

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Система для аналізу електрокардіографічного сигналу

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-23м
спеціальності 163 Біомедична інженерія

Василишин Є. М. Василишин Є. М.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС

Штофель Д. Х. Штофель Д. Х.

Опонент: к. т. н., ст. викл. каф. ІРТС

Притула М. О. Притула М. О.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

Коваль Л. Г. к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 29 » 11 2024 р.

Вінниця ВНТУ – 2024 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

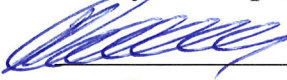
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль
«18» 05 2024 р.

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Василишину Євгену Миколайовичу

1. Тема роботи: Система для аналізу електрокардіографічного сигналу.

Керівник роботи: Штофель Д. Х., канд. техн. наук, доцент

затверджені наказом ВНТУ від «17» вересня 2024 року № 310.

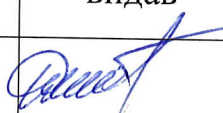
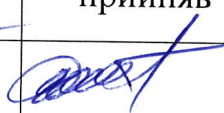
2. Строк подання студентом роботи «29» листопада 2024 року.

3. Вихідні дані до роботи: електрокардіографічний сигнал, голтерівський моніторинг, тривалість запису – не менше 24 годин; науково-технічна та медична література; програмне середовище Matlab.

4. Зміст текстової частини: аналіз методів оброблення й аналізу електрокардіографічного сигналу, голтерівський моніторинг, розроблення методу аналізу електрокардіографічного сигналу, розроблення системи аналізу електрокардіографічного сигналу, розрахунок економічних показників та доцільності розробки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: генерація електрокардіографічного сигналу, оцінювання обчислювальної складності алгоритмів обробки, графіки експериментальних сигналів, графічна інтерпретація статистичних параметрів сигналу, спектральні складові експериментального сигналу.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.2024	 29.11.2024
Економічна частина	Буреннікова Н. В. д. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 7.10.2024	 28.11.2024

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2024 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

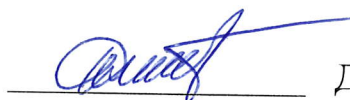
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 04.10.2024	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 25.10.2024	
Розроблення системи	до 22.11.2024	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 29.11.2024	
Оформлення текстової та графічної частини	до 29.11.2024	
Попередній захист МКР	29.11.2024	
Рецензування МКР	до 20.12.2024	
Захист МКР	23-25.12.2024	

Здобувач



Євген ВАСИЛИШИН

Керівник роботи



Дмитро ШТОФЕЛЬ

АНОТАЦІЯ

Василишин Є. М. Система для аналізу електрокардіографічного сигналу : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2024. 98 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 53 найм.; 16 рис.; 16 табл.

В магістерській кваліфікаційній роботі розглянута науково-технічна задача оброблення й аналізу електрокардіографічного сигналу в системах тривалого (голтерівського) моніторингу серцевої діяльності. Проведено аналіз сучасних методів та моделей оброблення сигналу. Розроблена модель і алгоритми оброблення сигналу, які враховують одночасно його стохастичну та періодичну природу. Розроблене програмне забезпечення для реалізації розробленого алгоритму на основі компонентного методу аналізу ЕКГ-сигналу. Досліджена обчислювальна складність та одержані спектральні характеристики експериментальних сигналів. Розроблена інформаційна система може бути інтегрована в комп'ютерні діагностичні системи для кардіології. Розраховано економічний ефект від впровадження науково-технічної розробки.

Ключові слова: ЕКГ, біосигнал, голтерівський моніторинг, математичне моделювання, стохастичні моделі, детерміновані моделі, статистична обробка, кардіологічна діагностика.

ABSTRACT

Vasylyshyn Ye. M. System for electrocardiographic signals analysis : master's thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2024. 98 p.

In Ukrainian. Refs.: 53 titles.; 16 figs.; 16 tables.

The master's thesis qualification paper considers the scientific and technical task of processing and analyzing an electrocardiographic signal in systems of continuous (Holter) monitoring of cardiac activity. An analysis of modern methods and models of signal processing has been carried out. A model and algorithms for signal processing have been developed that take into account both its stochastic and periodic nature. Software has been developed to implement the developed algorithm based on the component method of ECG signal analysis. The computational complexity has been studied and the spectral characteristics of experimental signals have been obtained. The developed information system can be integrated into computer diagnostic systems for cardiology. The economic effect of the implementation of scientific and technical development has been calculated.

Key words: ECG, biosignal, Holter monitoring, mathematical modeling, stochastic models, deterministic models, statistical processing, cardiac diagnostics.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І СКОРОЧЕНЬ	6
ВСТУП	7
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ	10
1.1 Реєстрація та параметри ЕКГС	10
1.1.1 Зубець Р	11
1.1.2 Інтервал PQ	12
1.1.3 Комплекс QRS.....	13
1.1.4 Сегмент ST	15
1.2 Голтерівський моніторинг ЕКГС	16
1.3 Переваги й недоліки голтерівського моніторингу	18
1.4 Перешкоди при довготривалій реєстрації ЕКГ	20
1.5 Методи й алгоритми обробки та аналізу ЕКГС	22
1.5.1 Огляд відомих методів й алгоритмів оброблення та аналізу ЕКГС.....	23
1.5.2 Аналіз методів ущільнення та збереження ЕКГ	25
1.6 Висновки до розділу 1	30
2 РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДУ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ	31
2.1 Вибір базового методу аналізу.....	31
2.2 Вибір математичної моделі для оброблення ЕКГС	34
2.2.1 Визначені математичні моделі	34
2.2.2 Стохастичні математичні моделі ЕКГС	35
2.2.3 Використання енергетичного підходу в моделюванні ЕКГС	37
2.3 Використання синфазного методу для обробки ЕКГС та його реалізація	39
2.4 Висновки до розділу 2	41
3 РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ	43
3.1 Реалізація компонентного методу аналізу ЕКГС	43
3.2 Обчислювальна складність алгоритму	44

