сигналів:
а) електрогастросигнал; б) шум дихання

Отримані результати переднього аналізу характеристик ритмічних біомедичних сигналів вказують те, адекватний математичний апарат при описі матмоделі має характеризувати стохастичність, ритмічність (спричинена функціонуванням серця, органів травлення, дихання та інших) та володіти математичним апаратом дослідження цих характеристик, що забезпечить дослідження виявлення моментів прояву варіацій у функціонуванні організму людини.

Отже, загальним математичним апаратом для ритмічних біомедичних сигналів як стохастико-ритмічних, які породжуються як результат повтору циклів як ознаки ритмічності у виді певної послідовності фаз розвію досліджуваних ритмічних біомедичних сигналів, є нестационарно-гармонізований СП зі здатностями розкладу на прості гармонічні складові. Ці складові мають бути корельованими так, щоб корельованість могла забезпечити повтор характеристик.

При пошуку різних напрямків вибору математичного апарату ритмічних біомедичних сигналів, що виникає в процесі обробки із застосуванням АМКДС, наведено віднайденні вимоги до математичного апарату, тобто моделі:

- стохастичність та ритмічність, тобто опис ритміки біомедичних сигналів;
- взаємна залежність між повторами сигналу як ритмічного;
- наявність апарату дослідження наведених вимог.

2.2. Математичний образ моделі ритмічних біомедичних сигналів

ЕТСС має в своєму арсеналі потужний математичний апарат для опису та обробки ритмічних біомедичних сигналів. В рамках ЕТСС ритмічні біомедичні сигнали розглядаються як нестационарні стохастичні процеси із потужністю класу π^T [13]. Такі процеси з ЕТСС забезпечують адекватність описування математичного апарату ритмічних біомедичних сигналів, вказує їх корельованість часову або повторність їх характеристик через компоненти, які стаціонарними [13]. В ЕТСС ці процеси класів π^T трактовані як модель виду ПКВП, яка поєднує ритмічність з стохастичністю.

ПКВП є це моделлю стохастичного коливання як ритмічного біомедичного сигналу з його періодичністю змінних ймовірнісних характеристик [13].

ПКВП є властивою те, що його математичне сподівання та коваріації відповідають умовами [13]: факт існування такого заданого $T > 0$, яке є часовим періодом корельованості, при якому

$$m(t + T) = m(t), r(t + T, s + T) = r(t, s), \forall t, s \in R \quad (2.3)$$

де $m(t)$ - математичне сподівання, а $r(t, s)$ - функція кореляції або параметрична коваріація ($b(t, u) = r(t + u, t)$).

З виразу випливає, що математичне сподівання і коваріація є періодичними (повторними) з часовим періодом T :

$$m(t + T) = m(t), b(t + T, s + T) = b(t, s), \forall t, s \in R. \quad (2.4)$$

Умови (2.3) в процесі обчислення середніх статистик зводять усереднення по часу до усереднення на інтервалі T тому вважається такий процес як усереднення на інтервалі $[0, T)$, тобто можна вважати, що середні характеристики процесів такого обраного виду описуються виразами:

$$m = M_t \{m(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) dt, \quad (2.5)$$

$$B(u) \stackrel{\Delta}{=} M_t \{r(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) dt, \quad (2.6)$$

де M_t - усереднення в усьому часовому просторі, T - значення періоду ПКВП.

Характеристики (2.5-2.6) ритмічних біомедичних процесів як скінчених із потужністю середньою розкладаються в ряди Фур'є:

$$m(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t}, \quad (2.7)$$

$$b(t, u) = \sum_{l \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.8)$$

де $\Lambda \stackrel{\Delta}{=} \frac{2\pi}{T}$ - крок частотний.

Значення середньої потужності ритмічних біомедичних процесів обчислюється через усереднення на інтервалі періоду $[0, T]$:

$$P^T_{\xi} = \frac{1}{T} \int_0^T E|\xi(t)|^2 dt = \frac{1}{T} \int_0^T r(t, t) dt < \infty, \quad (2.9)$$

При обчисленні кореляційних компонент ритмічних біомедичних процесів використано вираз:

$$B_k(u) \stackrel{\Delta}{=} \frac{1}{T} \int_0^T r(t+u, t) e^{-ik\Lambda t} dt, \quad (2.10)$$

Коваріація ритмічних біомедичних сигналів має вигляд:

$$r(t, s) = \iint_{R^2} e^{i(d\lambda, d\mu)} F(d\lambda, d\mu), \quad (2.11)$$

де $F(d\lambda, d\mu)$ - біміра спектральна.

Встановленні властивості коваріації ПКВП дають підставу вивести вираз самого процесу через його стаціонарні складові, тобто встановити структуру цього класу процесів [13].

При врахуванні вище наведених властивостей при належності ритмічних біомедичних сигналів до класу π^T вираз їх матапарату має вигляд [13, 46, 48]:

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \xi_k(t) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.12)$$

де $\xi_k(t)$ - стохастична компонента, яка подана через стаціонарні компоненти, $e^{ik\Lambda t}$, $\Lambda = 2\pi/T$ – ритмічна компонента із часовим періодом T .

Такий матапарат ритмічних біомедичних сигналів [46, 48] забезпечує розробку ефективних методів їх із застосуванням синфазного або компонентного способів з метою одержання діагностично-інформативних ознак індикаторів стану системи людини.

2.3. Методи та алгоритми обробки ритмічних біомедичних сигналів

2.3.1. Синфазна обробка ритмічних біомедичних сигналів та її алгоритмічна реалізація.

При синфазній обробці відліки значень ритмічних біомедичних сигналів через інтервал періоду T з різною фазою $t_0 \in [0, T)$ творять послідовність $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$ з властивостями стаціонарності та ергодичності

Співставленні за фазою відліки ритмічних біомедичних сигналів мають ідентичну характеристику ймовірнісну 2-го порядку та ідентичну статистику.

При умові \hbar -ергодичності ритмічних біомедичних сигналів $\xi(t_0)$ характеристиками є відповідні статистики:

$$m_{\xi}(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad t_0 \in [0, T), \quad (2.13)$$

$$b_{\xi}(t_0, u) = \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi^0(t_0 + u + kT) \overline{\xi^0(t_0 + kT)}, \quad (2.14)$$

де $\xi^0(t_0)$ – центрований ритмічний біомедичний сигнал, $\xi^0(t_0) = \xi(t_0) - m_{\xi}(t_0)$.

Із урахуванням дискретності та часової обмеженості ритмічних біомедичних сигналів вирази (2.13-2.14) описуються виразами:

$$\hat{m}_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT), \quad t \in [0, T) \quad (2.15)$$

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi^0(t + u + kT) \xi^0(t + kT). \quad (2.16)$$

Коваріація $b_{\xi}(t, u)$ ритмічних біомедичних сигналів із відомим матсподіванні має вигляд:

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \xi(t + u + kT) - m_{\xi}(t) m_{\xi}(t + u). \quad (2.17)$$

Коваріація $b_{\xi}(t, u)$ ритмічних біомедичних сигналів із не відомим матсподіванні має вигляд:

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t + kT) - \hat{m}_{\xi}(t + kT)] [\xi(t + u + kT) - \hat{m}_{\xi}(t + u + kT)], \quad (2.18)$$

$$\hat{b}_{\xi}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \xi(t + u + kT) - \hat{m}_{\xi}(t) \hat{m}_{\xi}(t + u), \quad (2.19)$$

Процес отримання коваріації $\hat{b}_\xi(t, u)$ зводить до знаходження кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, як індикаторів часової варіативності. Кореляційні компоненти ритмічних біомедичних сигналів здійснюється з врахуванням коваріації $\hat{b}_\xi(t, u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.20)$$

Наведені вирази забезпечують процес аналізу властивостей (матсподівання, коваріація, кореляційні компоненти) ритмічних біомедичних сигналів як ПКВП.

Синфазна обробка базується на операціях центрування, формування стаціонарних компонент, обчислення кореляції від стаціонарних компонент та Фур'є перетворення.

При врахуванні операцій синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів розроблено його структурну послідовність щодо реалізації його, яку наведено на рис.2.6.

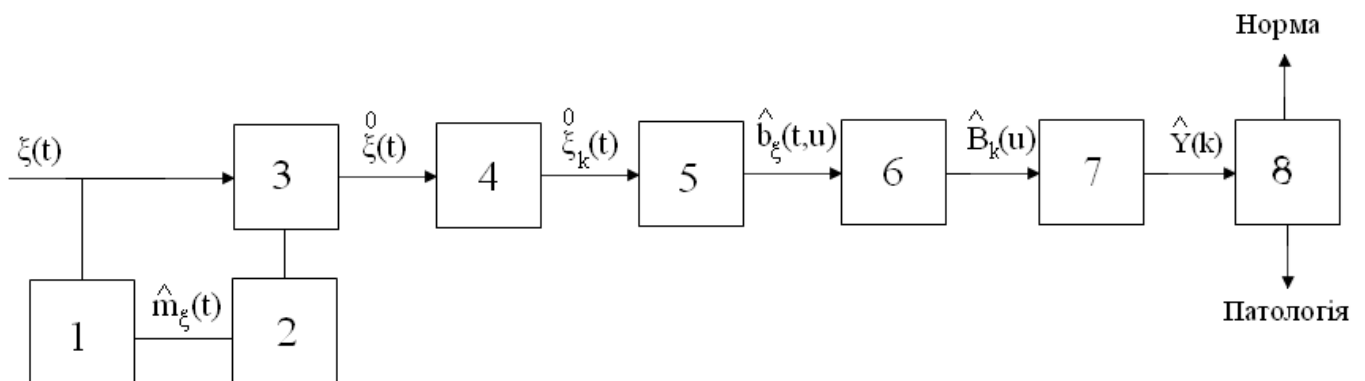


Рис. 2.6. Структурна послідовність синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів

На рис.2.6 відмічено:

- 1 – обчислення матсподівання $m_\xi(t)$;
- 2 – утворення ритмічної послідовності $[m_\xi(t) \ m_\xi(t) \ m_\xi(t) \ \dots \ m_\xi(t)]$;
- 3 – процедура центрування $\xi^0(t)$;
- 4 – формування стаціонарних компонент $\xi_k^0(t)$;

5 – обчислення кореляції $\hat{b}_\xi(t, u)$;

6 – перетворення Фур'є для отримання кореляційних компонент $B_k(u)$;

7 – формування діагностичної інформації $Y(k)$;

8 – рішення діагностичне.

Розроблена структура послідовності синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів (рис.2.6) забезпечує розробку програмного засобу для АМКСД з ціллю отримання діагностичної інформації.

З врахуванням структури (рис.2.6) розроблено алгоритм синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів, який наведено на рис.2.7.

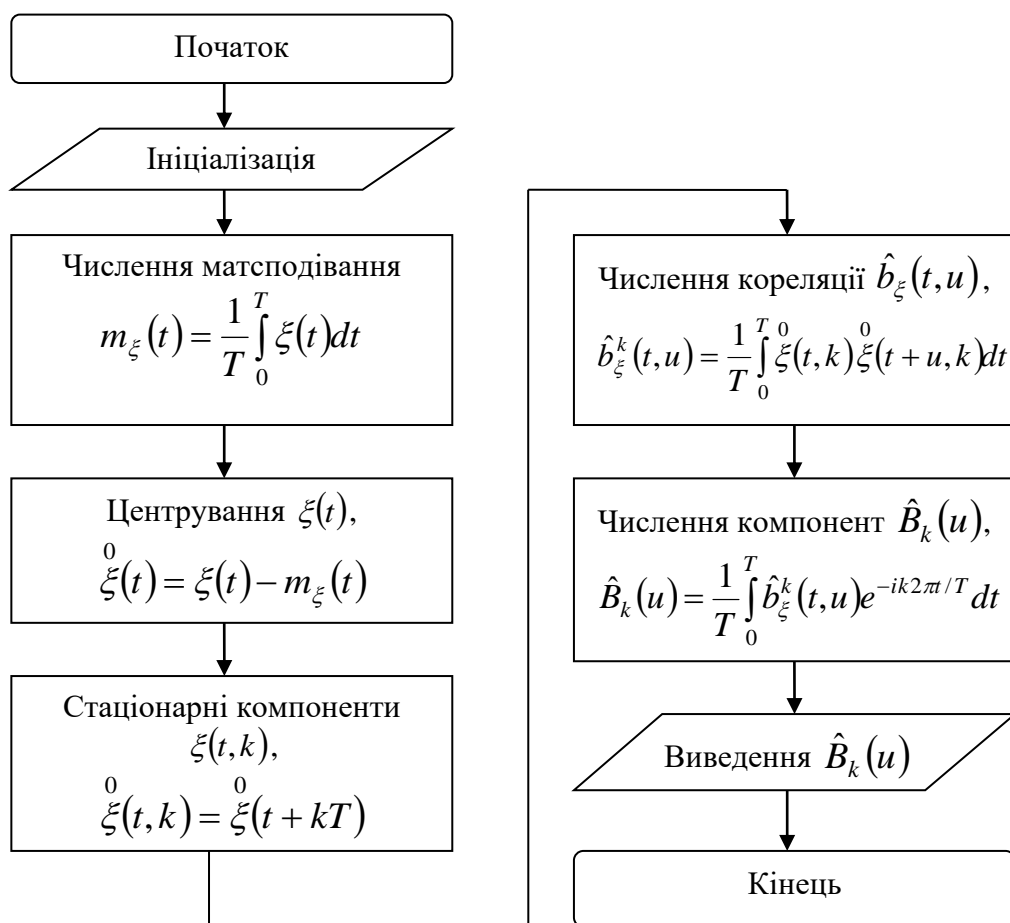


Рис. 2.7. Алгоритм синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів

2.3.2. Компонентна обробка ритмічних біомедичних сигналів та її алгоритмічна реалізація.

При компонентній обробці припущено, що характеристики ритмічних біомедичних сигналів є часовими функція періодичного виду і їх представлено шляхом розкладання в ряди Фур'є [13]:

$$\hat{m}_\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \hat{m}_k \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.21)$$

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

Коефіцієнти у виразах (2.21-2.22) \hat{m}_k та $\hat{B}_k(u)$ компонентами та знаходяться з виразів:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{m}_\xi(t) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.23)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.24)$$

При обчисленні кореляційних компонент використовується вираз:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T [\xi(t)\xi(t+u) - m_\xi(t)m_\xi(t+u)] \exp\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.25)$$

При апріорному матсподіванні ритмічних біомедичних сигналів кореляційні компоненти незміщеними та значення функції кореляції.

При врахуванні дискретності вираз обчислення кореляційних компонент має вигляд:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T^2} \sum_{n=0}^{N_T-1} \left(\sum_{n=0}^{N_T-1} \xi(n\Delta t + u + kN_T) \xi(n\Delta t + kN_T) \right) e^{-ik \frac{2\pi}{N_T} n}. \quad (2.26)$$

У виразі 2.26 виділено операції:

- 1) Обчислення періоду N_T послідовності ритмічних біомедичних сигналів $\xi(n\Delta t)$;
- 2) Обчислення мат сподівання $m_\xi(n\Delta t)$;
- 3) Процедура центрування $\xi(n\Delta t) \rightarrow \xi^0(n\Delta t)$;
- 4) Обчислення коваріації $\hat{b}(n\Delta t, u\Delta t)$ для компонент $\xi_k(t)$
- 5) Обчислення кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$ ритмічних біомедичних сигналів.

На рис. 2.8. реалізовано усі перераховані операції через алгоритм, який відображає послідовність компонентної обробки.

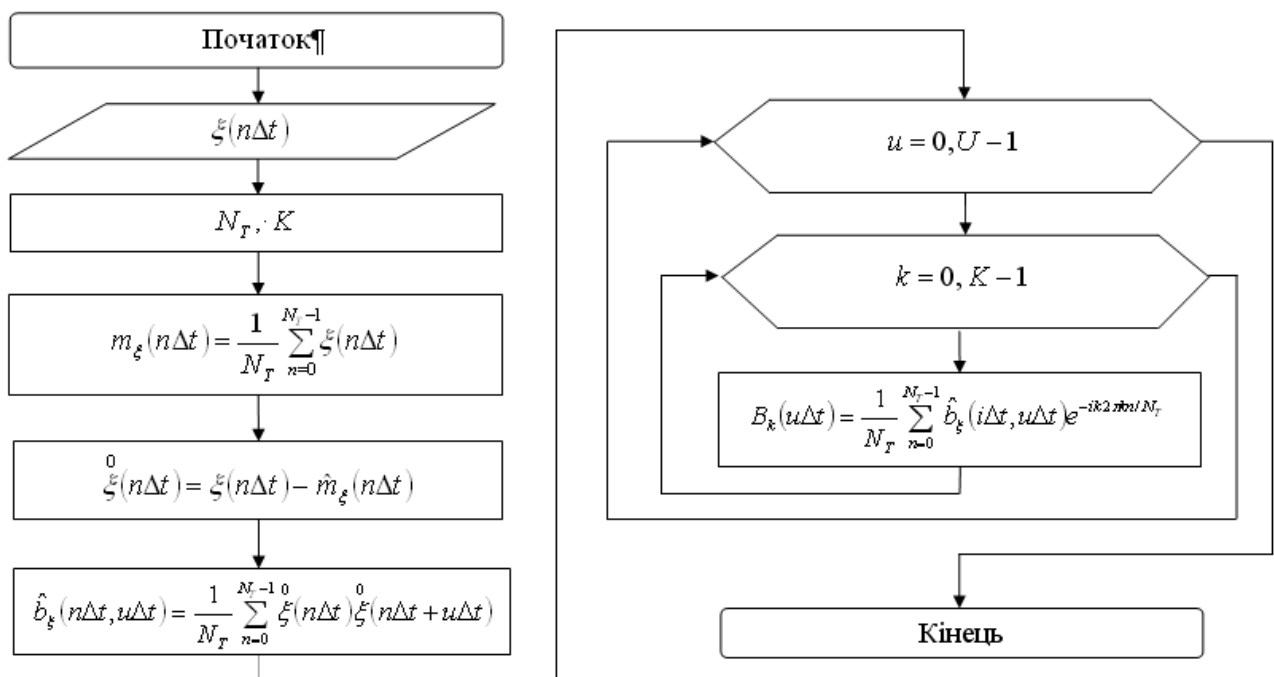


Рис. 2.8. Алгоритм компонентної обробки ритмічних біомедичних сигналів

В алгоритмі (рис.2.8) змінна K відображає кількісно число кореляційних компонент, U - максимальну дискретну довжину зсуву, N_T - дискретну довжину

часового періоду ритмічних біомедичних сигналів, Δt - крок ч\відбору часових відліків.

2.4 Випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів

2.4.1. Метод випробування методів.

Метод випробування актуально застосовувати при моделюванні складних блок-схем обробки, зокрема синфазної та компонентної, в яких не змога або не варто одержати моделі аналітики, які відображають біопроцеси організму [20].

Такий метод варто використати, коли емпіричні випробування методів та їх блок-схем є дорогавартісними або їх проведення не є можливим.

Ідея такого методу базується на заміщені експериментів з реальними медичним системами, експериментами математичного аналогу та шляхом імітування роботи блок-схем системи, тобто застосування імітаційного моделювання [21,35].

Процес випробування здійснюється шляхом оцінювання деякої біосистеми А (рис. 2.9), яка має n входів x та єдиний вихід Y .

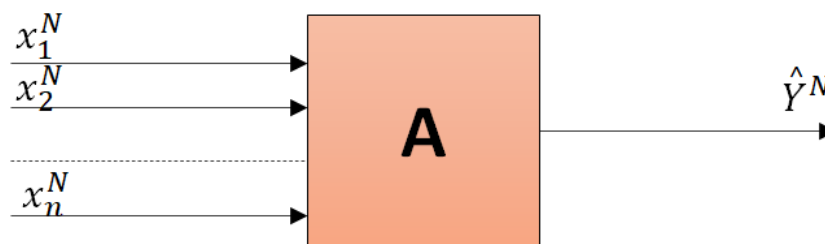


Рис.2.9. Процес випробування обробки ритмічних біомедичних сигналів системи

Вхід $X=\{x_1 \dots x_n\}$ є масивом наперед відомих даних з заданими законами зміни, параметрів амплітуд, часів, фаз, частот, які є притаманні ритмічним біомедичних сигналам. Відомо, що якась математична залежність між входом x та виходом Y з невідомими вище переліченими параметрами.

При реалізації матапарату як аналогу системи обробки необхідно реалізувати блок-схему самої функціонування системи з входом $X=\{x_1\dots x_n\}$. Кожній з величин $\{x_1\dots x_n\}$ присвоюється деяке числове значення в на виходу \hat{Y} приймає відповідно певне n -не числове значення:

$$\hat{Y}_N = f(x_1^N, x_2^N, \dots, x_n^N), \quad (2.27)$$

Отже, моделювання має 3 послідовні етапи:

1. Процес розробки і вводу блок-схему імітування в ПК.
2. Процес моделювання величин входу на базі функції і числових параметрів та проведення повторів дослідження.
3. Синфазна та компонентна обробка результатів імітування.

2.4.2. Імітаційне моделювання ритмічних біомедичних сигналів для випробування методів обробки.

Морфологічно ритмічні біомедичні сигнали характеризується 4-ма основними параметрами, зокрема амплітудою, часом, фазою та частотою. Усі зазначенні параметри як математичний аналог ритмічних біомедичних сигналів для випробування забезпечує врахування синусоїдальна функція виразу:

$$x(t) = A \sin(2\pi f t + \varphi), \quad (2.28)$$

де A і f - амплітуда і частота коливання як аналогу біомедичного сигналу;

t, φ - час та фаза коливання як аналогу біомедичного сигналу.

Колівання виразу (2.28) забезпечує опис ритмічного біомедичного сигналу без зміни своїх параметрів протягом усієї реалізації коливання, тобто на кожному часовому періодові коливання не є зміним, що не відповідає реальним біомедичним сигналам. Цей факт забезпечив реалізацію процедури генерування k -тої кількості синусоїд в інтервалі часового одиничного періоду з різними значеннями фаз та наступним їх продовженням на N -не число часових періодів (рис.2.10).

Згідно рис. 2.10 в інтервалі від T_{k-1} до T_k модельовані синусоїдальні реалізації

локалізуються на осі часу залежно від їх послідовності зон локалізації, а часові зони їм неналежні заповнюються 0 у відповідності з виразом:

$$X(t) = \sum_{k=1, N} \tilde{x}_k(t), \quad t \in \mathbb{R} \quad (2.29)$$

де $x_k(t)$ - продовжений сигнал з певною тривалістю повторів в часі, $\tilde{x}_k(t), t \in \mathbb{R}$:

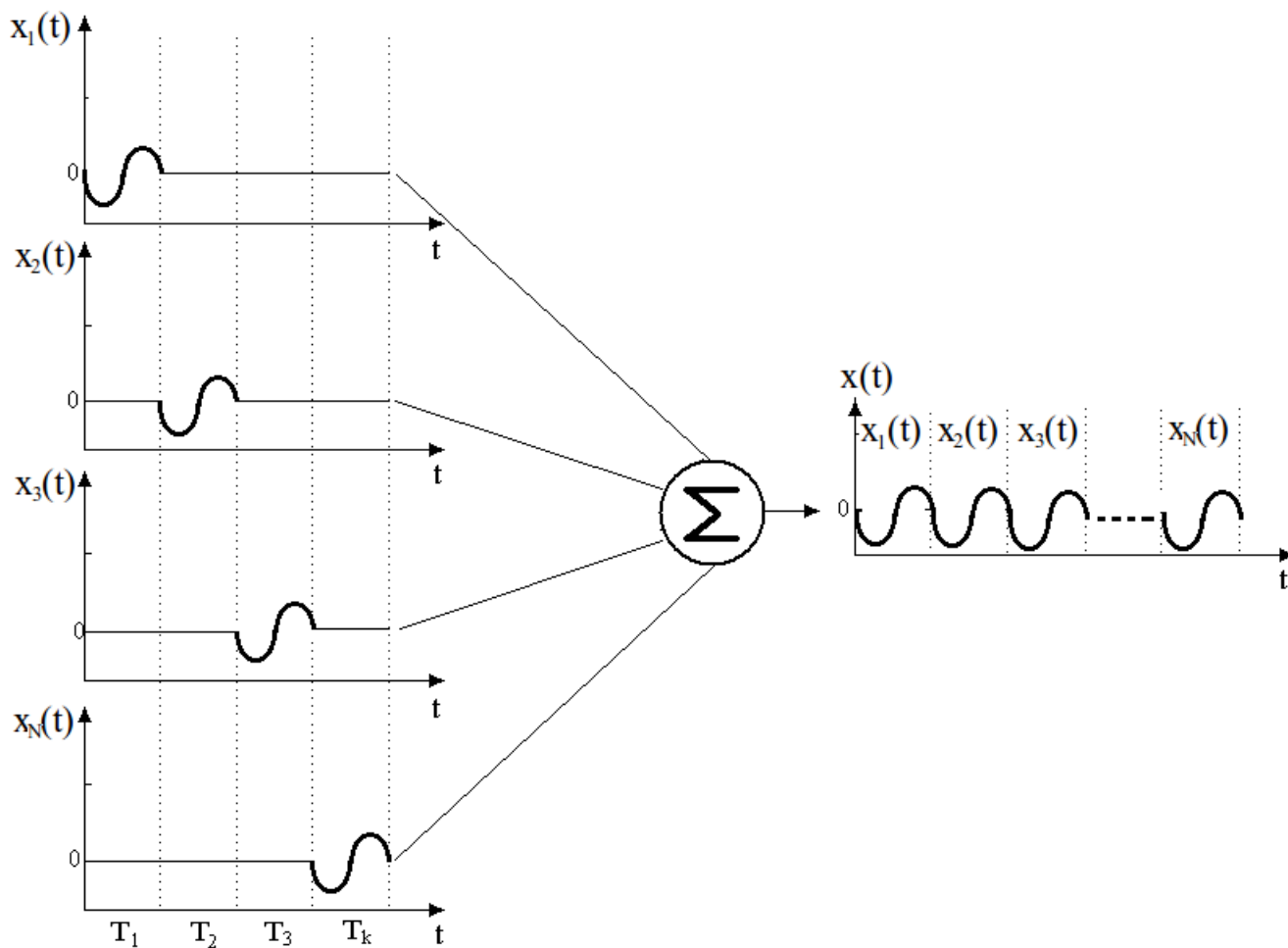


Рис.2.10. Методика формування повторних тестових сигналів

У виразі (2.29) $\tilde{x}_k(t)$ рівне:

$$\tilde{x}_k(t) = \begin{cases} x_k(t), & t \in [T_{k-1}, T_k) \\ 0, & t \notin [T_{k-1}, T_k) \end{cases}, \quad (2.30)$$

де T_k – часова тривалість k -го повтору сигналу, $T_1 \neq T_2 \neq \dots T_k$.

$x_k(t)$ - сигнал в інтервалі k -го повтору T_k , $x_k(t), t \in [0, T_k)$:

$$x_k(t) = A_k \sin\left(\frac{2\pi t}{T_k} + \varphi_k\right) = A_k \sin(2\pi f_k t + \varphi_k), \quad (2.31)$$

f_k – величина частоти k -ої синусоїдального коливання, $f_k = \frac{1}{T_k}$;

φ_k – фаза k -ої синусоїди.

Вирази (2.29-2.31) забезпечують опис імітаційної моделі синусоїди як тестувального ритмічного біомедичного сигналу для випробування методів обробки реальних біомедичних сигналів.

2.4.3. Алгоритм імітаційного моделювання ритмічних біомедичних сигналів.

При врахованні виразів (2.29-2.31) встановлено структурну послідовність процесу імітування тестових сигналів для випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів:

- Ввід числа повторів N ритмічних біомедичних сигналів;
- Ввід параметру фази N -ого числа синусоїд;
- Ввід параметру амплітуди N -ого числа синусоїд;
- Ввід параметру часової тривалості N -ого числа синусоїд;
- Імітування N -ого числа синусоїд в інтервалі повтору T ;
- Процес локалізації N -ої кількості синусоїд послідовно із збереженням відповідних зон локалізації сигналів, тобто процес повторного часового подовження:

[1-ий сигнал; 2-гий сигнал, .., N -сигнал];

- Процес візуалізації отриманих результатів імітування ритмічних біомедичних сигналів.

При врахуванні сформульованої послідовності реалізовано алгоритм імітування тестових ритмічних біомедичних сигналів з повторами, яку відображено на рис.2.11.

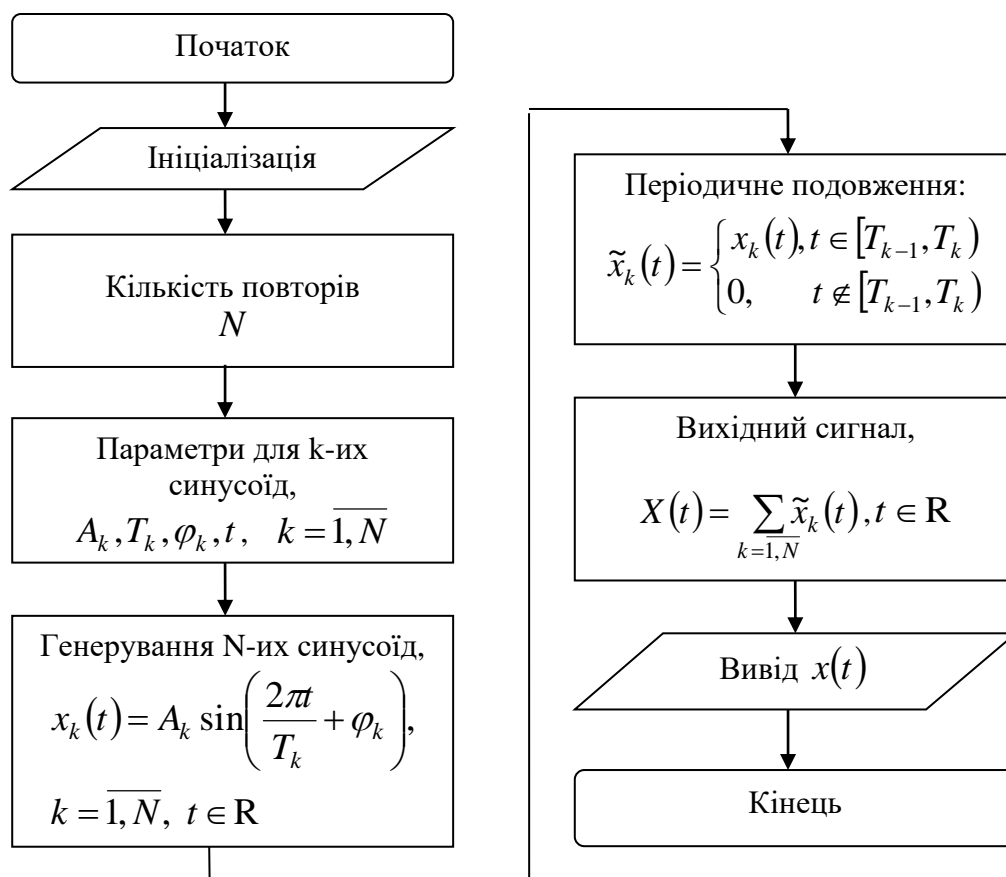


Рис. 2.11. Алгоритм імітування сигналу повторного із змінними параметрами на кожному повторі

Розроблений алгоритм (рис.2.11) забезпечує процес генерації тестових сигналів як аналогу математичного ритмічних біомедичних сигналів з різноманітними параметрами на вході для організації процедури випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів.

2.4.4. Алгоритм випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів.

Врахування результатів підпунктів 2.5.1.-2.5.3 розроблено алгоритм випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів, який наведено на рис.2.12.

Конструктивно алгоритм має наступну послідовність дій:

- Імітування N -числа синусоїд з різними параметрами фаз;
- Синфазна та компонентна обробка зімітованих синусоїд;
- Аналіз одержаних результатів синфазної та компонентної обробок.

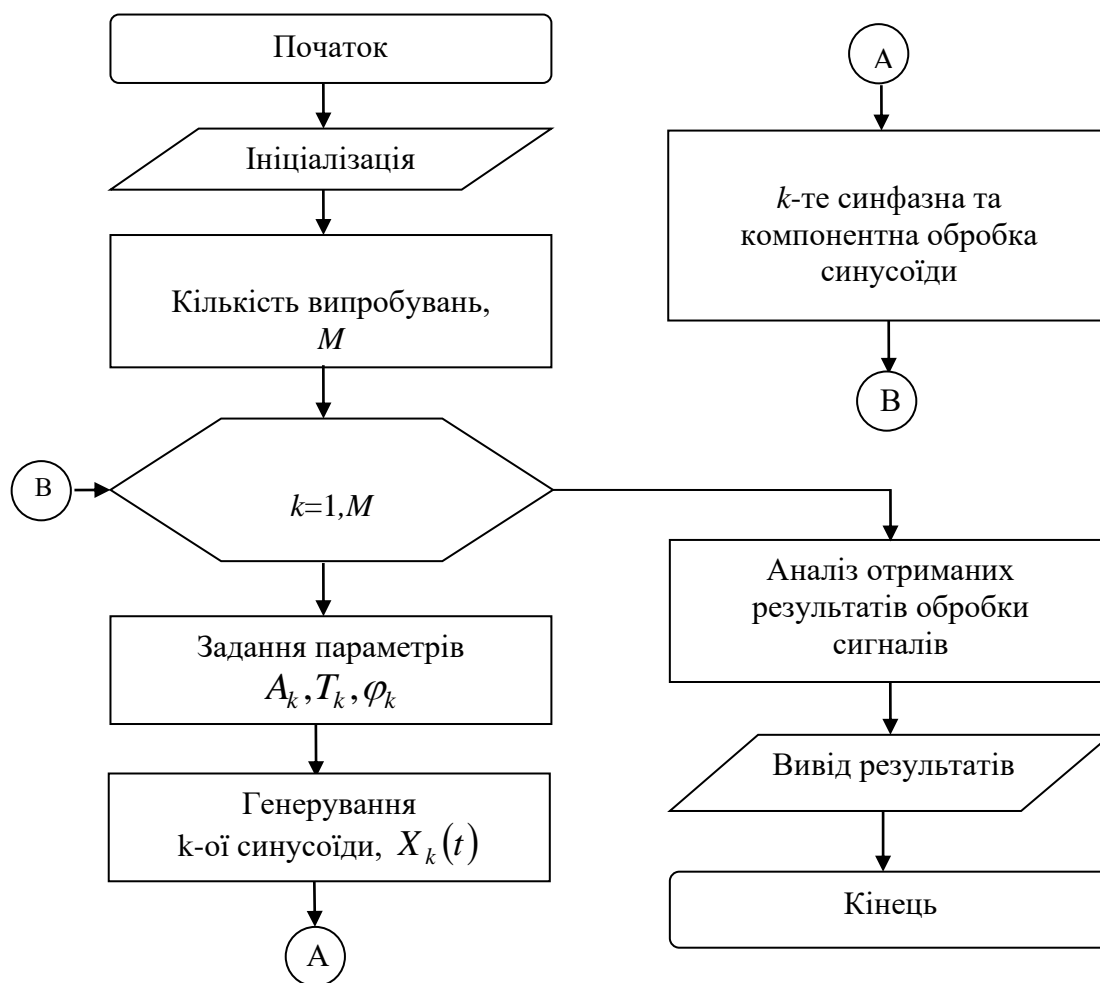


Рис.2.12. Алгоритм випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів

Використання розробленого алгоритму випробування (рис.3.9) забезпечує випробування методів на стійкість, надійність ритмічних біомедичних сигналів при змінах вхідних параметрів.

2.5. Висновки до розділу 2

Аналіз характеристик ритмічних біомедичних сигналів та властивостей ПКВП забезпечив констатування факту того, що математичний апарат такого виду

забезпечує опис таких сигналів (враховує ритмічність та стохастичність) та змогу розроблення ефективного алгоритмічного забезпечення їх синфазної та компонентної обробки для одержання діагностично-інформативних ознак як показів своєчасних варіацій в організмі людини.

Оскільки характер зміни вихідних ритмічних біомедичних сигналів є невідомим, які формуються шляхом синфазної та компонентної обробок, при оцінюванні різного роду вхідних сигналів, тому розроблено спосіб та алгоритм випробування методів обробки біомедичних сигналів на стійкість та надійність із застосуванням імітаційного моделювання подовжених синусоїдальних сигналів як тестових із апіорними різними вхідними параметрами.

РОЗДІЛ 3
НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Алгоритми програм обробки ритмічних біомедичних сигналів

3.1.1. Синфазна обробка.

На базі алгоритму синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів розроблено алгоритмічне забезпечення програми обробки (рис. 4.1).

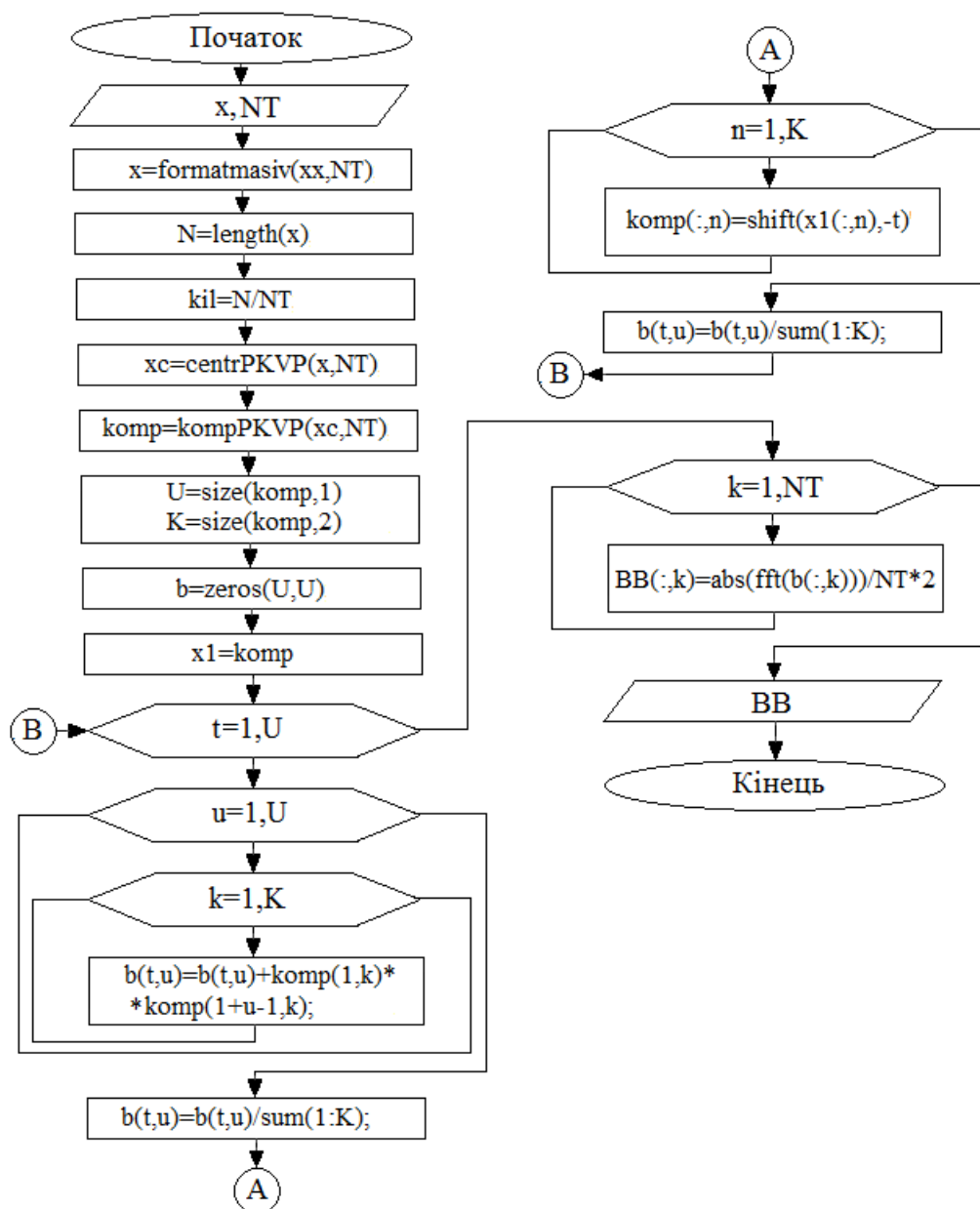


Рис. 3.1. Алгоритм синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів

В алгоритмі відбувається завантаження даних ритмічних біомедичних сигналів (змінна x) та визначення його тривалості одного повтору (змінна T). Формується кратна довжина даних ритмічних біомедичних сигналів довжині T (команда `formatmasiv`). Здійснюється центрування із застосуванням команди `centrPKVP` та формуються компоненти (змінна `komr`). Задаємо пустий масив коваріації та обчислюємо саму коваріацію ритмічного біомедичного сигналу (масив $b(t,u)$). На кінцевому етапі обчислюються кореляційні компоненти (масив $BV(:,k)$)

Програмний засіб синфазної обробки ритмічних біомедичних сигналів наведено у додатку А.