3.3 Написання програмного забезпечення в середовищі MATLAB	48
3.4 Висновки до розділу 3	55
4. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	57
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	57
4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки.....	61
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	63
4.3.1 Витрати на оплату праці	63
4.3.2 Відрахування на соціальні заходи	66
4.3.3 Сировина та матеріали	66
4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі	67
4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт	68
4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт.....	69
4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень	70
4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей.....	71
4.3.9 Службові відрядження	73
4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації	73
4.3.11 Інші витрати	73
4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати	74
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором.....	75
4.5 Висновки до розділу 4.....	79
ВИСНОВКИ	81
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	85
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина.....	91
Додаток Б (обов'язковий) Протокол перевірки роботи.....	98

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І СКОРОЧЕНЬ

АКФ – автокореляційна функція

АЧП – амплітудно-частотне перетворення

ЕКГ – електрокардіограма

ЕКГС – електрокардіографічний сигнал

ІХС – ішемічна хвороба серця

ПКВП – періодично-корельований випадковий процес

ССС – серцево-судинна система

ФВЧ – фільтр високих частот

ФНЧ – фільтр низьких частот

ЧСС – частота серцевих скорочень

ШНМ – штучні нейронні мережі

ШПФ – швидке перетворення Фур'є

ВСТУП

Актуальність теми. Однією з основних задач клінічної електрофізіології є визначення функціонального стану організму людини для його комплексної оцінки та визначення здатності адаптуватися до змінних умов. Важливою особливістю цієї галузі медицини є використання фізичних явищ і процесів, які відбуваються в організмі, закономірна змінюваність яких відображає певні фізіологічні процеси. Системи обробки ЕКГ-сигналів є актуальними через їх важливість у діагностиці серцево-судинних захворювань, які залишаються найпоширенішою причиною смертності у світі [1]. Вони забезпечують автоматизоване виявлення аритмій, ішемії та інших патологій у реальному часі, підвищуючи точність діагнозу, знижуючи навантаження на лікарів і дозволяючи проводити довготривалий моніторинг серця (голтерівський моніторинг) для раннього виявлення відхилень від норми.

Спектрально-кореляційні методи аналізу набули широкого застосування при дослідженні та вимірюванні характеристик випадкових процесів, оскільки вони забезпечують високу наочність, зручність у використанні та мають добре розвинене методико-технічне забезпечення. Ці методи використовуються для оцінки спектральної густини потужності стаціонарних біологічних сигналів випадкової природи, до яких належить електрокардіографічний сигнал (ЕКГС). .

Одним із перспективних напрямків удосконалення програмно-апаратного спектрального аналізу є впровадження аналізу на основі компонентного методу. У зв'язку з цим можна стверджувати, що методи програмно-апаратного спектрального аналізу потребують подальшого вдосконалення і розвитку. Розробка методу обробки ЕКГС, заснованого на математичній моделі у вигляді періодично корельованої випадкової функції для комп'ютерних кардіо-діагностичних систем є актуальною науково-технічною задачею, яка сприятиме автоматизованому виявленню патологічних змін серцево-судинної системи.

Мета магістерської кваліфікаційної роботи: розробити систему для діагностики стану серцево-судинної системи на основі компонентного методу

аналізу сигналу, що дозволить розширити можливості кардіологічних медико-діагностичних систем.

Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:

- провести аналіз відомих методів аналізу електрокардіографічного сигналу та математичних моделей його опису;
- запропонувати удосконалену математичну модель електрокардіографічного сигналу, яка враховує періодичну і випадкову природу сигналу для забезпечення завчасного діагностування патологічних змін у діяльності серцево-судинної системи.
- дослідити різні методи оброблення ЕКГС;
- розробити програмне забезпечення для системи аналізу електрокардіографічного сигналу;
- оцінити економічну доцільність впровадження розробленої системи.

Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи: процес діагностики стану серцево-судинної системи людини.

Предмет магістерської кваліфікаційної роботи: методи аналізу електрокардіографічного сигналу та діагностична система для його дослідження.

Методи дослідження. Під час виконання магістерської роботи застосовувалися такі методи: аналітично-пошуковий метод, метод математичного моделювання; імітаційне моделювання; методи теорії біотехнічних систем; методи економічного моніторингу; методи синтезу інформаційних систем і об'єктно-орієнтоване програмування.

Новизна одержаних результатів:

В роботі було удосконалено математичну модель електрокардіографічного сигналу як періодично-корельованого випадкового сигналу, застосування якої в діагностичній системі забезпечує можливість в автоматизованому режимі виявляти патологічні зміни у серцево-судинній системі людини на ранніх етапах розвитку.

Практичне значення одержаних результатів полягає в:

- проведений аналіз методів оброблення ЕКГС може використовуватись з навчальною метою;
- проведене порівняння обчислювальної складності алгоритмів можна використовувати для вибору оптимального для певної задачі;
- розроблену систему для аналізу ЕКГС можна використовувати в медичних діагностичних системах в кардіології, зокрема при голтерівському моніторингу.

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

1.1 Реєстрація та параметри ЕКГС

Реєстрація ЕКГС відбувається шляхом вимірювання різниці потенціалів між двома точками на поверхні тіла людини з використанням активного (позитивного) та пасивного (або негативного) електрода [1]. Така різниця потенціалів між двома точками називається відведенням ЕКГ. Для аналізу та діагностики зареєстрований у різних відведеннях (тобто між різними точками) ЕКГС за допомогою контактних електродів, надходить на спеціалізований прилад – електрокардіограф, який забезпечує підсилення сигналу, його фільтрацію, оброблення та візуалізацію.

Амплітуда ЕКГС, який знімається з поверхні шкіри, перебуває в діапазоні від 0.5 мВ до 5 мВ, а частота ЕКГС знаходиться в межах від 0.05 Гц до 20 Гц [2]. Ці параметри є найбільш інформативними для аналізу ЕКГС та подальшої діагностики. Форма ЕКГС залежить від відведення, з якого відбувається реєстрація, фізіологічного та емоційного стану людини, а також її індивідуальних особливостей [2]. При записі стандартної електрокардіограми (ЕКГ) використовується 12 відведень, а саме 3 стандартних відведення, 3 посилені відведення та 6 грудних відведень [3]. На рисунку 1.1 показано типовий вигляд ЕКГС.

Кардіокомплекс, тобто форму ЕКГС за один серцевий цикл, прийнято розділяти на п'ять основних зубців (тобто відхилень від ізолінії – нульового значення різниці потенціалів). Ці зубці мають назви Р, Q, R, S, і Т. Форма та величина (амплітуда) цих зубців може значно варіювати залежно від відведення, в якому записується ЕКГС та стану серцево-судинної системи (ССС) людини. Кожний зубець, інтервал (тобто ділянки ізолінії між зубцями) та сегмент (послідовність зубців та інтервалів) ЕКГ відображає певні електрофізіологічні процеси, які відбуваються у серцевому м'язі під час його скорочення [4].

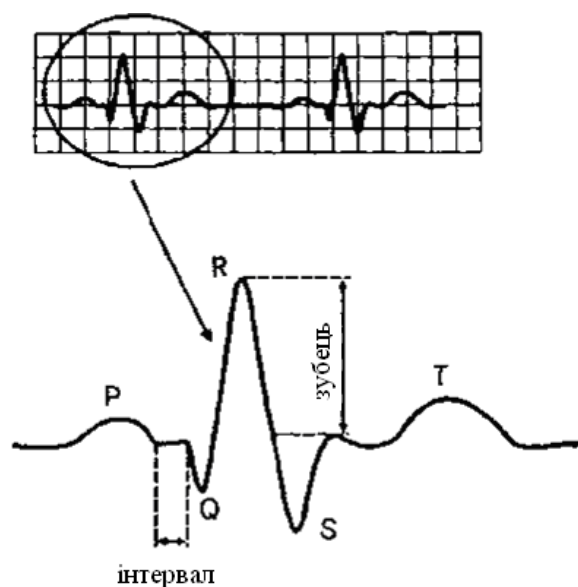


Рисунок 1.1 – Схематичний вигляд ЕКГС, основні його зубці й інтервали [3]

1.1.1 Зубець Р

Зубець Р віддзеркалює процеси деполяризації (тобто збудження, пов'язаного зі скороченням) м'язової тканини передсердь, сукупність зубців Q, R та S (або QRS-комплекс) відображає процес деполяризації (скорочення) шлуночків серця, сегмент S-T відповідає періоду збудження обидвох шлуночків, а зубець Т відповідає процесу відновлення потенціалу спокою м'язової тканини шлуночків (реполяризації) [5].

Збудження тканин міокарду відбувається завдяки провідній системі серця, тобто нервовим шляхам, які беруть початок із синусного вузла, який генерує нервові імпульси з певною періодичністю [6].

Схема збудження передсердя представлена на рис. 1.2.

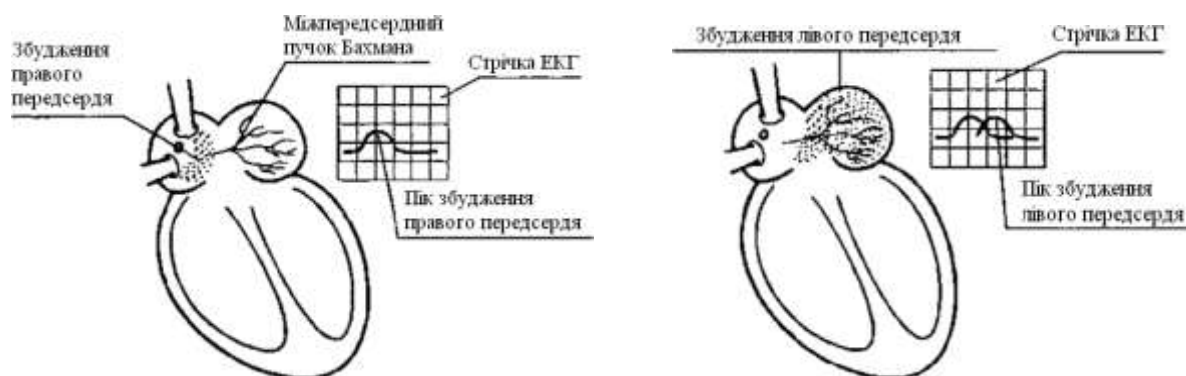


Рисунок 1.2 – Схема збудження передсердь

Збудження і деполяризація тканин лівого передсердя відбувається під час проходження нервового сигналу провідною системою через пучок Бахмана [6]. На ЕКГ вершина зубця Р відповідає максимальному збудженню обох передсердь, хоча в реальності кожне передсердя формує свій власний зубець, але на ЕКГ вони зливаються в один через незначну часову зміщення початку збудження лівого передсердя після правого. Таким чином, формування зубця Р на ЕКГ здійснюється в результаті додавання піків збудження обох передсердь (рис. 1.3).



Рисунок 1.3 – Формування зубця Р на ЕКГ

1.1.2 Інтервал PQ

Одночасно із збудженням передсердь імпульс із синусового вузла проходить через нижню гілку пучка Бахмана до атріовентрикулярного вузла [6]. У цьому місці імпульс уповільнюється, тому сигнал збудження не реєструється. У цей період активний електрод формує ізоелектричну лінію або просто ізолінію. Формування інтервалу PQ показано на рисунку.1.4.

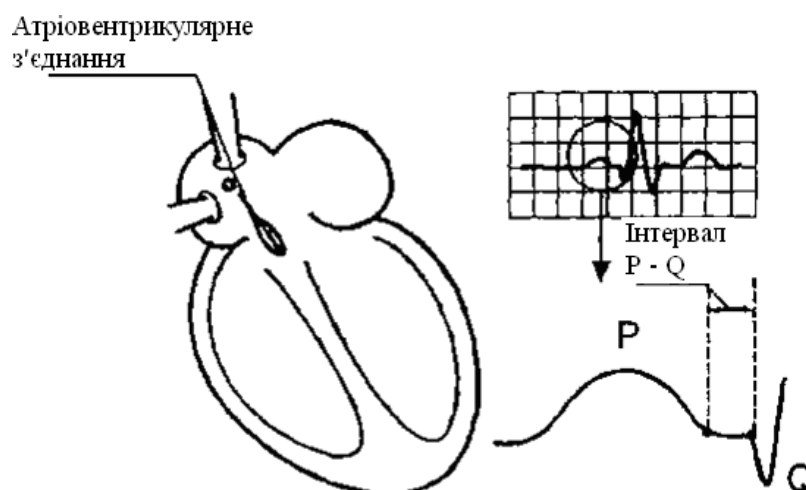


Рисунок 1.4 – Утворення інтервалу PQ на ЕКГ

1.1.3 Комплекс QRS

Зубці Q, R та S на ЕКГ переходять один в одного без інтервалів між ними, тому їх поєднання називаються QRS-комплексом [4].