3.1.2. Компонентна обробка.

На базі алгоритму компонентної обробки ритмічних біомедичних сигналів розроблено алгоритмічне забезпечення програми обробки (рис. 3.2).

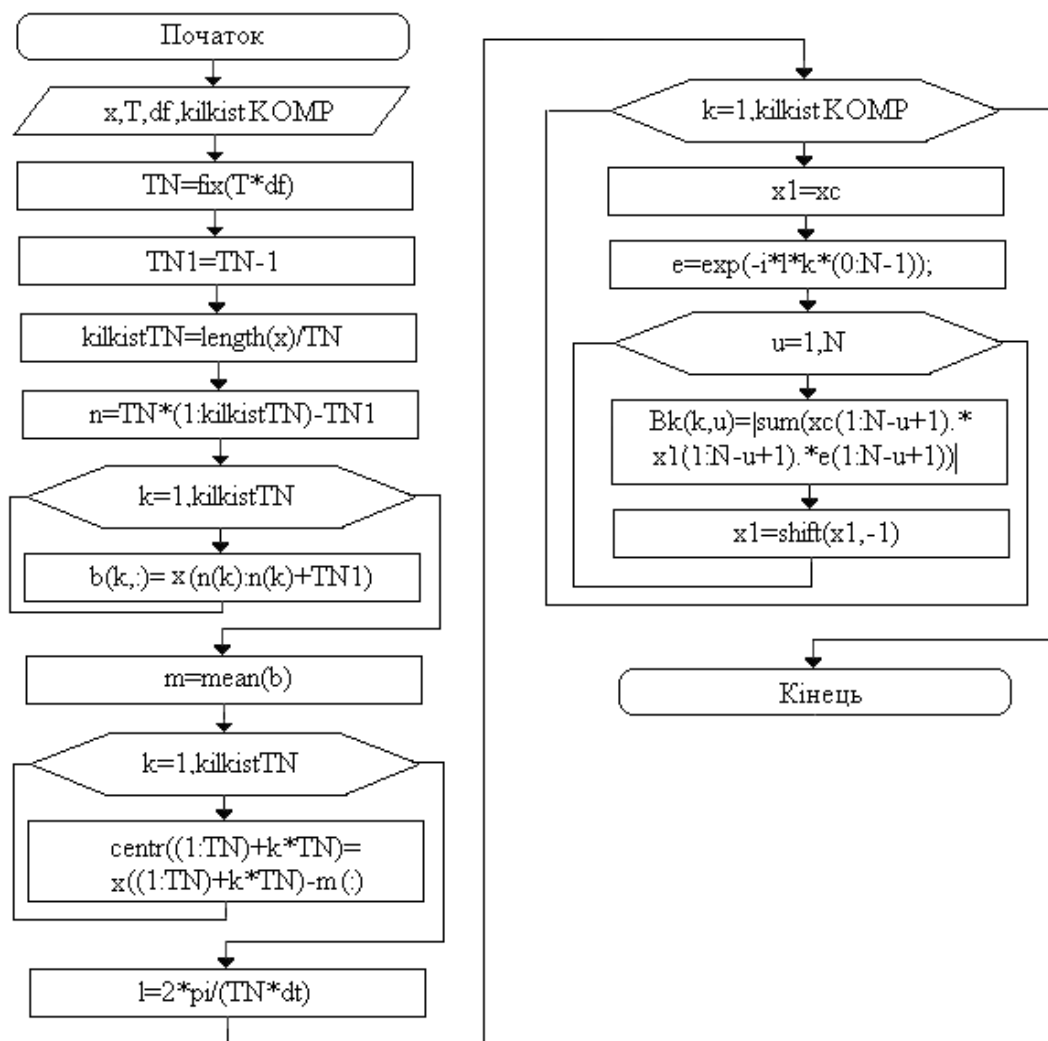


Рис. 3.2. Алгоритм компонентної обробки ритмічних біомедичних сигналів

В алгоритмі обробки дані ритмічних біомедичних сигналів завантажуються і зберігаються (змінна x), вводиться тривалість повтору (змінна T), дискретна частота (змінна df), k -ть компонент (змінна $k_{listKOMP}$). Обчислюється довжина дискретна тривалості повтору (змінна TN) та кількість повторів (змінна k_{listTN}). Відбувається формування коваріації (масив $b(K \times N)$), матсподівання (змінна m), центрування (змінна $centr$) та Фурє-трансформація (змінна $V_k(A \times B)$).

3.2. Алгоритм програми імітаційного моделювання ритмічних біомедичних сигналів

В процесі проведення імітаційного моделювання із застосуванням засобів моделювання комп'ютерного на базі Matlab є необхідним встановлення послідовності операцій (алгоритм) згідно якої буде функціонувати програма.

Основою алгоритму (рис.3.3) є формування масиву числових даних із значеннями синусоїд $X(1..K, 1..T)$, де K – кількість синусоїд, T – часова тривалість реалізацій синусоїд.

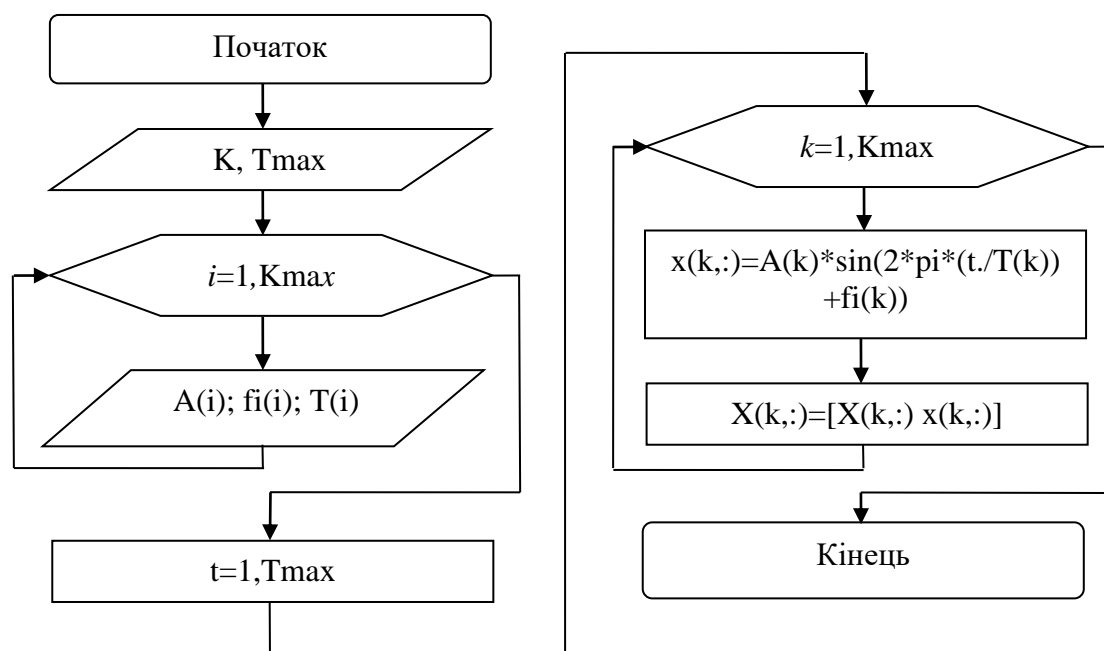


Рис. 3.3. Алгоритм імітування синусоїдальних сигналів для випробування

В алгоритмі задаються параметри числа реалізацій (змiна K) та їх довжини часу (змiна T_{max}). Далі відбувається ввiд вхiдних параметрiв амплiтуд (змiна A), фаз (змiна f_i) для кожної з K -их реалiзацiй. Пiсля вводу усiх початкових параметрiв здiйснюється процедура iмiтування (моделювання) K -их синусоiд (масив $X(k,:)$) iз сукупностi послiдовних k -их синусоiд (масив $x(k,:)=A(k)*\sin(2*\pi*(t./T(k))+f_i(k))$) з рiзними значеннями параметрiв амплiтуд A та фаз f_i .

Алгоритм є загальним i описує тiльки загальнi операцiї програми iмiтування тестових сигналiв як замiнникiв ритмiчних бiомедичних сигналiв для випробування методiв їх обробки.

3.3. Алгоритм програми обробки ритмiчних бiомедичних сигналiв

Базуючись на розробленому алгоритмi (рис.3.4) розроблено блок-схему програми випробування методiв оцiнювання бiомедичних сигналiв.

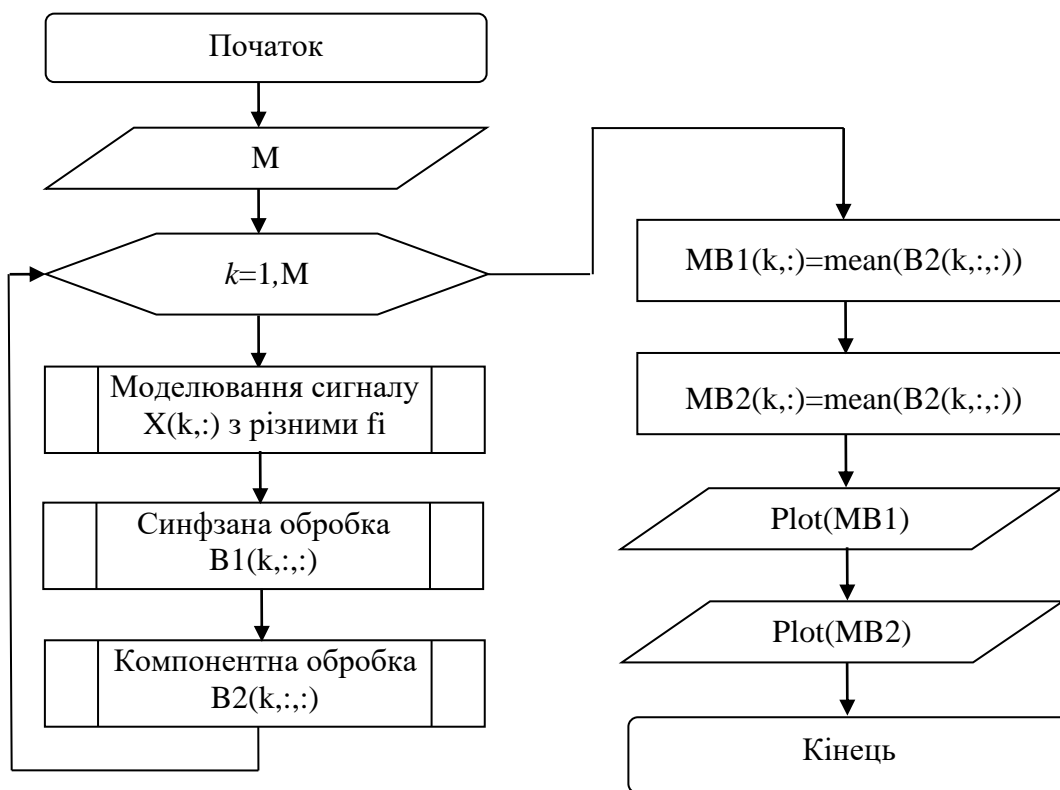


Рис.3.4. Алгоритм програми обробки ритмiчних бiомедичних сигналiв

В алгоритмі здійснюється послідовність дій:

- Вводиться число циклів випробування методів M ;
- Запускається цикл M випробувань;
- В кожному M -му циклі відбувається процес моделювання тестових синусоїдальних сигналів, синфазна та компонента обробка з збереженням даних обробки під змінні $B1(k, :, :)$ та $B2(k, :, :)$;
- По отриманих даних обробки $B1(k, :, :)$ та $B2(k, :, :)$ проводиться оцінювання даних через оцінювання шляхом усереднення і накладанням графік одного на одній з метою тестування стійкості та надійності методів щодо зміни вхідних параметрів на вході $X(k, :)$.

3.4. Результати обробок ритмічних біомедичних сигналів

3.4.1. Результати синфазної обробки.

Команда **load** забезпечує завантаження даних ритмічних біомедичних сигналів пацієнтів із нормою та патологією під змінну **Z (почерзі)**.

% Завантаження ритмічних біомедичних сигналів

```
Z=load('G:\Data\pulse_norma.dat');      % PS
%Z=load('G:\Data\pulse)patalog.dat');  % PS
%Z=load('G:\Data\gastro_norma.dat');   % GASTRO
%Z=load('G:\Data\gastro_ patalog.dat'); % GASTRO
```

Вводять вхідні параметри ритмічних біомедичних сигналів:

```
dfr=100;      % Sampling frequency for PS
%dfr=750;   % Sampling frequency for EKG
%dfr=100;   % Sampling frequency for GASTRO
tZ=(0:N-1)/dfr; % Axis of time
```

Реалізується вивід графік ритмічних біомедичних сигналів на **figure 1** із застосуванням команди **plot(tz,Z)** результат якої відображено на рис. 3.5-3.6.

% Графіки ритмічних біомедичних сигналів

```
figure(1);           % Signal graph output location
plot(tz,Z(2,:));    % graph of rhythmic biomedical signals
xlabel('Час, сек'); % Axis of time space
ylabel('Амплітуда, В'); % Amplitude axis
```

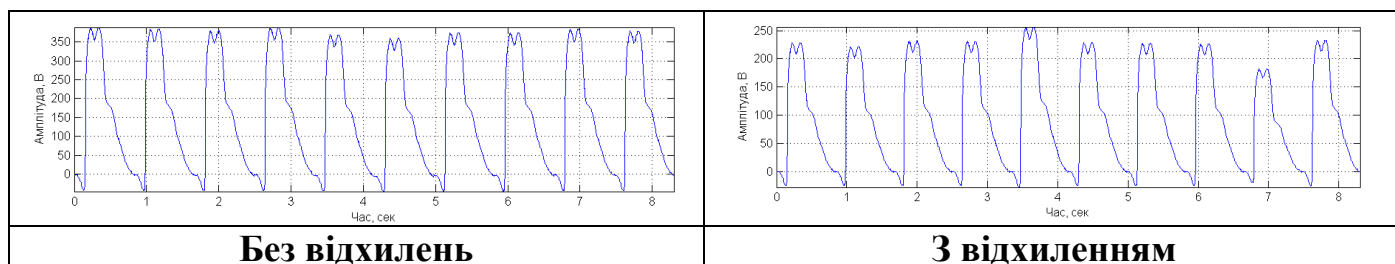


Рис.3.5. Пульсовий сигнал

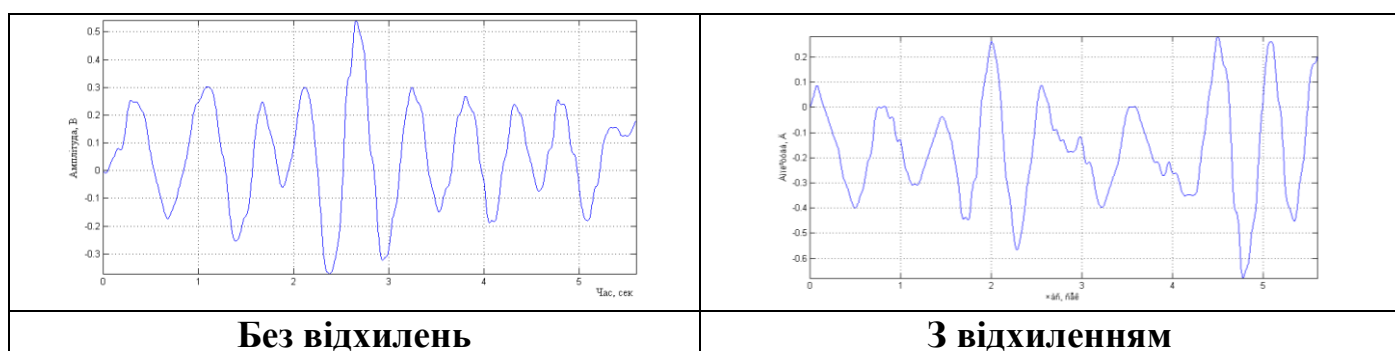


Рис.3.6. Електрогастросигнал

Обчислення матсподівання (рис. 3.7-3.8) із використання програми:

```
x1 = Z; Z = 0;           % Initial data
Z = x1 (1: (fix (N / NT) * NT)); % Multiplicity of length
NT1 = NT-1;             % Data length
nZ = NT * (1:10) -NT1; % Number of repetitions
aZ = [];                % Empty array
for b = 1:10
    aZ (b,:) = Z (n (b): nZ (b) + NT1); % Selection of independent repetitions
end;
```

```

mZ = mean (aZ);
figure (3);
plot (tZ (1: NT), mZ);
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');

```

```

% Mat expectation calculated
% Signal graph output location
% Match schedule
% Axis of time space
% Amplitude axis

```

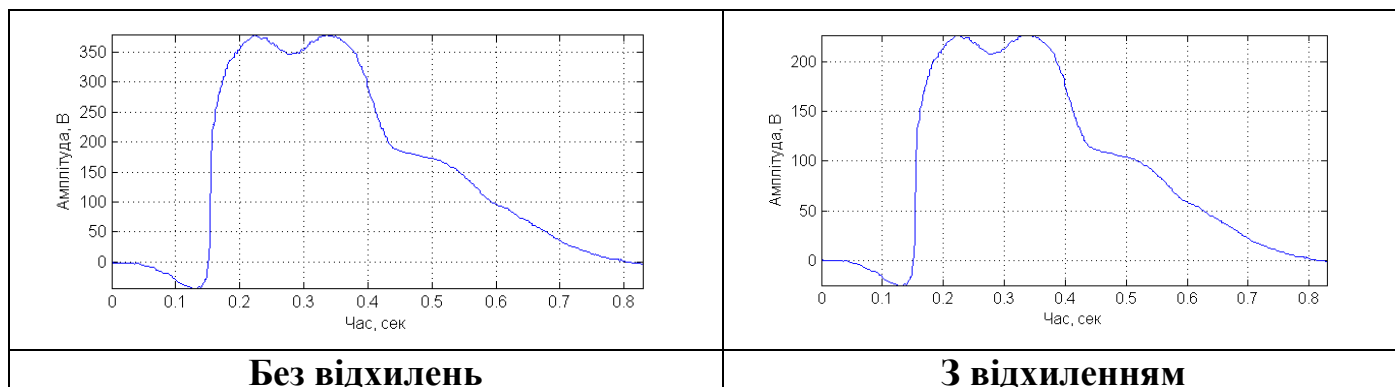


Рис. 3.7. Матсподівання пульсового сигналу

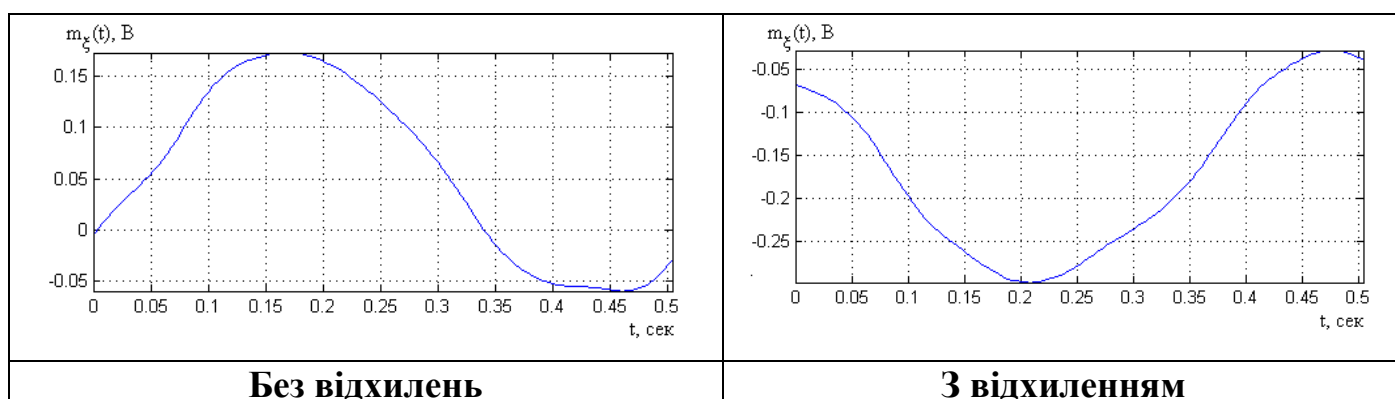


Рис. 3.8. Матсподівання гастросигналу

Здійснено центрування ритмічних біомедичних сигналів, а результат наведено на рис. 3.9-3.10:

```

% Центрування ритмічних біомедичних сигналів
for b=0:(N/NT)-1