Нервовий імпульс надходить через провідну систему серця до пучка Гіса в середній стінці серця, що веде до подальшого збудження тканин шлуночків. При цьому на ЕКГ формується QRS-комплекс. Шлуночки збуджуються таким чином: спершу відбувається збудження міжшлуночкової стінки, яке триває 0.03 с, при цьому імпульс рухається в напрямку від вершини серця, і на ЕКГ формується зубець Q (рис. 1.5).

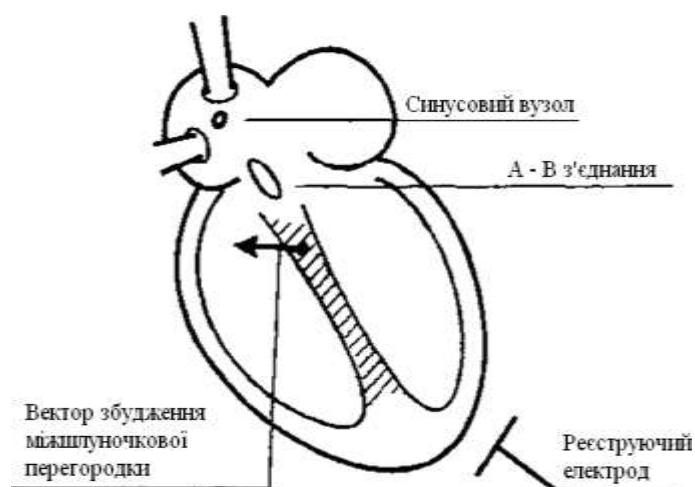


Рисунок 1.5 – Формування зубця Q на ЕКГ

Після цього відбувається збудження вершини серця та областей міокарду, прилеглих до неї, яке триває 0.05 с. При цьому на ЕКГ формується зубець R (рис. 1.6). Описані процеси плавно перетікають один в одного, тому інтервалу між зубцями не фіксується.

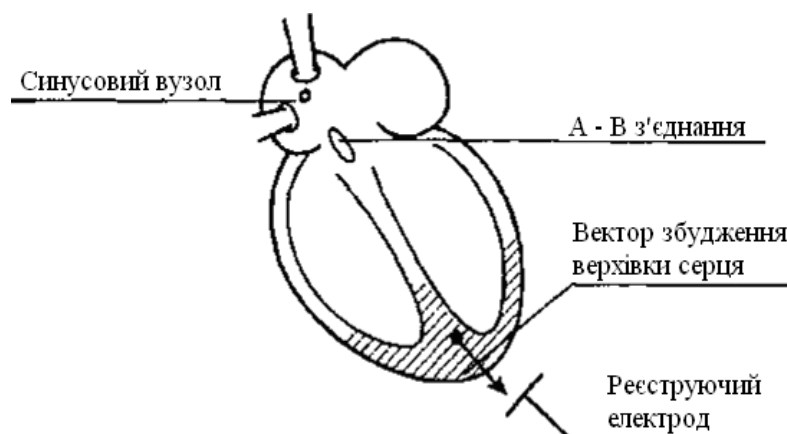


Рисунок 1.6 – Формування зубця R на ЕКГ

Зубець S формується у відповідь на збудження основної тканини шлуночків серця (рис. 1.7) і є найбільшим за амплітудою серед всіх зубців.

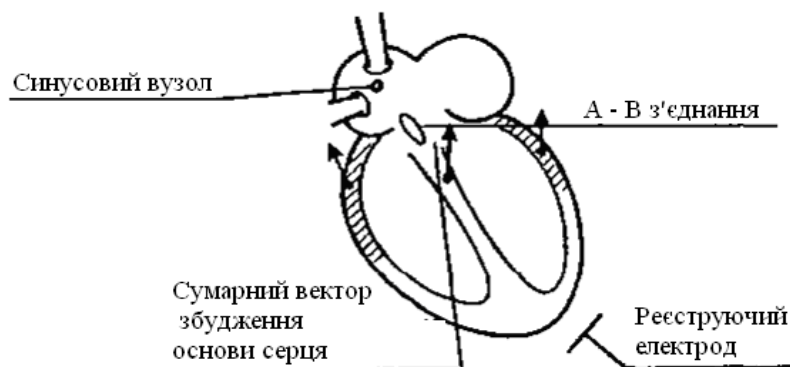


Рисунок 1.7 – Формування зубця S на ЕКГ

Таким чином, загальна тривалість шлуночкового QRS-комплексу досягає 0,1 секунди.

1.1.4 Сегмент ST

Електрофізіологічні процеси, які відбуваються в міокарді під час походження нервового збудження та відновлення кардіоміоцитів до початкового стану, є досить складними, тому в клінічній практиці їх об'єднують поняттям реполяризації. Цей процес представлено у графічному вигляді на рисунку 1.8.

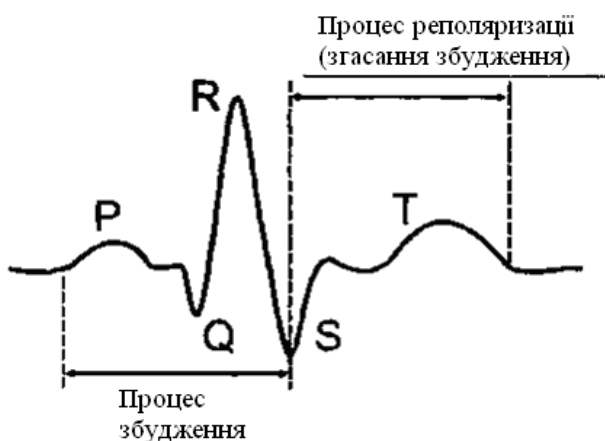


Рисунок 1.8 – Сегмент ST на ЕКГ

Параметри та основні клінічні характеристики зубців та інтервалів ЕКГ представлені у таблиці 1.1 [3].

Таблиця 1.1 – Характеристики і параметри елементів ЕКГ

Зубець Р	1. У відведеннях I, II, aVF, V2-V6 зубець Р завжди додатній, в aVR зубець Р завжди від'ємний. 2. Тривалість зубця Р не більше 0.1 с, амплітуда – 1.5-2.5 мм.
Інтервал PQ	Тривалість коливається від 0.12 до 0.20 с.
Зубець Q	1. Реєструється у всіх стандартних та посиленних однополюсних відведеннях і у грудних V4-V6. 2. Амплітуда Q у всіх відведеннях, крім aVR, не перевищує 1/4 висоти зубця R, тривалість – 0.03 с. 3. В aVR може бути зафіксований глибокий і широкий Q або QS.
Зубець R	1. Може реєструватися у всіх стандартних та посиленних відведеннях. 2. У грудних відведеннях амплітуда поступово збільшується від V1 до V4, а потім дещо зменшується у V5 та V6. У V1 може бути відсутнім.
Зубець S	1. Амплітуда урізних відведеннях коливається у межах, не більше 20 мм. 2. У грудних відведеннях амплітуда поступово зменшується від V1 до V4, а V5 і V6 має малу амплітуду або відсутній зовсім. 3. Рівність R і S у грудних відведеннях («перехідна зона») зазвичай реєструється в V3 або (рідше) між V2 і V3 або V3 і V4.
Сегмент RS-T	1. У відведеннях від кінцівок розташований на ізолінії ($\pm 0,5$ мм). 2. У V1-V3 може спостерігатися зміщення вгору від ізолінії (не більше 2 мм), V4-V6 – вниз (не більше 0,5 мм).
Зубець Т	1. У I, II, aVF, V2-V6 завжди додатній. 2. У III, aVL, V1 може бути додатнім, двофазним або від'ємним. 3. В aVR завжди від'ємний.

За умови коректного відтворення зубців та інтервалів у різних відведеннях на ЕКГ, дані, наведені у табл. 1.1 можуть використовуватись для визначення стану ССС та постановки кардіологічних діагнозів.

1.2 Голтерівський моніторинг ЕКГС

Голтерівський моніторинг ЕКГ (голтерівське моніторування) — це метод тривалого запису електрокардіограми (ЕКГ) для оцінки роботи серця протягом 24 годин або тривалішого часу в умовах повсякденного життя пацієнта.

Цей метод отримав свою назву на честь американського біофізика Нормана Голтера, який розробив перший портативний пристрій для безперервного моніторингу серцевої діяльності [7].

Голтерівський моніторинг використовують для виявлення порушень серцевого ритму (аритмій). діагностики причин непритомності або запаморочення, для оцінки ефективності лікування аритмій, для виявлення ішемії міокарда (кисневого голодування серцевого м'яза), для спостереження за роботою серця при встановленому електрокардіостимуляторі.

Дослідження проводять наступним чином:

1. Підключення пристрою. До тіла пацієнта прикріплюють кілька електродів, які з'єднані з невеликим портативним пристроєм-реєстратором, що записує електричну активність серця. Використовуються прилади, що мають від 2 до 12 каналів. Найбільш поширеними є дво- та триканальні реєстратори [7].

2. Запис ЕКГ. Пристрій реєструє дані протягом усього періоду моніторингу, який зазвичай триває від 24 до 72 годин, а іноді навіть довше.

3. Активність пацієнта. Пацієнт веде звичний спосіб життя і записує у щоденник важливі події, такі як фізичні навантаження, стрес, симптоми (біль у грудях, запаморочення, серцебиття тощо), щоб в подальшому зіставити ці події з даними ЕКГ.

Приклад приладу для голтерівського моніторингу наведено на рис. 1.9.

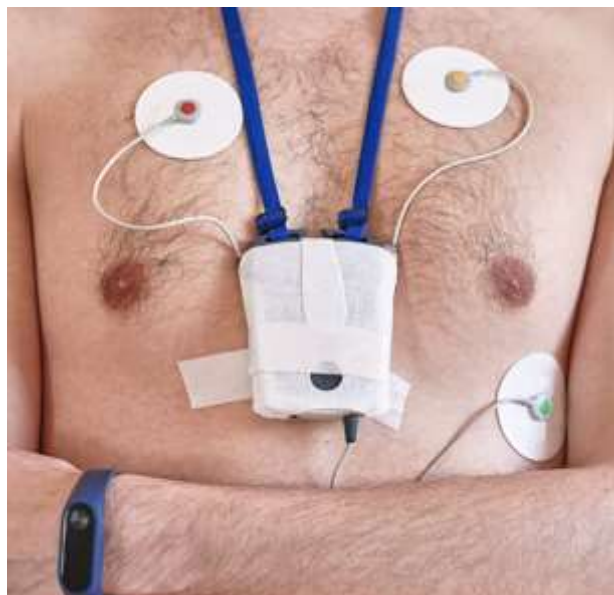
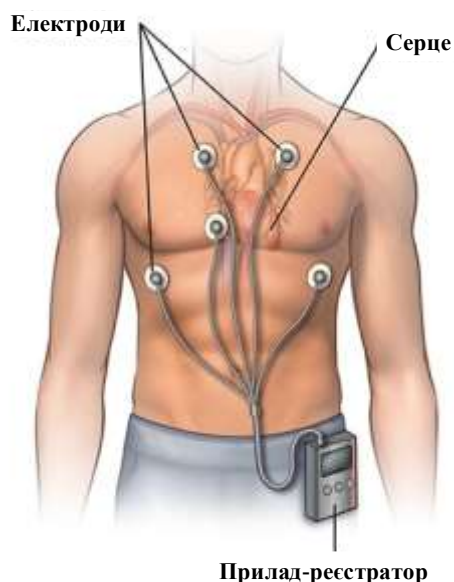


Рисунок 1.9 – Схеми розміщення приладів для готлерівського моніторингу

Для фіксації на тілі пацієнта застосовуються клейкі електроди одноразового використання. Для кращого електричного контакту поверхня шкіри людини підлягає попередній обробці: очищенню, знежиренню та за необхідності видаленню волосся [9]. Для цього застосовується найкраще виконувати спеціальною абразивною пастою. Після цього шкіра протирається спиртовим розчином, висушується і на її поверхню наклеюються електроди. Найкращого результату можна досягти при застосуванні спеціальних електродів, на поверхню яких нанесений так званий твердий гель, який є електролітом і зменшує свою в'язкість з підвищенням температури внаслідок контакту з тілом пацієнта.