```

```

    Zc((1:NT)+b*NT)=Z((1:NT)+k*NT)-mZ(1:NT); % Центрування

```

```

end;

```

```

figure(4);

```

```

plot(tZ',Zc);

```

```

% Signal graph output location

```

```

% Dependency graph

```

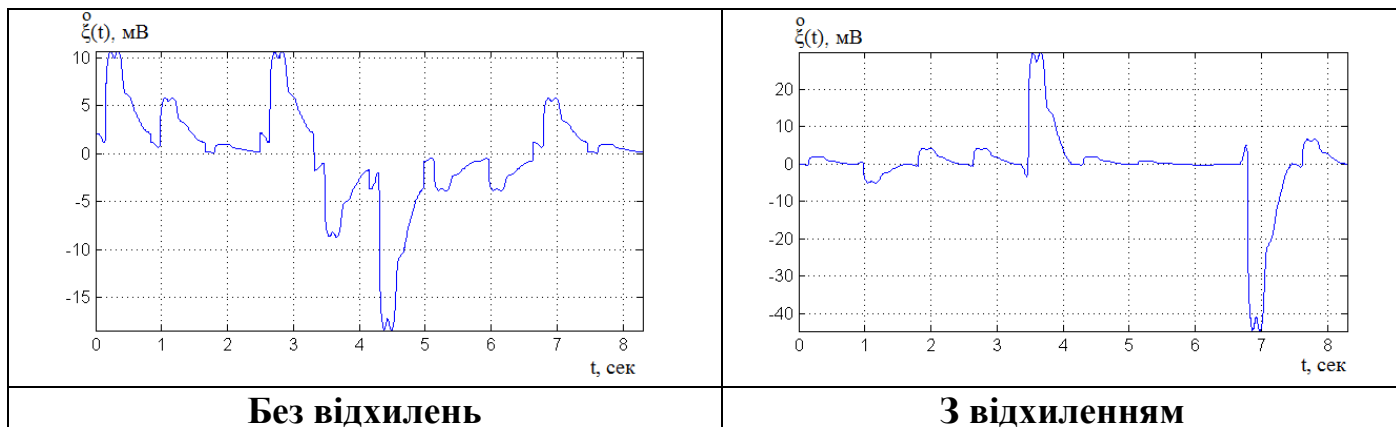


Рис. 3.9. Центрований пульсовий сигнал

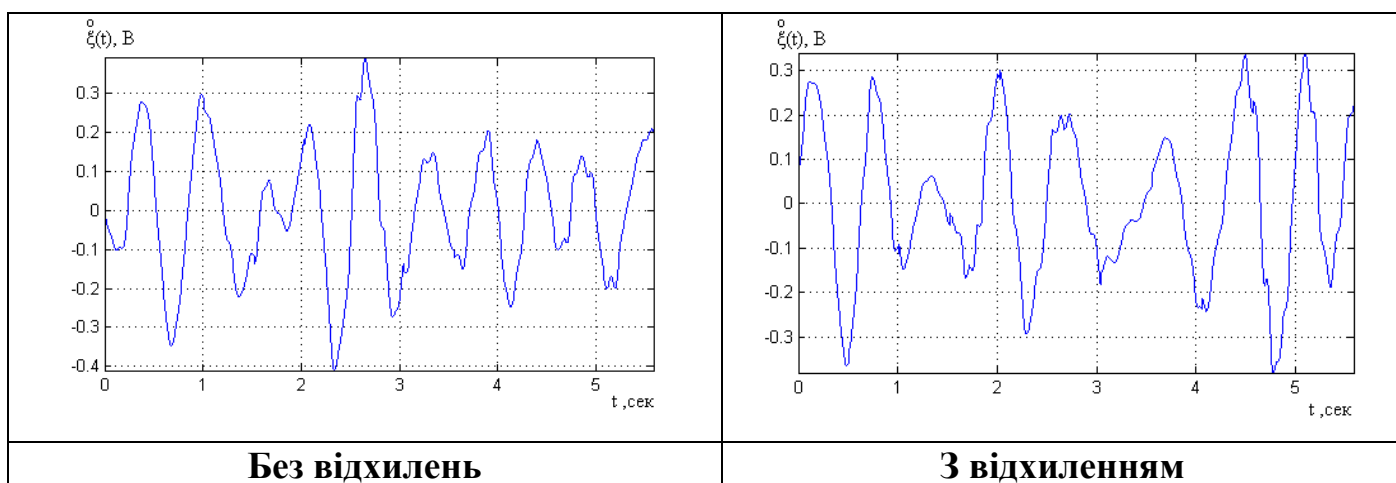


Рис. 3.10. Центрований гастросигнал

Здійснюється обчислення стацкомпонент від центрованих ритмічних біомедичних значень (рис.3.11-3.12):

% Стацкомпоненти ритмічних біомедичних сигналів

lenZ=1:NT:length(Zc);

% Phase Change repetition

for b=0:NT-1

kompZ(b+1,1:length(lenZ))=Zc(lenZ+b);

% Components of rhythmic signals

end;

figure(5);

% Signal graph output location

surf(kompZ);

% 3D-component of rhythmic signals

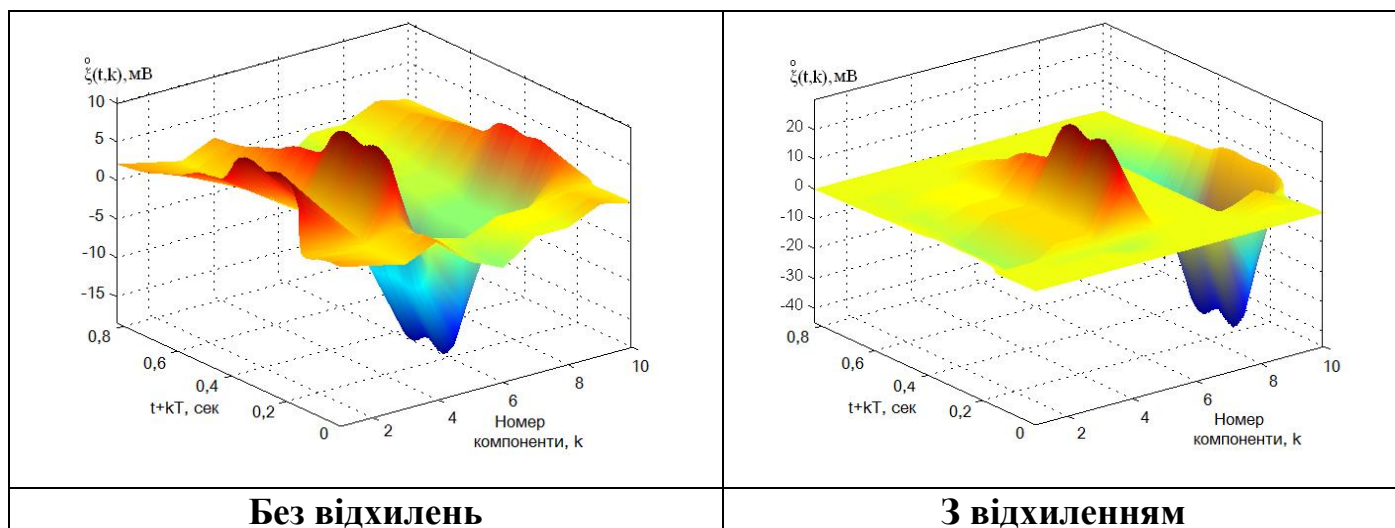


Рис. 3.11. Стацкомпоненти пульсового сигналу

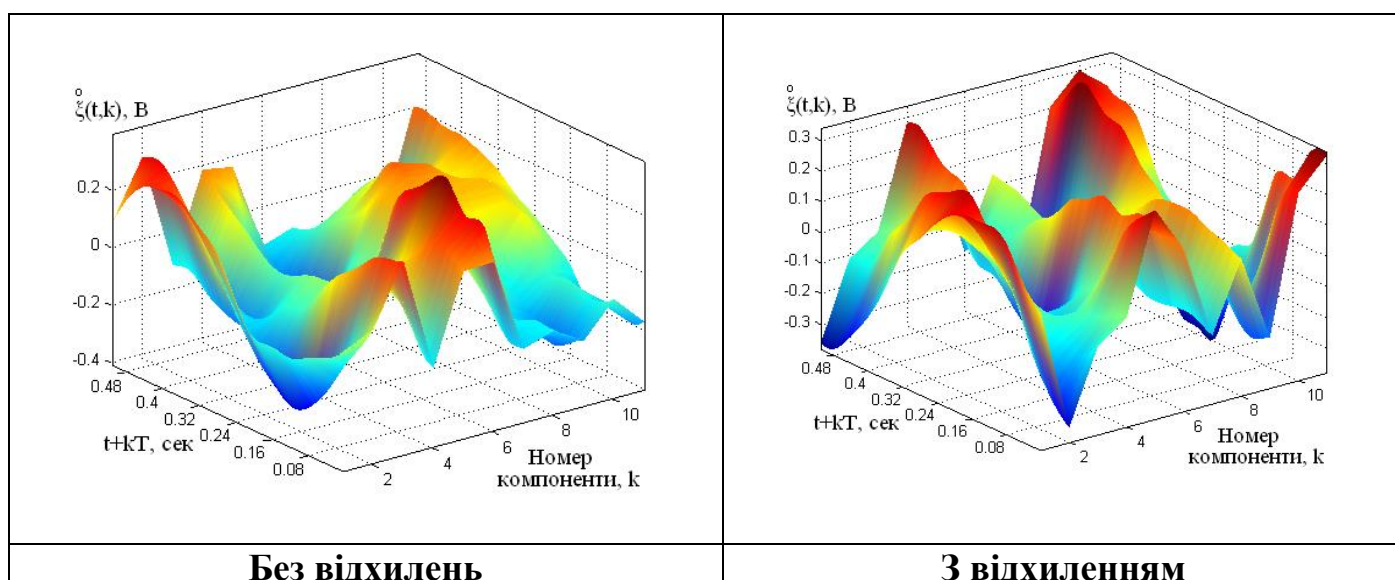


Рис. 3.12. Стацкомпоненти гастросигналу

Обчислено кореляцію $\hat{b}_{\xi}^k(t,u)$ стацкомпонент $\xi^0(t,k)$ (рис. 3.13-3.24):

% Кореляція стацкомпонент ритмічних біомедичних сигналів

nZ=size(kompZ,2);

% Sample length

for b=1:NT

kompcorZ(b,:)=corPKVP(kompZ(b,:));

% Correlation of statcomponents

end;

figure(6);

% Signal graph output location

`surf(kompcorZ);`

`% 3D-component of rhythmic signals`

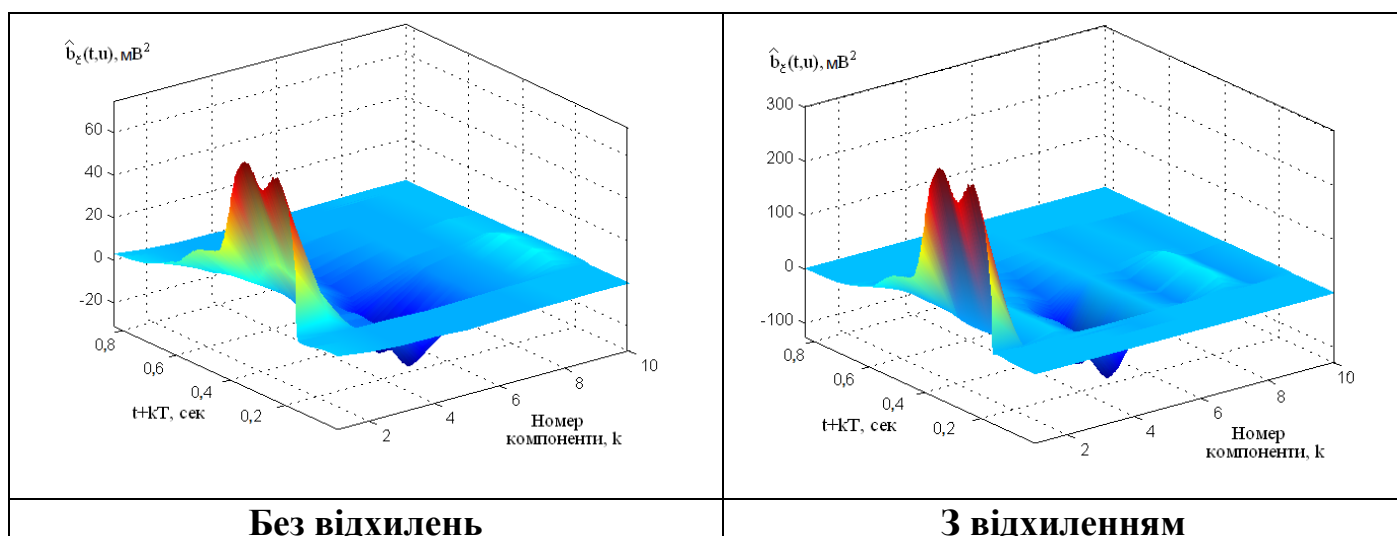


Рис. 3.13. Кореляція стацкомпонент пульсового сигналу

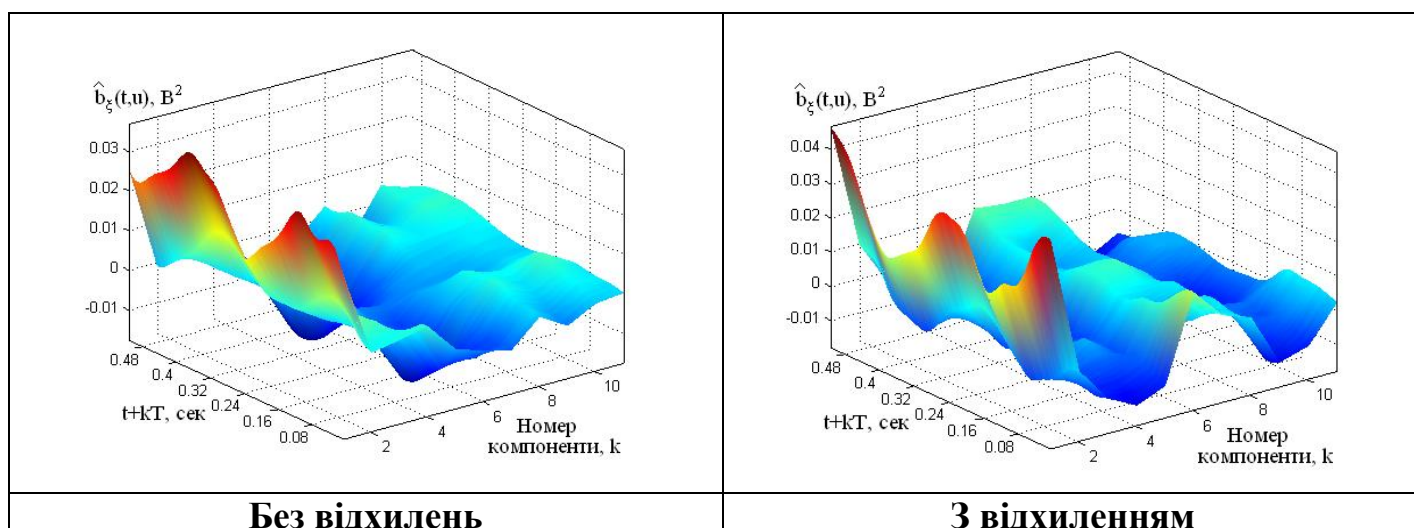


Рис. 3.14. Кореляція стацкомпонент гастросигналу

Реалізовано трансформація областей час-частота при використанні Фур'є (рис. 3.15-3.16).