Після завершення запису він аналізується лікарем або автоматично за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення. Результати аналізу записаного ЕКГС та сам готлерівський запис в обов'язковому порядку переглядається та корегується кардіологом. У результатах моніторингу і діагностичних висновках мають бути відображені відомості щодо:

- періодичних процесів у серці, визначення їх частоти і джерел появи;
- змін серцевого ритму, до яких відносять екстрасистоли різної етіології, їх кількісні та морфологічні особливості, пароксизми аритмій тощо;

- пауз в ритміці;
- причин варіації інтервалів PQ та ST, морфологічних варіацій QRS-комплексу;
- варіації сегменту ST, особливо у зв'язку з фізичною активністю пацієнта;
- роботи електрокардіостимулятора, якщо він встановлений.

У діагностичному висновку виявлені особливості або патологічні ознаки повинні супроводжуватись відповідними ділянками ЕКГ на певному періоді моніторингу.

Для аналізу записаного ЕКГС в наш час застосовується спеціалізоване програмне забезпечення, яке повинне виявляти й аналізувати зміни у ритмі серцевих скорочень, больові і безболісні приступи ішемії міокарду та інші відхилення [11]. Таким чином, розвиток і вдосконалення методів аналізу ЕКГС, які при цьому застосовуються, дозволить підвищити достовірність діагностики та ефективності подальшого лікування захворювань ССС.

1.3 Переваги й недоліки голтерівського моніторингу

До основних переваг у використанні голтерівського моніторингу можна віднести:

- метод дає можливість оцінити серцеву активність у реальних умовах життя, а не лише під час короткотривалого запису ЕКГ в або вдома на ліжку;
- допомагає виявити проблеми, які не проявляються під час звичайного обстеження, наприклад, особливості роботи серця під час фізичних навантажень.

Голтерівський моніторинг ЕКГ є ефективним методом діагностики, але має певні недоліки, які важливо враховувати при використанні цього методу:

- обмеження за часом моніторингу – тривалість запису зазвичай становить 24-72 години, і якщо порушення серцевого ритму виникають рідше, їх можна не зафіксувати;

- фізичний дискомфорт – деякі пацієнти можуть відчувати незручності під час носіння пристрою, особливо під час сну або фізичної активності, а в деякого електроди можуть спричиняти подразнення або алергічну реакцію на шкірі [8];

- обмеження в активності – пацієнту зазвичай рекомендують уникати певних дій, таких як прийом душу або ванни, а також надмірних навантажень, щоб не пошкодити пристрій, що може обмежувати повсякденну активність;

- шум і артефакти в записах – запис ЕКГ може бути спотворений через рухи тіла, зовнішні електричні перешкоди або неправильне закріплення електродів, що значно ускладнює подальший аналіз даних;

- метод недостатній для встановлення діагнозу – голтерівський моніторинг виявляє лише часові зміни в електричній активності серця, тоді як для підтвердження діагнозу можуть знадобитися додаткові дослідження, такі як ехокардіографія, функціональні тести або коронарографія;

- залежність від людського фактору – пацієнт повинен вести щоденник, фіксуючи симптоми, емоційний стан, фізичну активність, щоб в подальшому співставити ці дані з записок ЕКГ. Помилки або недбалість у записах можуть ускладнити інтерпретацію результатів;

- у деяких випадках вартість послуги голтерівського моніторингу може бути високою, що робить її недоступною для пацієнтів із обмеженим бюджетом;

- залежність від досвіду лікаря – аналіз отриманих даних вимагає кваліфікованого спеціаліста, і недостатній досвід лікаря може призвести до неправильного трактування результатів.

Попри ці недоліки, голтерівський моніторинг залишається одним із найкорисніших методів діагностики порушень серцевого ритму в умовах реального життя.

Останній із наведених вище недоліків покликані мінімізувати методи автоматичного аналізу ЕКГ за результатами голтерівського моніторингу.

1.4 Перешкоди при довготривалій реєстрації ЕКГ

Перешкоди, або артефакти – це електричні явища, відображені на ЕКГ під час голтерівського моніторингу, але не пов’язані з природною активністю серця [12].

При проведенні голтерівського моніторингу ЕКГС можуть виникати різні перешкоди та артефакти, які спотворюють запис і ускладнюють його подальший аналіз. Розглянемо перелік основних джерел перешкод [12-13].

1. Артефакти, пов’язані з рухами тіла. Вони виникають внаслідок різних видів фізичної активності, наприклад, під час ходьби, бігу, зміни положення тіла, кашлю, а також переміщення в просторі (їзда у транспорті). На ЕКГ такі перешкоди викликають нерівномірність базової ізолінії, спотворення форми зубців та тривалості інтервалів. При раптових поштовхах реєстратора виникають сигнали, що схожі на екстрасистолію. Для зменшення впливу цих явищ рекомендується обмежувати надмірну активність або чітко фіксувати її в щоденнику.

2. Артефакти, пов’язані з невдалим кріпленням електродів. Неправильне або недостатньо міцне прикріплення електродів, надмірне потовиділення, жирна або забруднена шкіра можуть викликати спотворення запису ЕКГ, на якій це буде відображено як раптове зникнення сигналу або значний шум у записі. Щоб уникнути цих проблем, потрібно відповідально ставитись до знежирення та очищення шкіри перед кріпленням електродів.