% Компоненти кореляції ритмічних біомедичних сигналів

`for b=1:NT`

`% Cycle of repetitions`

`B(b,:)=abs(fft(kompcorZ(b,:)));`

`% Components of biomedical signals`

`end;`

figure(7);

% Signal graph output location

surf(B);

% 3D-component of rhythmic signals

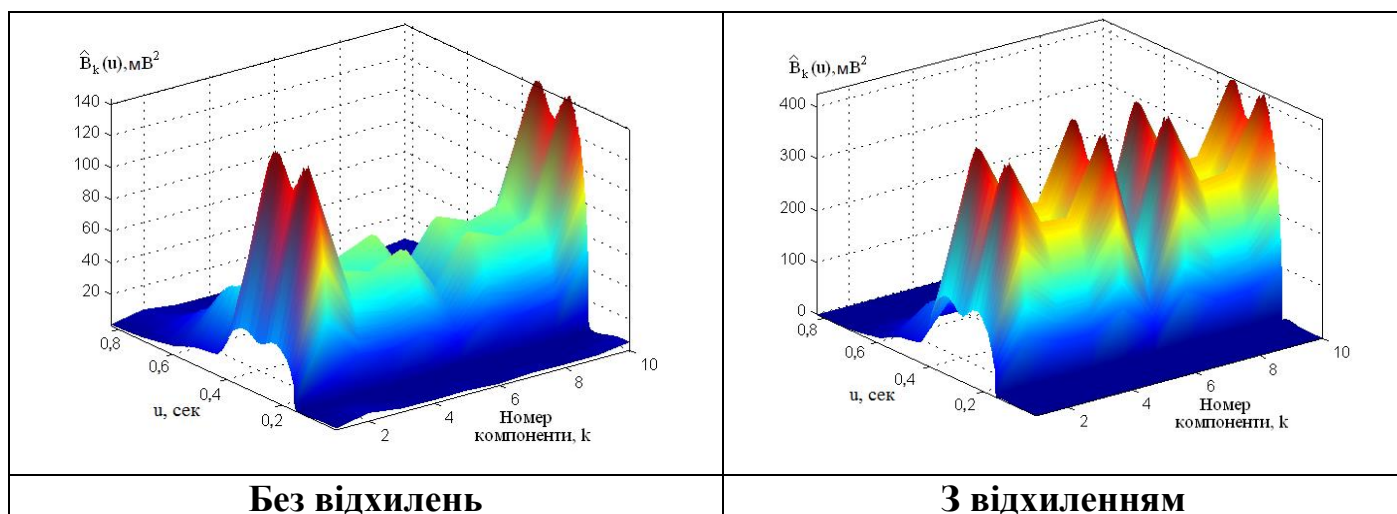


Рис. 3.15. Компоненти кореляції пульсового сигналу

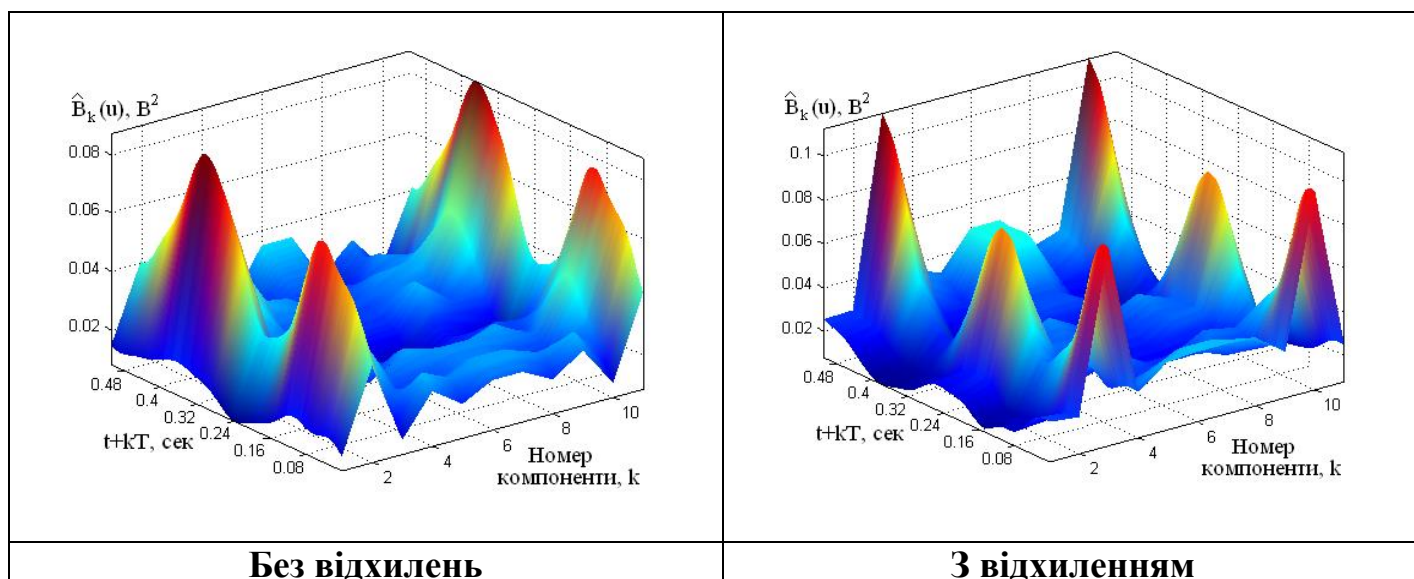


Рис. 3.16. Компоненти кореляції гастросигналу

Для оцінювання компонент кореляції $\hat{B}_k(u)$ застосовано процедуру їх усереднення:

$$M_u \{ \hat{B}_k(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \hat{B}_k(u), \quad u = \overline{1, N_u}, \quad k = \overline{1, N_k}, \quad (3.1)$$

де k – номер компоненти ритмічного біомедичного сигналу, N_u – число зсувів, N_k – число компонент.

Усереднених компонент кореляції ритмічних біомедичних сигналів наведено на рис. 3.17-3.18.

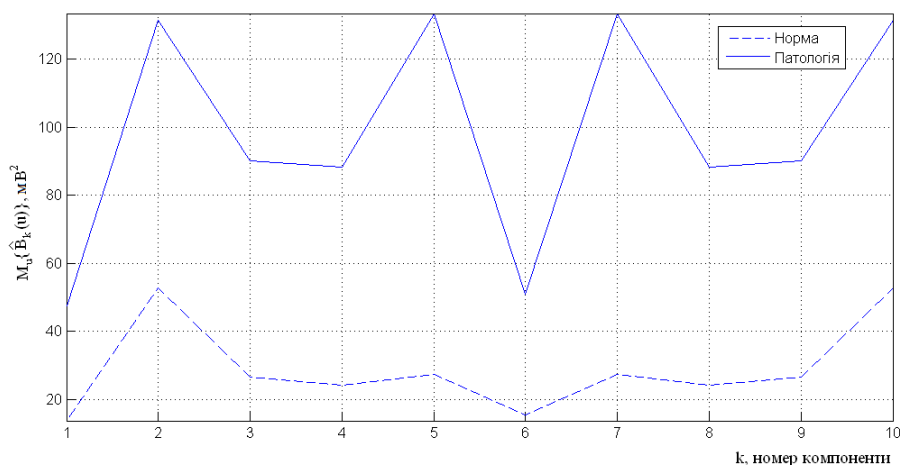


Рис. 3.17. Усереднені компоненти ПС

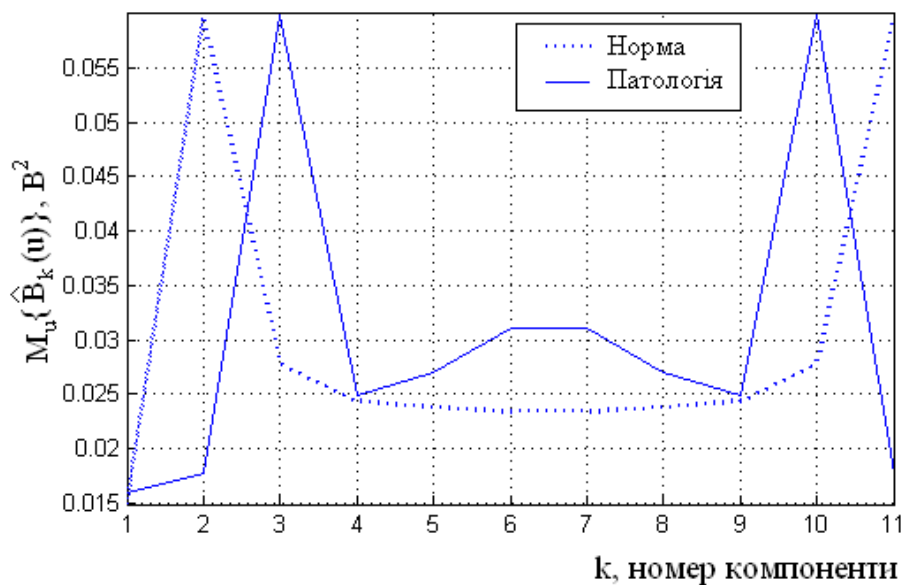


Рис.3.18. Усереднені компоненти гастросигналу

Із отриманих результатів оцінювання синфазним методом встановлено:

- Для пульсового сигналу (рис. 3.17) – максимуми локалізовані на ідентичних компонентах із змінними амплітудними значеннями. Констатується факт зміни у стані судин.

- Для гастросигналу (рис. 3.18) – структури ідентичні, максимуми зсунуті для різних станів, що вказує чіткі зміни в ШКТ.

3.4.2. Результати компонентної обробки.

На базі алгоритму (рис.3.2) розроблено програму компонентної обробки ритмічних біомедичних сигналів як функції **function B=PKVPkom(Z,TZ,disct,kilk,Um)** (додатку Б), де **Z** – центрований ритмічний біомедичний сигнал, **TZ** – часовий період, **kilk** - число компонент, **disct** – крок, **Um** – max зсуву.

Ритмічний біомедичний сигнал кратно форматовано та центровано через віднімання матсподівання від сигналу на кожному з повторів:

```
x=formatmas(Z,TZ); % Formatting of rhythmic biomic signal data
xc=centPKVP(Z,TZ); % Centering of rhythmic biomedical signal
```

Програма **formatmasiv** здійснює форматування даних ритмічних біомедичних сигналів (зміна **Z**) кратністю періоду **Tz**, **centPKVP** їх центрує.

Після вищих операцій здійснюється формування кроку (зміна **kl**) компонентної обробки ритмічних біомедичних сигналів:

```
kl=2*pi/(NTZ*dt);
```

Згідно рис.3.2 відбувається формування експоненціальних функцій зі значеннями **(-i*1*kk*(0:NZ-1))**, де **NZ** – дискретна довжина ритмічного біомедичного сигналу:

```
Z1=Zc; % Temporary change
eZ=exp(-i*1*kk*(0:NZ-1)); % Exponential function with values
```

Здійснено формування значень суми добутків функції кореляцій для **ushift** часових зсувах та **k**-их спектральних зсувах (згідно виразу 3.24):

```
for ushift =1:Um
```

```
B(k,ushift)=sum(Zc(1:NZ- ushift +1).*Z1(1:N-u+1).*eZ(1:NZ- ushift +1))/(NZ- ushift +1);
```

```

Z1=shiftZ(Z1,-1);           % Signal data offset
end;
end;                         % Closing the time shift cycle

```

Функція **shiftZ(Z1,-1)** забезпечує зсув даних сигналу **x1** в часі дискретному кратністю -1.

Для обчислення довжин вектору (в радіотехніці АЧХ) отриманих значень комплексного типу (змінна **B**) використано модульне перетворення:

```

B=abs(B);                   % Modular transformation

```

Розроблена програма забезпечує компонентну обробку ритмічних біомедичних сигналів.

Результати компонентної обробки зображено на рис.3.19-3.20.

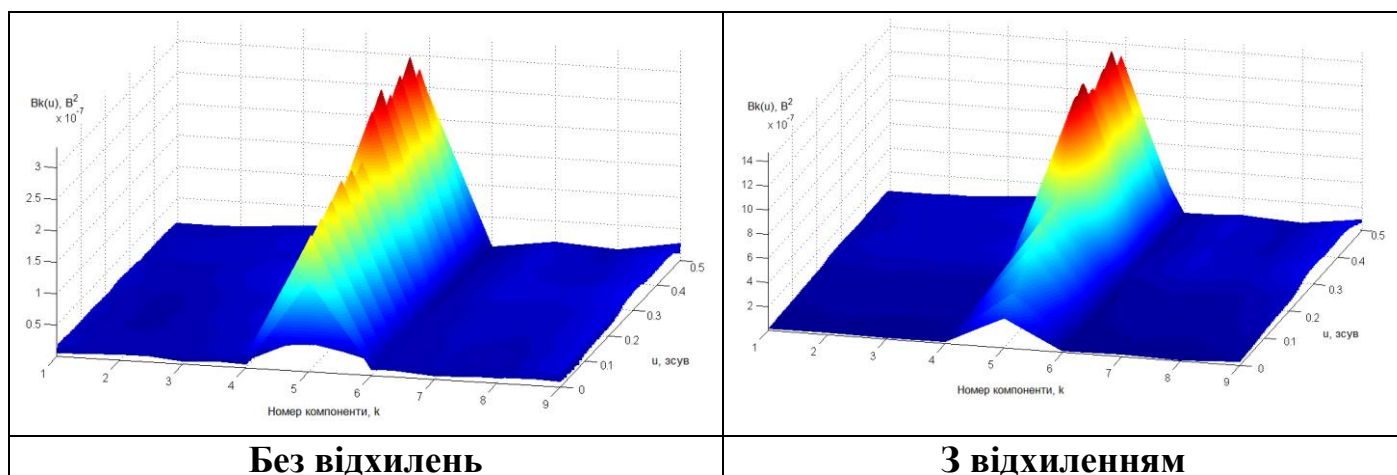


Рис. 3.19. Компоненти кореляції пульсового сигналу

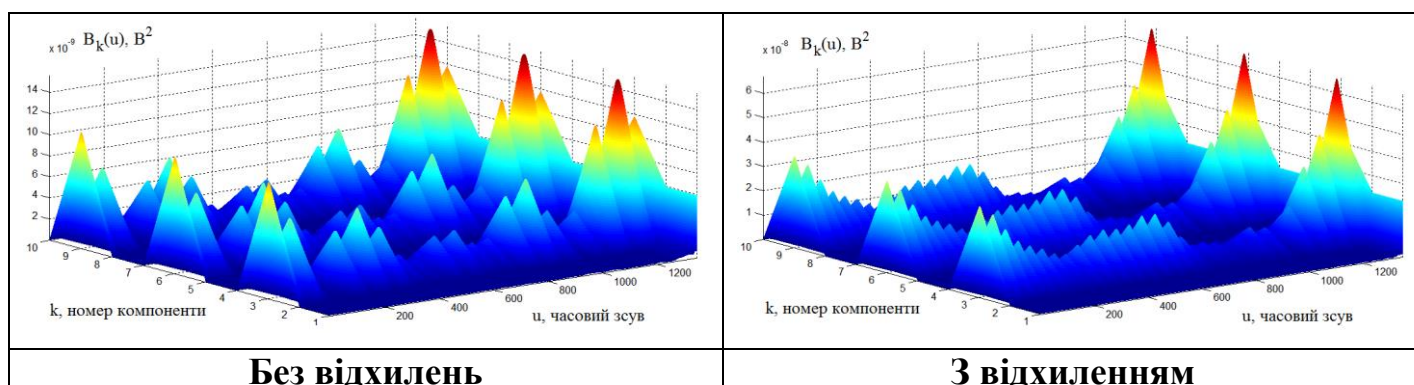


Рис. 3.20. Компоненти кореляції гастроентеросигналу

Усереднені значення компонент ритмічних біомедичних сигналів проілюстровано на рис. 3.21-3.22.

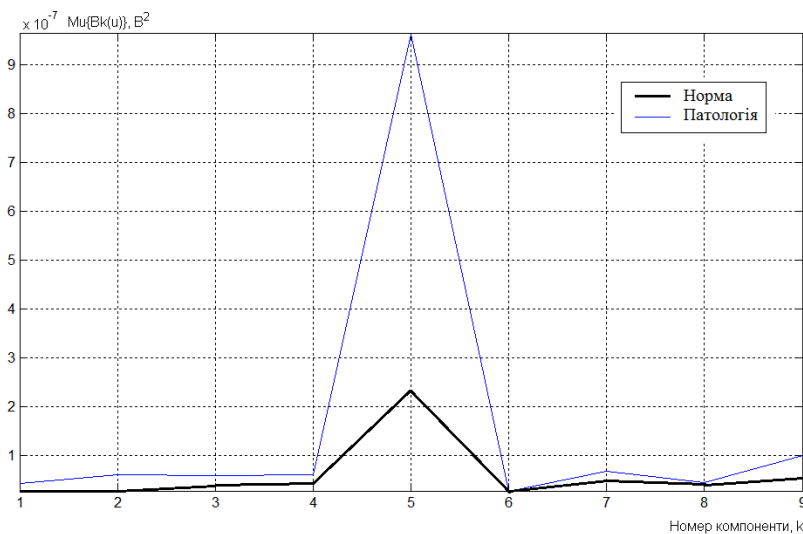


Рис. 3.21. Усереднені компоненти ПС

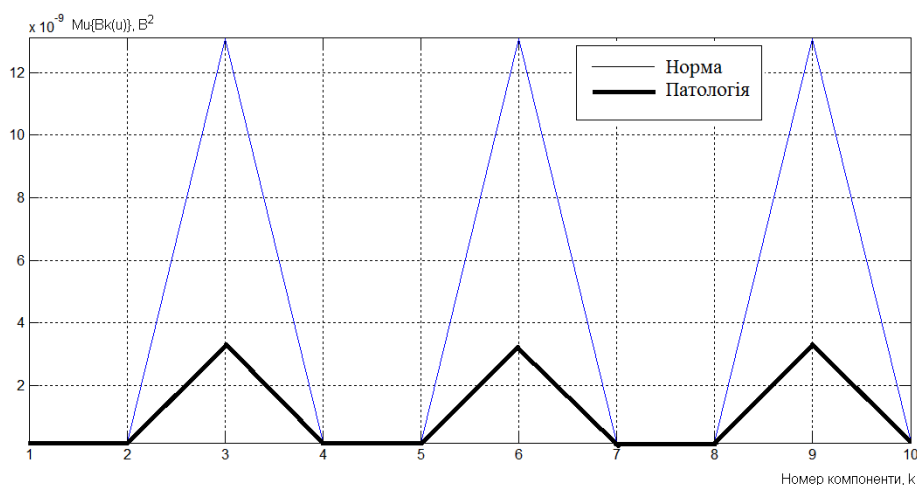


Рис. 3.22. Усереднені компоненти гастросигналу

3.5. Результати випробування методів обробки

Використання алгоритму (блок-схеми) імітування (моделювання) синусоїдальних сигналів забезпечило генерування тестових реалізації, які проілюстровано на рис.3.23.

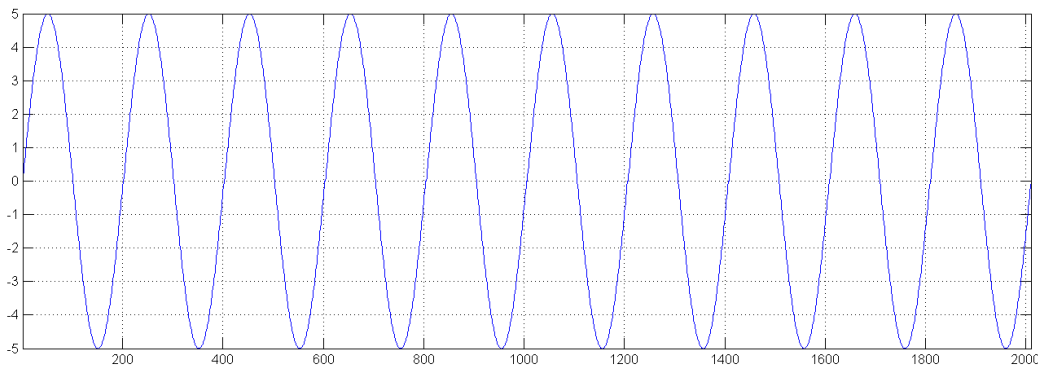


Рис. 3.23. Зімітоване синусоїдальне коливання без зміни фази впродовж усього КОЛИВАННЯ

Текст програми імітування синусоїдального коливання подано нижче:

```

k = 0:0.1:20;           % Number of repetitions
T = max (k);           % Maximum repetition
fi1 = 0; % Phase = 0   % of phase and frequency values
x = 5 * sin (2 * pi * (k./T) + fi1); % Fluctuations within the repetition
z = [x x x x x x x x x]; % Repetition process

```

Для тестування методів обробки проведено зміну фазових відхилень новій реалізації на кожному наступному повторі згідну коду програми:

```

fi2=20;           % Значення фази
x1=5*sin(2*pi*(k./T)+fi2); % Fluctuations within the repetition
z1=[x1 x x x x x x x x]; % Repetition process (active 1)
z2=[x x1 x x x x x x x]; % Repetition process (active 2)
z3=[x x x1 x x x x x x]; % Repetition process (active 3)
z4=[x x x x1 x x x x x]; % Repetition process (active 4)
z5=[x x x x x1 x x x x]; % Repetition process (active 5)

```

Зімітовані реалізації сигналів тестових зображено на рис.3.24.