3. Електричні наведені перешкоди виникають, якщо поблизу встановленого на тілі реєстратора знаходяться увімкнені електроприлади, зокрема мобільні телефони, побутові електроприлади, електричні дроти, якщо пацієнт перебуває в електричному транспорті, перебуває в зоні дії потужних електромагнітних полів. Електромагнітне поле, що супроводжує роботу побутових електроприладів, має частоту 50 Гц. Воно впливає на процес прийому та передавання ЕКГС. Оскільки відстань між електродами монітору є невеликою, вплив таких перешкод на них є практично однаковим. Таким чином, ЕКГС

змінюється однаково із синхронними фазами. Отже, є можливість отримання на виході оригінального ЕКГС завдяки збереженню симетрії опору при послідовному контакті шкіра – електрод – провідник для двополюсного відведення. Мережеві перешкоди відображається на ЕКГ як рівномірний високочастотний шум, що накладається на основний сигнал. Тому потрібно уникати контактів із сильними джерелами електромагнітних полів.

4. М'язові артефакти. Внаслідок високої активності м'язів їх електрична активність впливає на запис ЕКГС. Це не лише фізична активність, але й такі фізіологічні процеси як тремтіння, гикавка, глибоке дихання тощо. На ЕКГ при цьому проявляється високочастотний шум, схожий на зубці. Для уникнення цих ефектів пацієнту рекомендується якомога частіше розслаблятися, обмежувати фізичну активність.

5. Зсув базової лінії, який може виникати через нерівномірний контакт електродів зі шкірою, зміщення електродів, дихальні рухи. На записі це виявляється як повільне колювання базової лінії вгору-вниз. Щоб уникнути цієї перешкоди, необхідно забезпечити надійне кріплення електродів і стабільність їхнього положення.

6. Перешкоди, пов'язані з кабелем монітора. Якщо під час рухів пацієнта відбувається надмірне згинання або натягнення дротів, що ведуть від електродів до пристрою. На записі їх буде видно як раптові сплески сигналу або розриви запису. Необхідно забезпечити таке розміщення дротів, щоб вони не заважали природнім рухам людини, не затискалися під час руху. Найкраще фіксувати їх з деяким запасом довжини.

7. Перешкоди, пов'язані зі станом шкіри виникають через високу вологість шкіри, що викликана спітнінням, подразненням або алергічною реакцією на електроди. На ЕКГ такі завади викликають періодичну втрату сигналу або фоновий шум. Щоб запобігти перешкодам, слід використовувати електроди з гіпоалергенним гелем і забезпечити сухість шкіри упродовж періоду реєстрації.

8. Зношеність чи несправність обладнання може виникати через старі або пошкоджені електроди, дроти або сам реєстратор. На ЕКГ буде постійний шум

або повна неможливість отримати якісний запис. Тому обладнання повинне перевірятись перед кожним застосуванням, проходити періодичний контроль і повірку.

9. Перешкоди через дихання виникають при глибокому або нерівномірному диханні, при затримках дихання. Це відображається на ЕКГ як періодична зміна базової лінії. Наскільки це можливо, пацієнт повинен дихати рівномірно, без напружень.

Під час моніторингу ЕКГС слід надавати увагу чутливості апаратури. Особливий акцент ставиться на стабільність нульової (основної) лінії, яка залежить від максимально можливого значення вхідного опору системи підсилення та мінімального опору шкіри [14].

Ізолінія ЕКГ часто може коливатися разом з іншими елементами запису. Такі ЕКГС не вважаються патологічними, оскільки на них можуть впливати перебої живлення, дихальні рухи, внутрішні шуми організму пацієнта тощо. Подібні зміни часто спостерігаються у грудних відведеннях через переміщення електродів на шкірі над ребрами. Низька амплітуда зубців ЕКГ також може бути спричинена поганим контактом електродів зі шкірою.

Значні перешкоди можуть викликатися наведеними струмами з частотою 50 Гц, що проявляється у вигляді коливань сигналу. Такі перешкоди часто виникають через поганий контакт електродів зі шкірою. Місце виникнення перешкод можна локалізувати: наприклад, якщо вони присутні в I та II відведеннях, то проблема в контакті електрода на правій руці. Для усунення таких завад застосовуються електричні частотні фільтри.

1.5 Методи й алгоритми обробки та аналізу ЕКГС

Аналіз спеціалізованої літератури свідчить, що на сьогодні багато фахівців як в Україні, так і за кордоном активно займаються розробкою методів автоматичного аналізу та розпізнавання патологій ССС на основі запису голтерівського моніторингу. Для цього використовуються різноманітні методи,

алгоритми та підходи до обробки й аналізу ЕКГС, про що свідчить значна кількість наукових робіт, присвячених цій темі.

Не менш важливою є проблема збереження та архівації записів ЕКГС, особливо у випадках значних обсягів запису. Для її вирішення розробляються автоматизовані та високонадійні алгоритми, які дозволяють ефективно працювати з такими даними.

1.5.1 Огляд відомих методів й алгоритмів оброблення та аналізу ЕКГС

У роботі [15] досліджено проблему автоматичного розпізнавання патологій ЕКГ на основі одноканального запису ЕКГ. У ній представлено порівняльний аналіз медичних і немедичних алгоритмів аналізу ЕКГ. Медичні алгоритми імітують логіку лікаря-діагноста, тоді як немедичні базуються на методах багатовимірного статистичного аналізу та теорії ймовірностей. Було показано, що немедичні алгоритми мають певні переваги та перспективи, оскільки вони здатні ефективніше використовувати доступну інформацію для діагностики.

До немедичних алгоритмів належить технологія штучних нейронних мереж (ШНМ). У роботах [16, 17] запропоновано алгоритм на основі ШНМ для автоматичного розпізнавання патологій ЕКГ-сигналу. Основними перевагами ШНМ є низька чутливість до перешкод, здатність до апроксимації даних і наявність асоціативної пам'яті. Система, описана в дослідженні, призначена для моніторингу стану ССС в домашніх умовах. Недоліком цієї системи є використання лише одного каналу, що обмежує можливості ухвалення точного рішення про наявність чи відсутність патологічних змін.