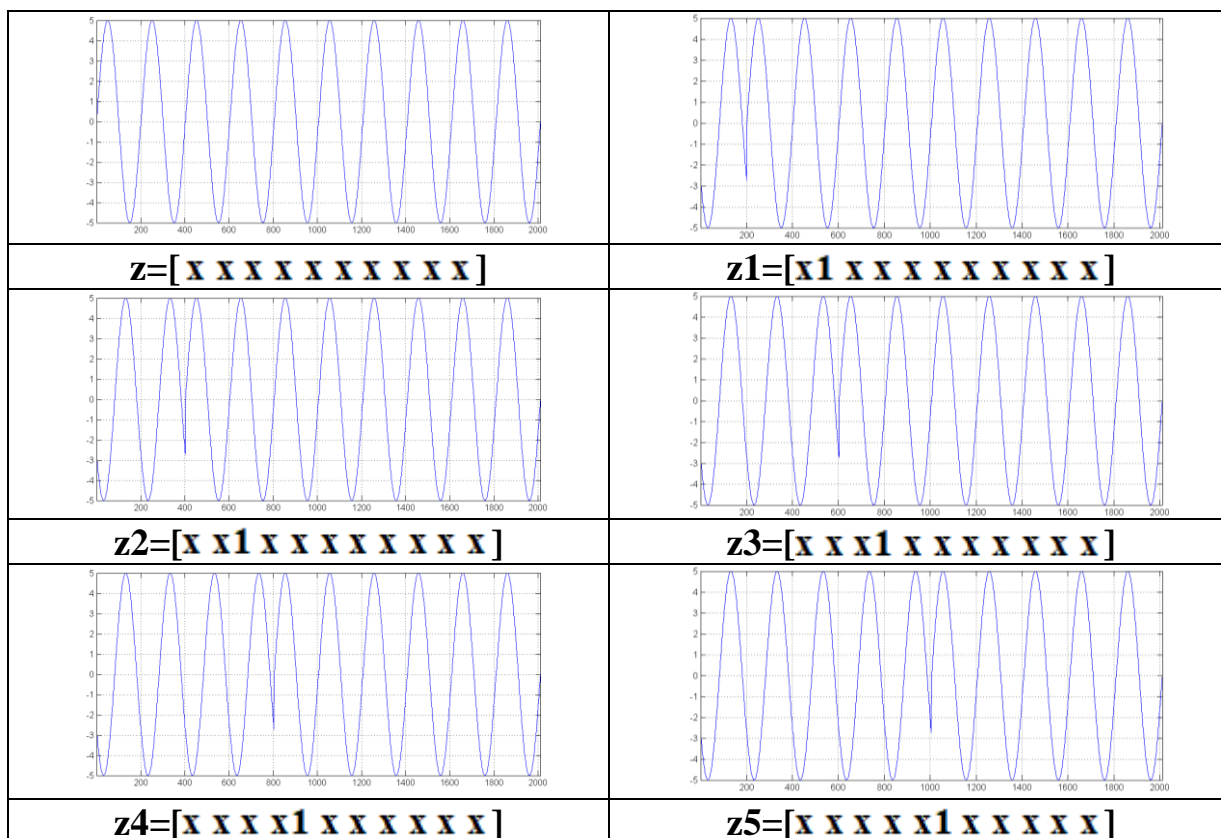


Рис.3.24. Тестові синусоїдальні сигнали

Результати синфазної обробки синусоїдальних сигналів зображено на рис.3.25.

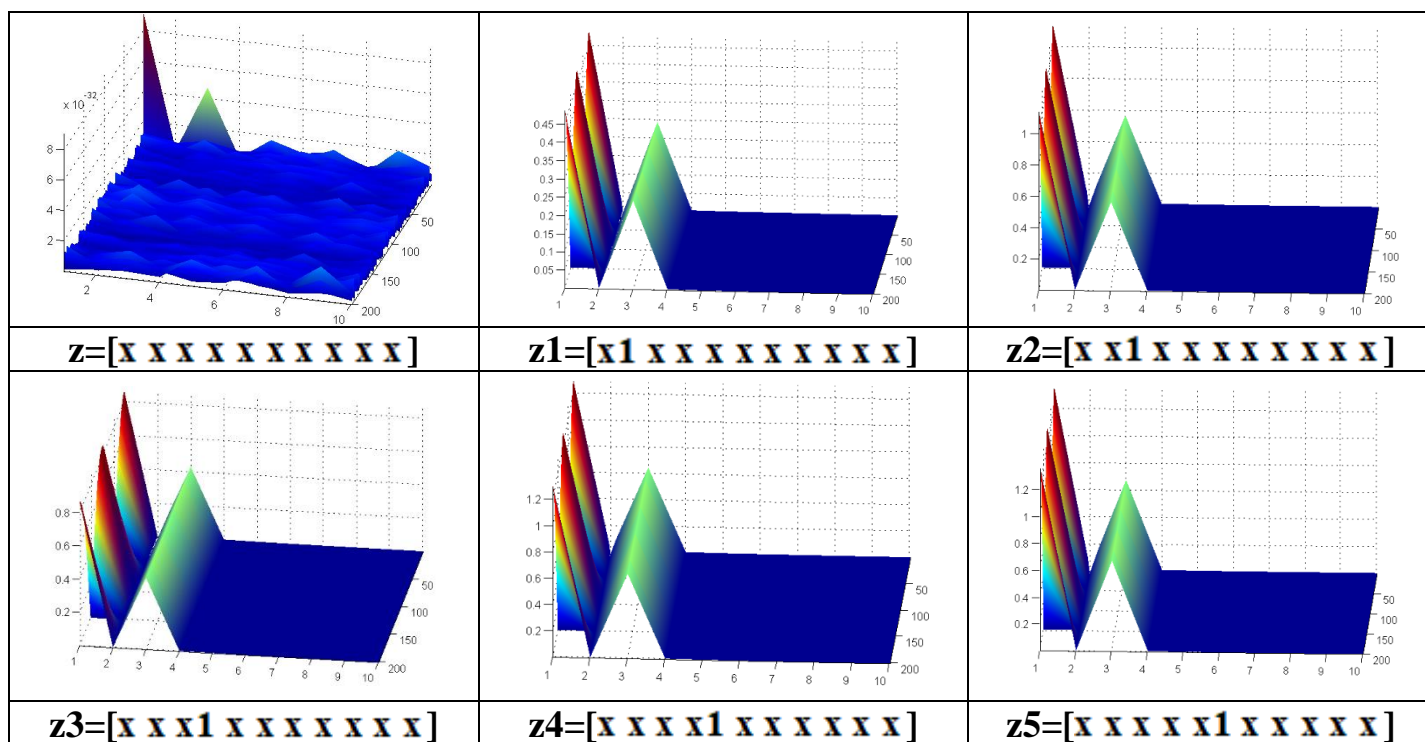


Рис.3.25. Компоненти синусоїдальних сигналів

Результати компонентної обробки синусоїдальних сигналів зображено на рис.3.26.

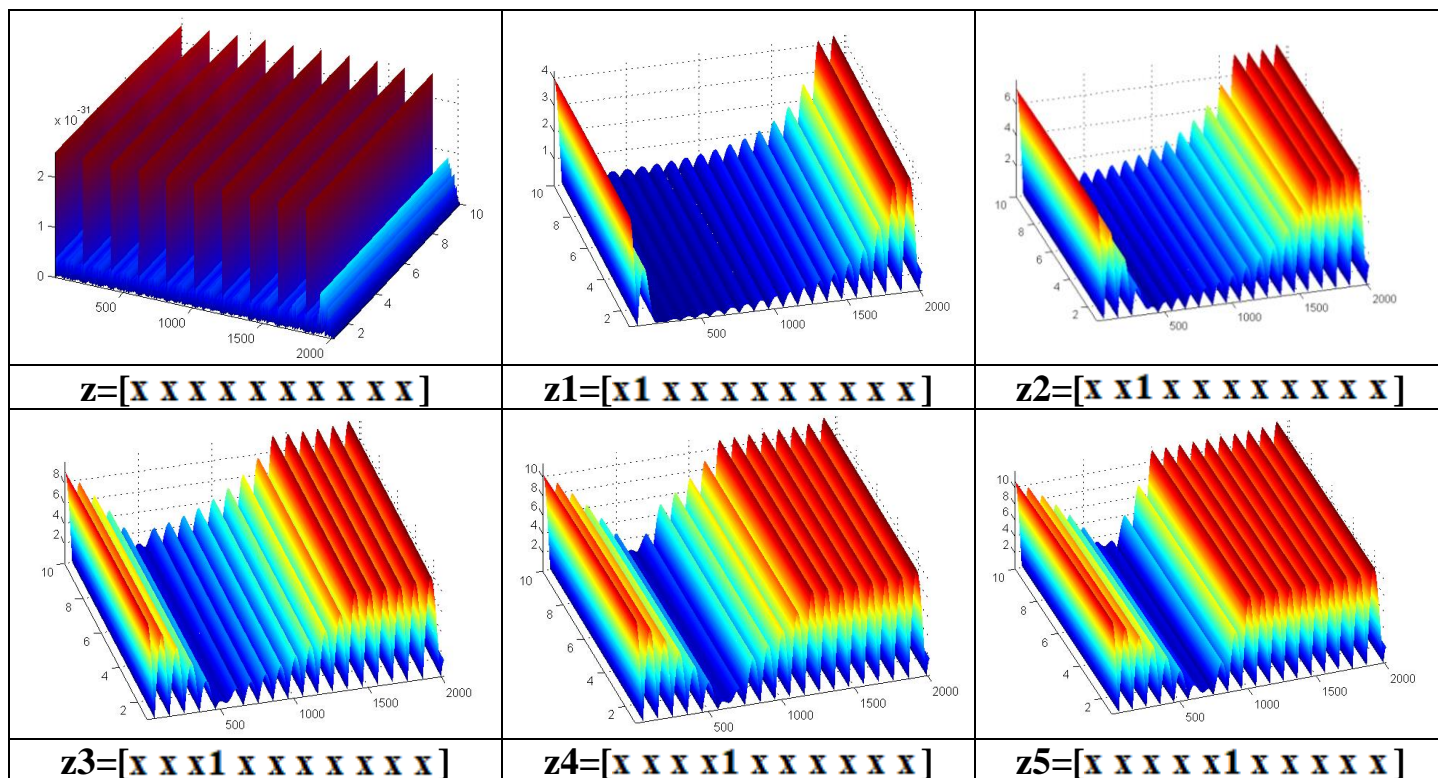


Рис.3.26. Компоненти синусоїдальних сигналів

Усереднені компоненти синфазної та компонентної обробок синусоїдальних сигналів проілюстровано на рис.3.27-3.28.

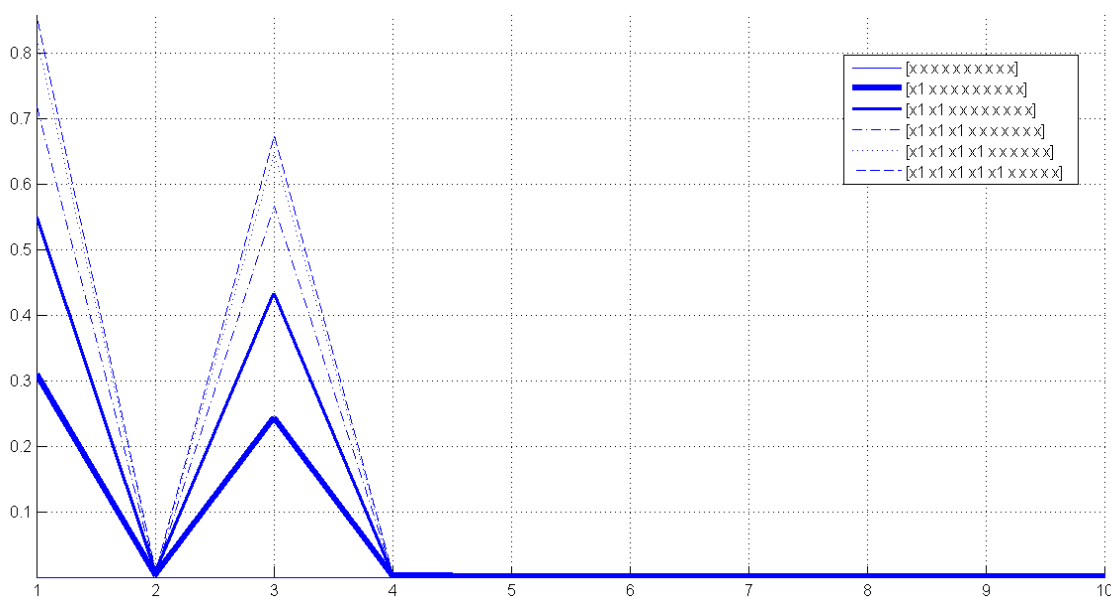


Рис.3.27. Усереднені компоненти синфазної обробки

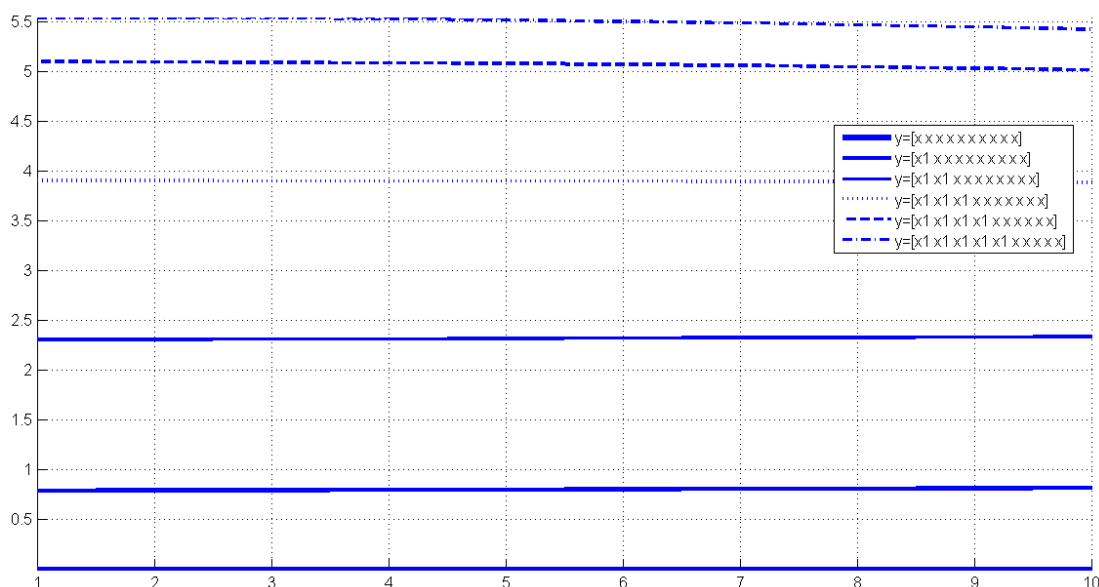


Рис.3.28. Усереднені компоненти компонентної обробки

Встановлено, що при зміні фази коливання на кожному новому повторі відбувається збереження номеру компоненти, лише спостерігається зміна значень амплітуди. Така поведінка дає підстави про констатування того, що методи є інваріантними щодо зміни фази вхідних параметрів у тестових сигналах як аналогах ритмічних біомедичних сигналів.

3.6. Висновки до розділу 3

Розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення синфазної та компонентної обробок ритмічних біомедичних сигналів як ПКВП в MATLAB. Така розробка та отриманні результати обробки таких сигналів як ритмічних вказали на їх діагностичну цінність при визначенні відхилень в організмі людини за значеннями компонент кореляції.

Розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютерного імітаційного тестових повторних синусоїдальних коливань сигналів з варіативними значеннями фаз для випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів. За результатами випробування встановлено, що методи обробки на яких реалізовано алгоритмічно-програмного забезпечення

обробки є стійкими, інваріантними щодо зміни вхідних параметрів сигналу, що вказує на їх придатність при діагностуванні стану організму людини.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Контроль за станом охорони праці (далі - контроль) є найбільш відповідальною та трудомісткою функцією процесу управління, від якої залежить система управління охороною праці підприємства в цілому при виробництві приладу для реєстрації та визначення частоти дихання людини.

Відповідно до закону України «Про охорону праці», державний нагляд за охороною праці на підприємстві (в установі, організації) здійснюють :

- Державний комітет України з нагляду за охороною праці (Держгірпромнагляд);
- органи державного пожежного нагляду управління пожежної охорони Міністерства внутрішніх справ України (Держпожежнагляд);
- органи і установи санітарно-епідеміологічної служби Міністерства охорони здоров'я України.

Нагляд здійснюють спеціально уповноважені на те органи та інспекції, діяльність яких не залежить від власника.

Центральні органи Державної виконавчої влади здійснюють контроль за дотриманням законодавства про працю на підприємствах (в установах, організаціях), що їм функціонально підлеглі.

Державний комітет України з нагляду за охороною праці (Держгірпромнагляд) складається з Комітету, територіальних управлінь та їх структурних підрозділів – державних інспекцій охорони праці (держінспекцій).

У кожному територіальному управлінні є експертно-технічний нагляд – госпрозрахунковий підрозділ для проведення діагностики обладнання, експертизи проектів, ліцензування і сертифікації продукції, робіт і послуг, а також навчання і атестації спеціалістів.

Держнагляд охорони праці (Держгірпромнагляд) організує і здійснює державний нагляд за:

- станом охорони праці на об'єктах господарювання (підприємствах, в установах, організаціях), незалежно від форм власності і видів їх діяльності;
- реєструє підйомні споруди, трубопроводи для пари і гарячої води, котельні установки і посудини, які працюють під тиском, інші об'єкти згідно з чинними нормативними актами, а також вирішує інші питання, пов'язані з керівництвом охороною праці на різних рівнях.

Державний нагляд за охороною праці здійснюють державні інспектори та посадові особи Комітету і територіальних органів. Державні інспектори держінспекцій здійснюють державний нагляд, реєструють вказані вище об'єкти, проводять в установленому порядку розслідування обставин і причин аварій і випадків виробничого травматизму, аналізують разом з місцевими установами охорони здоров'я і санітарно-епідеміологічної служби стан профзахворюваності на підприємствах, вносять пропозиції щодо їх попередження, вирішують інші питання, пов'язані з управлінням охороною праці на підприємствах. Вони згідно з посадовими обов'язками мають право:

- перевіряти без перешкод у будь-який час стан охорони праці на підприємствах (в установах, організаціях);
- направляти (видавати) їх керівникам обов'язкові для виконання розпорядження (приписи) про усунення порушень і недоліків в області охорони праці;
- зупиняти експлуатацію з накладанням пломб як окремих робочих місць і видів обладнання, так і підприємств у цілому;
- накладати на підприємства штрафи;
- притягати до адміністративної відповідальності працівників, винних у порушенні вимог охорони праці;
- вирішувати інші питання, пов'язані із забезпеченням безпеки праці.

Оперативно виявити можливі відхилення від норм безпеки праці, перевірити виконання запланованих заходів та управлінських рішень можливо лише на підставі

регулярного та об'єктивного контролю на підприємстві. Контроль має здійснюватися керівниками всіх рівнів управління виробництвом. При створенні безпечних умов праці на підприємстві значну роль також відіграє громадський контроль¹, що провадиться громадськими інспекторами (представниками профспілок) або уповноваженими особами з питань охорони праці (у разі відсутності профспілки).

За дотриманням правил та норм безпеки на виробництві встановлені: державний; суспільний і відомчий нагляд та контроль.

Державний нагляд устанавлюється за дотриманням державних законодавчих та інших нормативних документів з охорони праці. Здійснює: комітет України по нагляду за охороною праці Міністерства охорони праці України; Державний комітет України по ядерної та радіаційної безпеки; органи державного пожежного нагляду управління пожежної охорони Міністерства внутрішніх справ України; органи та установи санітарно-епідеміологічної служби Міністерства охорони здоров'я України.

Органи державного контролю не залежать від яких-небудь господарчих органів, суспільних об'єднань, політичних формувань, місцевих державних адміністрацій та Рад народних депутатів, а діють згідно з положеннями, які затверджуються Кабінетом Міністрів України.

Інспектори мають право: безперешкодно у будь-який час відвідувати контролюємі підприємства для перевірки виконання законодавства з охорони праці, зупиняти експлуатацію підприємств, окремих цеховий, дільниць, які загрожують життю та здоров'ю людей, залучати до адміністративної та за на-явності необхідних матеріалів через прокуратури до кримінальної відповідальності.

Суспільний контроль виконують трудові колективи, через обраних їми уповноважених з питань охорони праці та профспілки у особі своїх обраних органів та представників. Ці органи мають право: перевіряти на підприємствах, установах та організаціях дотримання законодавства про працю, перевіряти знання з охорони праці, розслідувати нещасні випадки, контролювати виконання Правил, Норм, Інструкцій.

Відомчий контроль здійснює Міністерство на підзвітних йому підприємствах.

Вищий нагляд за дотриманням та правильним використанням законів з охорони праці покладено на Генерального прокурора України та підлеглих йому прокурорів.

Згідно з Кодексом законів про працю України за порушення законодавства про працю, правил, норми та інструкцій з охорони праці, передбачені наступні види відповідальності:

- дисциплінарна - зауваження, догана, звільнення;
- адміністративна - накладення штрафу інспекторами державного нагляду;
- кримінальна - за рішенням суду на осіб, з вини яких міг або виник нещасний випадок.

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання контролю за станом охорони праці на підприємстві по виготовленню приладу комп'ютерних медичних діагностичних систем.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Створення оптимальних комфортних умов у виробничих приміщеннях по виготовленню комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини та окремих його деталей є складною задачею, вирішити яку можна наступними заходами та засобами:

- Удосконалення технологічних процесів та устаткування.
- Впровадження нових технологій та обладнання, які не пов'язані з необхідністю проведення робіт в умовах інтенсивного нагріву дасть можливість зменшити виділення тепла у виробничі приміщення. Наприклад, заміна гарячого способу обробки металу — холодним, нагрів полум'ям – індуктивним, горнових печей – тунельними.
- Раціональне розміщення технологічного устаткування. Основні джерела теплоти бажано розміщувати безпосередньо під аераційним ліхтарем, біля зовнішніх стін будівлі і в один ряд на такій відстані один від одного, щоб теплові потоки від

них не перехресувались на робочих місцях. Для охолодження гарячих виробів необхідно передбачити окремі приміщення. Найкращим рішенням є розміщення тепловипромінюючого обладнання в ізольованих приміщеннях або на відкритих ділянках.

– Автоматизація та дистанційне управління технологічними процесами. Цей захід дозволяє в багатьох випадках вивести людину із виробничих зон, де діють несприятливі фактори (наприклад автоматизоване завантаження печей в металургії, управління розливом сталі).

– Раціональна вентиляція, опалення та кондиціювання повітря. Вони є найбільш розповсюдженими способами нормалізації мікроклімату у виробничих приміщеннях. Так зване повітряне та водоповітряне душення широко використовується у боротьбі з перегріванням робітників в гарячих цехах.

Забезпечити нормальні теплові умови в холодний період року в надтогабаритних та полегшених промислових будівлях дуже важко і економічно недоцільно. Найбільш раціональним варіантом в цьому випадку є застосування променистого нагрівання постійних робочих місць та окремих ділянок. Захист від протягів досягається шляхом щільного закривання вікон, дверей та інших отворів, а також влаштуванням повітряних і повітряно-теплових завіс на дверях і воротах.

Раціоналізація режимів праці та відпочинку досягається скороченням тривалості робочої зміни, введенням додаткових перерв, створенням умов для ефективного відпочинку в приміщеннях з нормальними метеорологічними умовами. Якщо організувати окреме приміщення важко, то в гарячих цехах створюють зони відпочинку – охолоджувальні альтанки, де засобами вентиляції забезпечують нормальні температурні умови.

Для робітників, що працюють на відкритому повітрі зимою, обладнують приміщення для зігрівання, в яких температуру підтримують дещо вищою за комфортну. Застосування теплоізоляції устаткування та захисних екранів В якості теплоізоляційних матеріалів широко використовуються: азбест, азбоцемент, мінеральна вата, склотканина, керамзит, пінопласт.

На виробництві застосовують також захисні екрани для відгородження джерел теплового випромінювання від робочих місць. За принципом захисту щодо дії тепла екрани бувають відбиваючі, поглинаючі, відвідні та комбіновані. Хороший захист від теплового випромінювання здійснюють водяні завіси, що широко використовуються в металургії.

Важливе значення для профілактики перегрівання мають індивідуальні засоби захисту. Спецодяг повинен бути повітро- та вологопроникним (бавовняним, з льону, грубововняного сукна), мати зручний покрій. Для роботи в екстремальних умовах застосовуються спеціальні костюми з підвищеною теплосвітловіддачею. Для захисту голови від випромінювання застосовують дюралеві, фіброві каски, повстяні капелюхи; для захисту очей – окуляри – темні або з прозорим шаром металу, маски з відкидним екраном. Захист від дії зниженої температури досягається використанням теплового спецодягу, а під час опадів – плащів та гумових чобіт.

Вимоги виробничої санітарії обов'язково враховують при проектуванні виробничих приміщень, процесів та технологічного обладнання. При цьому зазначається, що в процесі виробництва приладу повинні бути відсутніми або мінімальними (нижче допустимих значень):

- виділення у повітря приміщень, атмосферу та стічні води шкідливих або з неприємним запахом речовин, а також виділення теплоти і вологості в робочих приміщеннях;
- шум, вібрація, ультразвук, електромагнітні хвилі радіочастот, статична електрика та іонізуючі випромінювання.

Відповідно до Закону України "Про охорону праці" (ст. 10) на роботах із шкідливими та небезпечними умовами праці, в особливих температурних умовах, в забрудненому середовищі робітникам та службовцям безплатно видаються спецодяг, спецвзуття та інші засоби індивідуального захисту. Перелік робіт та професій, що дають право на одержання 313, складається на основі галузевих норм адміністрацією підприємства та погоджується із місцевими органами Держгірпромнагляду по охороні праці. Порядок видачі, зберігання та використання 32230 визначається НПАОП 0.00-4.01-08 "Положення про порядок забезпечення

працівників спеціальним одягом, спеціальним взуттям та іншими засобами індивідуального захисту" (наказ Держгірпромнагляду № 53 від 24.03.2008 р.).

Отже, дотримання вище наведених вимог забезпечать комфортні умови у виробничих приміщеннях по виготовленню комп'ютерних медичних діагностичних систем.

4.3. Висновки до розділу 4

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання контролю за станом охорони праці на підприємстві по виготовленню комп'ютерних медичних діагностичних систем.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано оптимальні комфортні умови у виробничих приміщеннях по виготовленню комп'ютерних медичних діагностичних систем.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У роботі розв'язано задачу розроблення комп'ютерного засобу випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів як ПКВП.

Отримані результати:

1. Здійснено аналіз відомих ритмічних біомедичних сигналів і методів обробки їх чим обрано шляхи наукового дослідження.

2. Реалізовано математичну модель ритмічних біомедичних сигналів як ПКВП, яка забезпечила поєднання у своїй математичній структурі стохастичність природи та ритмічності біомедичних сигналів, що є актуальним для задачі своєчасної меддіагностики стану людини.

3. Розроблено математичні методи та алгоритмічно-програмне забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів на підґрунті матмоделі ПКВП та методів синфазного та компонентного чим розширено можливості автоматизованих медичних комп'ютерних діагностичних систем.

4. Розроблено метод, відповідний алгоритм і комп'ютерний засіб випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів на базі комп'ютерного імітаційного моделювання подовжених синусоїдальних сигналів як тестових із апріорними різними вхідними параметрами, що уможливило визначення інваріантності (стійкості) результатів обробки щодо зміни вхідних параметрів.

5. Проведено експериментальне випробування алгоритмічно-програмного забезпечення обробки ритмічних біомедичних сигналів чим підтверджено факт коректності його роботи.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синєкоп Ю.С. Біомедичні сигнали та їх обробка. К.: ТОО "ВЕК+", 1997. 349 с.
2. Аль-Нажжар, Н.К. Компьютерный анализ дыхательных шумов. Сборник трудов всероссийской НТК "Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы, Биомедсистемы-2006", Рязань, РГРТУ, 2006.
3. Андреева, Е. А. Метод спектрального анализа огибающей ЭМГ и его роль в изучении физиологического тремора. Журн. Невропат. и психиатр. им. С. С. Корсакова. 1986. № 7. С. 966–969.
4. Бабкин, Л.С., Гехт Б.М., Полуказаков С.Я. Автоматический анализ игольчатой ЭМГ в дифференциальной диагностике нервно-мышечных заболеваний. Журн. невропатол. и психиатр.-1988. Т. 86. Вып. II. С. 12-17
5. Дедів Л., Хвостівський М., Дунець В., Шадріна Г. Імітаційна модель електрокардіосигналу на основі періодично корельованого випадкового процес. Вісник Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя, 2008. №3. С. 201-205.
6. Бобров, В.О., Стаднюк Л.А., Сосницький В.Н. Магнітокардіографія (методика і діагностичні можливості): Метод, рекомендації. К., 1997. 20 с.
7. Брызгунов И.П., Десова А.А., Кизева А.Г. Исследование характеристик формы и ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии при артериальной гипертензии в детском и подростковом возрасте. Физиология человека. 1997. Т. 23. № 3. С. 38-43.
8. Бызов А.Л. Электрофизиологические исследования сетчатки. М.: Наука, 1966. 194 с.
9. Васильева-Линецкая, Л.Я., Роханский А.О., Галацан А.В. Автоматизированная система исследований электромиографических сигналов человека. Открытые информационные и компьютерные информационные технологии. Харьков, 1998. Вып. 2 С.215-220.

10. Волков В.В., Шамшинова А.М. Функциональные методы исследования в офтальмологии. М.: Медицина, 1999. 416 с.
11. Гастроэнтерология. Ч.1. Пищевод, желудок: Пер. с англ. / Под ред. Дж.Х. Барона, Ф.Г. Муди. М.: Медицина, 1983. С. 234-259.
12. Десова А.А., Легович Ю.С., Разин О.С. Компьютерная система диагностики на базе анализа ритмической структуры пульсового сигнала лучевой артерии. Медицинская техника. 1999. № 2. С. 3-5.
13. Драган Я. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів, Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. XVI+333с.
14. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. М.: Наука, 1984. 195 с.
15. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці: підруч. 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.
16. Зудов О. М., Шарпан О. Б. Діагностичні можливості спектрального аналізу сигналів пульсової хвилі. Вісник ЖІТІ. 2001. № 16. Технічні науки. С. 82-85.
17. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. К.: Видавничий центр «Академія», 2005. 400с.
18. Кельман И.М. Электрокардиография и фонокардиография. М.: Медицина, 1974. 152с.
19. Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А. Новые акустические методы исследования системы дыхания человека. Вестн. нов. мед. технологий. 1996. Т. 4, № 3. С. 87-89.
20. Костин В.Н., Тишина Н.А. К 72 Статистические методы и модели: Учебное пособие / В.Н.Костин, Н.А.Тишина. – Оренбург: ГОУ ОГУ, 2004. – 138 с.
21. Левашов В.Ф., Грошов В.А. Основы статистического моделирования. Часть III. Обработка результатов эксперимента: Учебное пособие. Пенза: ВАИУ, 1997. 169 с.

22. Матвейков Г.П., Пшоник С.С. Клиническая реография. Минск, “Беларусь”, 1976. 175 с.
23. Мацюк О.В. Система для діагностики захворювань зорового аналізатора: автореф.дис. на здобуття канд. техн. наук: спец. 05.11.16. Київ, 2001. 17с.
24. Мацюк О.В., Паламар М.І. Статистична обробка і гармонійний аналіз електроретинограм. Вісник ТДТУ імені Івана Пулюя. Тернопіль: ТДТУ, 1997. С. 25-28.
25. Миронова Т.Ф., Миронов В.А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца. Челябинск, 1998. 162 с.
26. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М.: Медицина 1987 р.
27. Набиев Н.В., Персии Л.С., Панкратова Н.В. Возможности диагностического аппарата нового поколения «Кинезио-Миограф БКН» в стоматологии. Ортодонтия. 2008. №1(41). С.24-27.
28. Проворотов В. М. Диагностическая ценность магнитокардиографии. Материалы конф. молодых ученых. Воронеж, 1966. С. 8-9.
29. Ребров В.Г., Станковский Б.А., Куланина Г.И. Особенности регистрации электрической активности желудка и кишечника с поверхности тела пациента. Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. 1996. № 2. . 48–52.
30. Ребров В.Г. Возможности электрогастроэнтерографии при ряде заболеваний желудка и кишечника. Тер.арх. 1981. № 10. С.66-70.
31. Ронкин М.А., Иванов Л.Б. Реография в клинической практике. М.:НМФ МБН, 1997. 250с.
32. Реографическая цифровая обработка информации / В.П.Кожемяко, Л.И.Тимченко, Талал Аль Кхури и др. Киев, 1991. – 14 с.
33. Сафонов Ю. Д., и др. Метод регистрации магнитного поля сердца – магнитокардиография /Бюл. эксперим. биологии и медицины. 1967. Т. 64, вып. 9. – С. 111-113.

34. Собакин М.А. Экспериментальная методика электрографического исследования моторной деятельности желудка при пищеварении. Сообщение 1. Бюлл. exper.биологии, 1953, Т.36,№9, С. 76-79.
35. Строгалев В.П., Толкачева И.О. Имитационное моделирование: Учеб. пособие. М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2008. – 280 с.: ил.
36. Теоретические основы электрокардиологии; под ред. К.В.Нельсона и Д.Б. Гезеловица. Пер.с англ. Л.И. Титамира. М.: “Медицина”, 1979.
37. Фитилев Л.М.: Клиническая фонокардиография. М.: Медицина, 1968. 404 с.
38. Характеристики шумов форсированного выдоха человека в норме / [Кишин, А.С., Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А.]. Физиология человека. 1999. Т. 25, № 3. С. 128-130.
39. Халфен З.Ш. Автоматизация диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Саратов, 1980. 122 с.
40. Шакин В.В. Вычислительная электрокардиография. М.: Наука, 1981. 166 с.
41. Шамшинова А.М. Электроретинография в клинике глазных болезней. Клиническая физиология зрения: сб. науч. тр. – М.: Русомед, 1993.– С. 57-83.
42. Юсевич, Ю. С. Электромиография в клинике нервных болезней. М.: Медгиз, 1958.128с
43. Харкевич А.А. Спектры и анализ. М.: Физматгиз, 1962. 134 с.
44. С.П.Иглин. Теория вероятностей и математическая статистика на базе MATLAB. Издательство НТУ "ХПИ", 2006, Харьков, Украина. 612 с.
45. Парфенчук Н. Ідентифікація рухів вказівного пальця людини за електроенцефалосигналами. Матеріали IV Міжнародної студентської науково - технічної конференції / Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет ім.І.Пуллюя (м. Тернопіль, 28-29 квітня 2021 р.), 2021. С.244.
46. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини.

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

47. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.

48. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Математична модель пульсового сигналу для визначення гемодинамічних показників серцево-судинної системи людини. Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Тернопіль, 2013. С. 15-18.

49. Хвостівський М.О., Фуч О.В., Пашкевич Н.В. Перспективи розвитку методів та засобів ідентифікації рухів людини за електроенцефалографічними сигналами. IV Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2021): зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2021. С.119-120.

ДОДАТКИ

Додаток А

Програма синфазної обробки

```

function [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);

% Оцінювання параметрично коваріації синфазним методом
% [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);
% B - оцінки кореляційних компонент
% b - оцінки параметричної коваріації
% xx - вхідна послідовність
% TN - період послідовності, який рівний кількості точок на періоді
% kilkist - кількість точок масиву кореляційних компонент

if nargin<2, error('Мало параметрів'); end;
NT=fix(NT);
if nargin<3, kilkist=NT; end;
x=formatmasiv(xx,NT);
N=length(x);
kil=N/NT;
xc=centrPKVP(x,NT);
komp=kompPKVP(xc,NT);
U=size(komp,1)
K=size(komp,2)
b=zeros(U,U);
x1=komp;
for t=1:U
    for u=1:U
        for k=1:K
            b(t,u)=b(t,u)+komp(1,k)*komp(1+u-1,k);
        end
    end
end

```



```
end;  
b(t,u)=b(t,u)/sum(1:K);  
end;  
for n=1:K  
komp(:,n)=shift(x1(:,n),-t)';  
end;  
end;  
for k=1:NT  
BB(:,k)=abs(fft(b(:,k)))/NT*2;  
end;  
B=BB(1:kilkist,:);
```

Додаток Б

Програма компонентної обробки

```

function [Bk]=PKVPkomp(xx,NT,dt,kk);

% Оцінювання кореляційних компонент
% [Bk]=PKVPkomp(x,T,dt,kk);
% B(u)=PKVP(x,T);; Bk(u)=Mt{x(t)*x(t+u)*exp(2*pi*t*u*k/T)};
% xx - вхідний сигнал центрований
% NT - період сигналу, рівний кількості точок на періоді;
% kk - кількість компонент

if nargin<4, error('Необхідно ввести не менше 4-ох аргументів'); end;
NT=fix(NT);
x=formatmasiv(xx,NT);
xc=centrPKVP(x,NT);
N=length(x);
x1=xс;
l=2*pi/(NT*dt);
for k=1:kk
    x1=xс;
e=exp(-i*l*k*(0:N-1));
for u=1:N
    Bk(k,u)=sum(xс(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    %Bk(k+1,u)=sum(xс(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    x1=shift(x1,-1);
end;
end;
Bk=abs(Bk);

```

Додаток В

Програмна випробування методів обробки ритмічних біомедичних сигналів

```
k=0:0.1:20;
dt=500;
T=max(k);
NT=length(k);
fi1=0;
x=5*sin(2*pi*(k./T)+fi1);
fi2=20;
x1=5*sin(2*pi*(k./T)+fi2);
figure(1);
y1=[x x x x x x x x x];
y2=[x1 x x x x x x x x];
y3=[x x1 x x x x x x x];
y4=[x x x1 x x x x x x];
y5=[x x x x1 x x x x x];
y6=[x x x x x1 x x x x];
figure(1);
plot(y1);
axis tight;
grid on;
figure(2);
plot(y2);
axis tight;
grid on;
figure(3);
plot(y3);
axis tight;
grid on;
figure(4);
plot(y4);
axis tight;
grid on;
figure(5);
plot(y5);
axis tight;
grid on;
figure(6);
plot(y6);
axis tight;
grid on;
komp_s_1=sinfaz(y1,NT,10); % Синфазний метод
komp_s_2=sinfaz(y2,NT,10); % Синфазний метод
```

```

komp_s_3=sinfaz(y3,NT,10); % Синфазный метод
komp_s_4=sinfaz(y4,NT,10); % Синфазный метод
komp_s_5=sinfaz(y5,NT,10); % Синфазный метод
komp_s_6=sinfaz(y6,NT,10); % Синфазный метод
komp_k_1=PKVPkomp(y1,NT,dt,10); % Компонентный метод
komp_k_2=PKVPkomp(y1,NT,dt,10); % Компонентный метод
komp_k_3=PKVPkomp(y1,NT,dt,10); % Компонентный метод
komp_k_4=PKVPkomp(y1,NT,dt,10); % Компонентный метод
komp_k_5=PKVPkomp(y1,NT,dt,10); % Компонентный метод
komp_k_6=PKVPkomp(y1,NT,dt,10); % Компонентный метод
m1_komp_s_1=mean(mean(komp_s_1'));
m2_komp_s_2=mean(mean(komp_s_2'));
m3_komp_s_3=mean(mean(komp_s_3'));
m4_komp_s_4=mean(mean(komp_s_4'));
m5_komp_s_5=mean(mean(komp_s_5'));
m6_komp_s_6=mean(mean(komp_s_6'));
m1_komp_k_1=mean(mean(komp_k_1'));
m1_komp_k_2=mean(mean(komp_k_2'));
m1_komp_k_3=mean(mean(komp_k_3'));
m1_komp_k_4=mean(mean(komp_k_4'));
m1_komp_k_5=mean(mean(komp_k_5'));
m1_komp_k_6=mean(mean(komp_k_6'));
figure(7);
plot(m1_komp_s_1);
hold on;
plot(m2_komp_s_2);
plot(m3_komp_s_3);
plot(m4_komp_s_4);
plot(m5_komp_s_5);
plot(m6_komp_s_6);
hold off;
axis tight;
grid on;
figure(8);
plot(m1_komp_k_1);
hold on;
plot(m2_komp_k_2);
plot(m3_komp_k_3);
plot(m4_komp_k_4);
plot(m5_komp_k_5);
plot(m6_komp_k_6);
hold off;
axis tight;
grid on;

```

Додаток Г
Копія тези конференції



НАЦІОНАЛЬНИЙ АЕРОКОСМІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ім. М. Є. ЖУКОВСЬКОГО
«ХАРКІВСЬКИЙ АВІАЦІЙНИЙ ІНСТИТУТ»



ISM-2021

IV МІЖНАРОДНА
НАУКОВО-ПРАКТИЧНА КОНФЕРЕНЦІЯ
«ІНФОРМАЦІЙНІ СИСТЕМИ
ТА ТЕХНОЛОГІЇ В МЕДИЦИНІ»
ЗБІРНИК НАУКОВИХ ПРАЦЬ

ІНФОРМАЦІЙНІ СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ В МЕДИЦИНІ (ISM–2021)

МЕДИКО-ЕКОЛОГІЧНІ НАСЛІДКИ ВЕЛИКИХ ПОЖЕЖ У ЛІСАХ ПІВНІЧНОЇ ПІВКУЛІ <i>А. Н. Некос, Г. В. Тітенко, Л. Ф. Черногор, Л. Л. Черногор</i>	100
ГАЗОРОЗРЯДНИЙ МЕТОД ПОШУКУ БІОЛІЧНО АКТИВНИХ ТОЧОК <i>В. П. Олійник</i>	101
МЕТОД ДЖОНС-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ БІОЛІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ <i>С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, О. В. Карась, А. К. Зильгараєва</i>	103
ВИРІШЕННЯ ПІДЗАДАЧІ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЗБЕРІГАННЯ СКЛАДУ, ЗМІСТУ ТА ОРГАНІЗАЦІЇ ВЗАЄМОДІЇ РЕСУРСІВ В МЕДИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМАХ УКРАЇНИ <i>І. Ю. Панфьорова</i>	105
ОНТОЛОГІЧНА КОНЦЕПТУАЛЬНА МОДЕЛЬ ПІДСИСТЕМИ МОДЕЛЮВАННЯ ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ <i>М. Г. Петренко</i>	106
МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ КОМБІНОВАНОГО ДІАГНОСТИЧНОГО ВИРІШАЛЬНОГО ПРАВИЛА В МЕДИЧНИХ СИСТЕМАХ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ <i>А. І. Поворознюк, О. А. Поворознюк</i>	107
АНАЛІЗ МУЛЬТИФОКАЛЬНОСТІ ОБ'ЄМОЗАМІННОЇ ІНТРАОКУЛЯРНОЇ ЛІНЗИ <i>О. С. Поліщук, В. В. Козяр</i>	109
РЕГРЕСІЙНІ МОДЕЛІ ПОШИРЕННЯ КОРОНАВІРУСНОЇ ІНФЕКЦІЇ COVID 2019 <i>К. І. Попова, В. І. Луценко, І. В. Луценко, М. Ф. Бабаков, Іян Ло</i>	111
РОЗРОБЛЕННЯ ІНСТРУМЕНТАРІЮ ПІДТРИМКИ РЕАБІЛІТАЦІЙНИХ ПРОЦЕСІВ. ОНТОЛОГІЧНИЙ ПІДХІД <i>В. В. Приходнюк</i>	113
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ СИГНАЛИЗАТОР НА СМАРТФОНЕ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ РЕСПИРАТОРНЫХ ОТКЛОНЕНИЙ В ДОМАШНИХ УСЛОВИЯХ <i>Л. С. Файнзильберг</i>	115
ОЦЕНКА СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПО ПАЛЬЦЕВОЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЕ, РЕГИСТРИРУЕМОЙ С ПОМОЩЬЮ ВСТРОЕННОЙ КАМЕРЫ СМАРТФОНА <i>Л. С. Файнзильберг, А. Н. Макеенко</i>	117
ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ІДЕНТИФІКАЦІЇ РУХІВ ЛЮДИНИ ЗА ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИМИ СИГНАЛАМИ <i>М. О. Хвостівський, О. В. Фуч, Н. В. Пашикевич</i>	119
ЗАСТОСУВАННЯ СКАТЕРОГРАМИ І РОЗПОДІЛУ ІМОВІРНОСТЕЙ R-R І P-Q ІНТЕРВАЛІВ ДЛЯ ВІДОБРАЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ АНАЛІЗУ ХОЛТЕРІВСЬКОЇ ЕКГ <i>В. І. Шульгін, В. В. Федотенко, К. В. Наседкін</i>	120
ВИДЛЕННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ПЛОДА З БАГАТОКАНАЛЬНОГО АБДОМІНАЛЬНОГО СИГНАЛА В РЕАЛЬНОМУ МАСШТАБІ ЧАСУ <i>В. І. Шульгін, В. В. Федотенко</i>	122
СПЕЦИФІКАЦІЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ МОДЕЛІ ГОМОДИННОЇ ТОМОГРАФІЇ ДЛЯ САПР КВАНТОВОЇ МЕДТЕХНІКИ <i>Б. І. Яворський</i>	124

**ДОКАЗОВА МЕДИЦИНА. ІНФОРМАЦІЙНІ ДІАГНОСТИЧНІ ТЕХНОЛОГІЇ.
БІОЕТИКА В ІНФОРМАЦІЙНОМУ СУСПІЛЬСТВІ.**

CORRELATION ANALYSIS BETWEEN MAIN FACTORS OF PROGRESSION OF DIABETIC NEPHROPATHY AND THE LEVEL OF PROINFLAMMATORY CYTOKINES <i>R. Alekseienco, Ye. Radzishavska, L. Rysovana, A. Matsko, H. Borodkina</i>	126
FORMATION OF A POOL FREE-CIRCULATING NUCLEIC ACID: ORIGIN AND FUNCTION <i>О. О. Otchenashenko</i>	127

Среднее значение показателя V составило $10,02 \pm 1,78$ м/с. Отклонения V от среднего чаще всего соответствовали существенным изменениям артериального давления испытуемого.

Выводы. Применение интеллектуальных алгоритмов обработки сигнала позволяет с помощью программы на смартфоне без дополнительных технических средств оценивать параметры формы усредненной пульсовой волны, несущих диагностическую информацию о жесткости и тоне сосудов кровеносных сосудов.

Перечень ссылок:

1. Laurent S, Boutouyrie P, Asmar R, et al. Aortic stiffness is an independent predictor of all-cause and cardiovascular mortality in hypertensive patients // Hypertension. 2001. No. 37. P. 1236-1241.
2. Грищенко В.И, Файнзильберг Л.С. Интеллектуальные информационные технологии в цифровой медицине на примере фазографии. Киев: Наукова Думка, 2019. 423 с.
3. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. Киев: Наукова Думка, 2008. 333 с.

УДК 612.83: 616-009:519.21: 51-76

ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ІДЕНТИФІКАЦІЇ РУХІВ ЛЮДИНИ ЗА ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИМИ СИГНАЛАМИ

М. О. Хвостівський, О. В. Фуч, Н. В. Пашкевич

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя,

46001, Тернопіль, вул. Текстильна, 28, кафедра біотехнічних систем

E-mail: kaf_bt@tntu.edu.ua

The article presents the current state and prospects of development of methods and software and hardware for identifying human movements by electroencephalographic signals that will help people with lost mobility to move limbs after accidents and other pathologies, as well as undergo a successful rehabilitation process.

Однією із актуальних задач світового медичного співтовариства є задача повернення можливості рухатися людям, які втратили кінцівки або такі, що втратили здатність рухатися. Найбільш ефективним методом реєстрації та дослідження активності головного мозку людини під час рухів людини є електроенцефалографія (ЕЕГ) (Andrew Y. Paek, Harshavardhan A., José L [1]. Contreras-Vidal, Yuan H., Perdoni C., He B. [2] та ін.). За допомогою ЕЕГ можна визначити зони локалізації активності ділянок мозку у вигляді приросту потужності біопотенціалів, а саме електроенцефалографічного сигналу (ЕЕГ-сигналу). Такий підхід дає змогу проаналізувати думку людини при рухах людини та розробити методи обробки ЕЕГ-сигналу, технічну систему та її програмні засоби, які допомагатимуть людям з втраченими можливостями рухати кінцівками після аварій та інших патологій, а також пройти процес успішної реабілітації.

Дослідження щодо виявлення активності мозку людини за рухами вказівного пальця людини проведено в межах кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Для реєстрації ЕЕГ-сигналу застосовано комп'ютерну систему Neurosom («ХАІ-Medica», м.Харків). Розподіл зон активності головного мозку за ЕЕГ-сигналами зображено у вигляді картування. при рухах вказівного пальця із закритими очима.

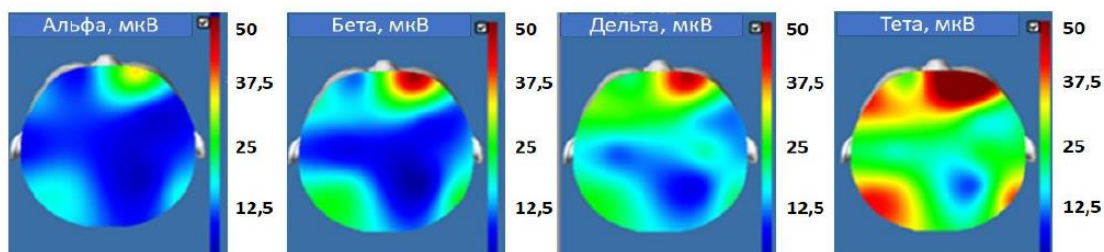


Рис. 1. Зони локалізації активності мозку людини за інтенсивностями хвиль ЕЕГ-сигналу

Таке дослідження є перспективним щодо використання його результатів при розробленні методів та засобів ідентифікації рухів людини для реабілітації та/або керування штучними протезами за допомогою декодованих ЕЕГ-сигналів як сигналів керування.

Перелік посилань:

1. Andrew Y. Paek, Harshavardhan A., José L. Contreras-Vidal. (2014) Decoding repetitive finger movements with brain activity acquired via non-invasive electroencephalography. March 2014. *Frontiers in Neuroengineering* 7:3. doi: 10.3389/fneng.2014.00003.
2. Yuan, H., Perdoni, C., and He, B. (2010). Relationship between speed and EEG activity during imagined and executed hand movements. *J. Neural Eng.* 7:26001. doi: 10.1088/1741-2560/7/2/026001.

УДК 612.176:004

**ЗАСТОСУВАННЯ СКАТЕРОГРАМИ І РОЗПОДІЛУ ІМОВІРНОСТЕЙ R-R І P-Q ІНТЕРВАЛІВ
ДЛЯ ВІДОБРАЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ АНАЛІЗУ ХОЛТЕРІВСЬКОЇ ЕКГ**

В. І. Шульгін, В. В. Федотенко, К. В. Наседкін

Національний аерокосмічний університет ім. М.Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут»

E-mail: v.shulgin@khai.edu

The paper shows the possibilities and efficiency of using such probabilistic characteristics of Holter ECG signals as the one-dimensional probability density of the distribution of RR and pQ intervals, as well as a two-dimensional scatterogram of the distribution of the next intervals in the R_r-R_{r-1} and RR_r-pQ_r planes (Poincare plot, Lorenz plot) for compact display and editing of the analysis results of Holter records.

Аналіз холтерівського (добових і багатодобових) записів ЕКГ в більшості сучасних моніторних систем виконується, як правило, в автоматичному або інтерактивному (за участю оператора) режимі. Працюючи в повністю автоматичному режимі системи аналізу обмежуються видачею короткого звіту про проведення дослідження за стандартною формою з прикладами виявлених порушень, графіками і таблицями вимірювань параметрів різних порушень. Однак, достовірність результатів такого аналізу, як правило, залишає бажати кращого, і лікар, який проводив дослідження, уважно не переглянув результати і не виправивши виявлені помилки аналізу, не може з чистою совістю поставити підпис під підсумковим висновком про дослідження.

Системи з інтерактивним принципом аналізу припускають участь фахівця в оцінці результатів кожного з етапів автоматичного аналізу ЕКГ, і при необхідності - їх корекції. Може скластися враження, що такий спосіб аналізу вимагає набагато більше часу і має велику трудомісткість, ніж повністю автоматичний. Насправді це не так. Помилки аналізу - неправильно відмічені епізоди артефактів на добовій ЕКГ, неправильно виявлені і класифіковані за наявності перешкод QRS-комплекси, ведуть до неправильних вимірів параметрів моніторної ЕКГ (інтервалів p-Q і Q-T, зсувів ST), неправильної оцінки порушень ритму і параметрів ВСП, і т. д. Накопичуючись по ходу аналізу, такі помилки призводять до абсолютно неадекватного підсумкового висновку про дослідження, а їх виправлення по завершенні аналізу вимагає дуже багато часу. Інтерактивна участь лікаря в ході аналізу дозволяє значно скоротити число таких помилок, оскільки, ніякий самий "розумний" алгоритм не може замінити досвіду грамотного фахівця.

Разом з тим, розробка програм аналізу, що працюють в інтерактивному режимі, вимагає використання особливих форм відображення результатів, що дозволяють в компактному і наочному вигляді, без необхідності стомлюючого перегляду всіх автоматично виявлених порушень, скласти інтегральне уявлення про їх наявність і характер. Однією з таких зручних і наочних форм відображення є щільності ймовірності розподілу RR інтервалів і інтервалів зчеплення, а також двовимірний розподіл чергових кардіоінтервалів R_i-R_{i-1} - скатерограма (Lorenz plot), широко використовується для відображення результату аналізу Варіабельності Серцевого Ритму (ВСП) [1]. Однак, використання скатерограми не обмежується аналізом нормальних R-R інтервалів при аналізі ВСП. Не менш наочним і зручним є її використання для відображення різних порушень серцевого ритму [2, 3] на моніторних (добових) ЕКГ-записах - фібриляції передсердь (ФП) рис. 1 а, б, передчасних надшлуночкових (SVE) і шлуночкових (VE) скорочень, а скатерограма інтервалів RR-pQ - змін p-Q і порушень AV-провідності - рис. 2.

Додаток Д
Копія тези конференції

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

Міністерство освіти і науки України,
Тернопільський національний технічний університет
імені Івана Пулюя
Маріборський університет (Словенія)
Технічний університет в Кошице (Словаччина)
Каунаський технологічний університет (Литва)
Львівський національний університет
імені Івана Франка,
Гірничо-металургійна академія ім. Станіслава Сташиця
(Польща)
Луцький національний технічний університет,
Чернівецький національний університет
імені Юрія Федьковича,
Вроцлавський економічний університет (Польща)
Донбаська державна машинобудівна академія



Студентське наукове товариство



IV МІЖНАРОДНА
студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ
НАУКИ.

АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"

28-29 квітня 2021 р.

(збірник тез конференції)

Тернопіль 2021

УДК 612.82:617.577:681.51

Парфенчук Н. – ст.гр. РБмз-51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ІДЕНТИФІКАЦІЯ РУХІВ ВКАЗІВНОГО ПАЛЬЦЯ ЛЮДИНИ ЗА ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛАМИ

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

Parfenchuk N.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

IDENTIFICATION OF HUMAN INDICATOR FINGER MOVEMENTS BY ELECTROENCEPHALOSIGNALS

Supervisor: Khvostivskyy M.O.

Ключові слова: електроенцефалосигнал, активність, мозок людини, рух вказівного пальця.

Keywords: electroencephalogram, activity, human brain, index finger movement.

Найбільш ефективним методом реєстрації та дослідження активності головного мозку людини під час рухів кінцівок людини є електроенцефалографія (ЕЕГ). За допомогою ЕЕГ можна визначити зони локалізації активності ділянок мозку у вигляді приросту потужності біопотенціалів, а саме електроенцефалосигналу (ЕЕС). Такий підхід дає змогу проаналізувати думку людини при згинанні та розгинанні вказівного пальця та розробити технічну систему, яка допомагатиме людям з втраченими можливостями рухати кінцівками після аварій та інших патологій, а також пройти процес успішної реабілітації. Також таке дослідження є перспективним щодо використання його результатів при керуванні біопротезами за допомогою відповідних сигналів керування, які поступають з мозку людини.

Експериментальне дослідження щодо реєстрації ЕЕС та визначення локалізації зон активності мозку людини при рухах вказівного пальця проведено в межах кафедри біотехнічних систем ТНТУ під керівництвом доцента Хвостівського М.О. Для реєстрації ЕЕС застосовано комп'ютерну систему Neurocom («ХАІ-Medica», м.Харків).

Результати локалізації активних зон зображено на рис. 1.

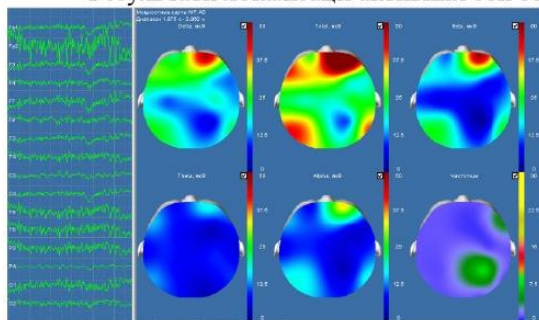


Рис.1. Яскраво виражені зони локалізації активності головного мозку за даними ЕЕС при розгинанні та згинанні вказівного пальця

За результатами дослідження, які зображено на рис.1, встановлено, що при русі вказівного пальця із закритими очима найбільша активність головного мозку локалізується в лобовій зоні правої півкулі. Проведене дослідження є підґрунтям щодо подальшого розроблення ефективних алгоритмів комп'ютерної обробки ЕЕС, які реєструються в лобовій зоні правої півкулі мозку, задля ідентифікації відповідних рухів з подальшою їх трансформацією в сигнали керування відповідної реабілітаційної системи.

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

ДОСЛІДЖЕННЯ ЦИКЛІЧНОЇ МІЦНОСТІ ЗВАРНИХ З'ЄДНАНЬ СТАЛІ Ст3пс	
Кунець Р., Спас П. ОЦІНКА НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМІВНОГО СТАНУ НЕСУЧИХ КОНСТРУКЦІЙ МОБІЛЬНИХ МАШИН	230
Макар А. ЗАЛИШКОВІ НАПРУЖЕННЯ ДЕФОРМАЦІЇ ПРИ НАПЛАВЛЕННІ НАГРІВАЛЬНОЮ СИСТЕМОЮ ІНДУКТОР ТЕПЛОВИЙ ТА ЕЛЕКТРОМАГНІТНИЙ ЕКРАН	231
Молчанов А. УЛЬТРАЗВУКОВА ДЕФЕКТОСКОПІЯ ЗВАРНОГО ШВА МАГІСТРАЛЬНОГО ТРУБОПРОВОДУ	232
Петровський А. ОСТИГАННЯ ЦИЛІНДРИЧНОЇ ДЕТАЛІ ПІСЛЯ ІНДУКЦІЙНОГО НАГРІВАННЯ	233
Суда О. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ОДНОКОНТАКТНОГО ТОЧКОВОГО ЗВАРЮВАННЯ	235
Козак М. ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ РЕАКТИВНОГО НАВАНТАЖЕННЯ НА ПРОЦЕС УЛЬТРАЗВУКОВОГО ЗВАРЮВАННЯ	237

Обладнання харчових виробництв

Секція:

Головко А. ОСОБЛИВОСТІ ЗВОРОТНЬОГО ІНЖИНІРИНГУ У ХАРЧОВІЙ ПРОМИСЛОВОСТІ	239
Василько М. ШЛЯХИ ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ПРОЦЕСІВ СЕПАРАЦІЇ МОЛОЧНОЇ СИРОВИНИ	240
Добоцук Ю. ВПЛИВ ВЖИВАННЯ ХЛІБУ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ	241
Рудакевич М. ПЕРЕВАГИ БАГАТОКОРПУСНИХ ВАКУУМ – ВИПАРНИХ УСТАНОВОК	242
Сембрат В. ІНТЕНСИФІКАЦІЯ ПРОЦЕСІВ ОБРОБКИ ХАРЧОВИХ ПРОДУКТІВ ШНЕКОВИМИ РОБОЧИМИ ОРГАНАМИ	243
Парфенчук Н. ІДЕНТИФІКАЦІЯ РУХІВ ВКАЗІВНОГО ПАЛЬЦЯ ЛЮДИНИ ЗА ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОСИГНАЛАМИ	244
Савка Б., Гринюк І. ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ МЕДИЧНИХ	245