В [18] обґрунтовується, що застосування стандартного відхилення для аналізу коротких записів ЕКГ під час амбулаторних обстежень та у випадках порушення ритму серця дає змогу отримати лише первинну і грубу оцінку упорядкованості серцевого ритму. У зв'язку з цим пропонується використовувати для оцінки фазової структури ЕКГ неповну інформацію, якої зазвичай недостатньо для повного опису.

Автори пропонують об'єднати ентропійні підходи Шеннона і Больцмана для аналізу серцевої ритміки. Це дає змогу отримати достатній обсяг інформації для повного опису фізичного процесу. Було показано, що кількість недостатньої інформації при описі «пошарової структури RR-інтервалограм [16], яка являє собою дискретний розподіл спостережуваних RR-інтервалів, підпорядковується лінійному закону з флуктуаціями індивідуальної періодичності.

У роботі [18] представлено метод оброблення та графічного представлення медико-біологічних сигналів, зокрема ЕКГ та ЕЕГ, для виявлення квазіперіодичності. Метод базується на багатомасштабному кореляційному аналізі. Показано, що використання кореляційних функцій на різних часових масштабах дозволяє досягти більш ефективних результатів порівняно з кореляційними функціями, обчисленими на фіксованих часових вікнах.

У роботі [19] проведено аналіз підходу до автоматичного аналізу серцевого ритму, який ґрунтується на геометричному методі аналізу детермінованого хаосу. Автор критично оцінює традиційні математичні та статистичні методи обробки RR-послідовностей, оскільки вони трактують RR-послідовності як варіаційний ряд випадкових величин. Водночас вважається, що зміна RR-інтервалів не є випадковою, а визначається внутрішніми законами організму і регулюється строго детермінованими механізмами.

Згідно з теорією детермінованого хаосу, динамічна поведінка складних живих об'єктів, таких як ССС людини, має суворо визначений характер. Нелінійна динаміка серцевого ритму аналізується шляхом побудови ламаної лінії (так званої хаосограми) у системі координат, де вісь абсцис відображає тривалість RR-інтервалу, а вісь ординат – приріст цього інтервалу. Для нормального стану системи регуляції кардіоритму хаосограма має павутиноподібну структуру, що відображає складну, але впорядковану динаміку ритму серця.

У роботі [20] досліджено фізичне значення функції закону нормального розподілу для серцевого ритму. Показано, що RR-інтервалограма з великим обсягом вибірки демонструє розподіл, близький до нормального закону. Це

свідчить про те, що зміни у провідній фазі ритму серця мають випадковий характер у межах тимчасової функції регуляції. Таким чином, функція нормального розподілу виступає математичним стандартом для опису поточних відхилень фаз ритму від норми. Дослідження впливу обсягу вибірки на розподіл фазового ритму показало, що цей розподіл обмежений зверху проявами парасистолії [1].

У роботі [21] для оцінки упорядкованості серцевого ритму використовується інформаційна ентропія.

У дослідженні [22] запропоновано алгоритм виділення RR-інтервалів на основі першої похідної ЕКГ. Автори зазначають, що методи ідентифікації R-зубців, засновані на аналізі першої похідної ЕКГ, є одними з найпоширеніших. Для підвищення інформативності використовується квадрат значень першої похідної замість початкових значень. У роботі також запропоновано застосовувати для аналізу ЕКГ-сигналу методи ентропії, хаотичної динаміки, фільтрацію сигналу та кореляційні функції, що дозволяє отримати більш точні результати.

1.5.2 Аналіз методів ущільнення та збереження ЕКГ

У зв'язку з постійним зростанням обсягів даних, які необхідно зберігати та обробляти, особливо в умовах переходу до персоналізованої медицини і телемедицини, задача ущільнення записів ЕКГ голтерівського моніторингу стає вкрай актуальною.

Для вирішення цієї проблеми можна застосовувати як відомі стандартні методи стиснення (наприклад, дельта-кодування, кодування Гафмана, методи за довжиною серій тощо [23]), так і спеціалізовані підходи, що враховують особливості електрокардіографічних сигналів [24]. Хоча в цьому контексті розглядаються переважно спеціальні методи, можливість комбінування їх із традиційними підходами також залишається відкритою.

Цифрові записи ЕКГ можуть стискатися як методами без втрат, так і з втратами інформації. Вибір підходу залежить від необхідного коефіцієнта

стиснення, обчислювальних ресурсів, потрібних для стиснення та відновлення сигналу, а також від складності самого алгоритму. При використанні методів із втратами до цих критеріїв додається ще й максимально допустимий рівень похибки у відновленому сигналі, які оцінюються спеціальними методами [25]. Далі будемо розглядати методи стиснення із втратами як більш ефективні.

Одними з найпоширеніших методів стиснення є ті, які базуються на розкладі сигналу за допомогою ортогональних функцій, зокрема метод Карунена-Лоева, ряди Фур'є, перетворення Хаара [23]. Ці підходи дозволяють досягти високого коефіцієнта стиснення, але потребують значних обчислювальних ресурсів.

Методи стиснення, які базуються на амплітудно-частотному перетворенні (АЧП) сигналу, є одними з найбільш поширених, оскільки вони дозволяють забезпечити максимально точне відновлення дискретизованого сигналу [26]. Серед популярних підходів виділяється апроксимація сигналу, яка може бути ступінчастою або лінійною. Її головними перевагами є простота реалізації та висока швидкодія, що особливо важливо для обробки та передачі ЕКГС у режимі реального часу.

Ще одним методом стиснення є апроксимація сигналу за допомогою кубічних сплайнів [27], що забезпечує високу точність відновлення.

Перспективними для обробки ЕКГС вважаються також методи стиснення, які використовують спеціальні функції. Однак їх впровадження ускладнюється через значні обчислювальні витрати [28].

Серед цифрових методів стиснення ЕКГ популярним є використання дискретного розкладання Карунена-Лоева [29]. В цій роботі описано методику стиснення електрокардіограм та векторкардіограм, що дозволяє досягти коефіцієнта стиснення понад 12 у трьох ортогональних відведеннях системи Франка при частоті дискретизації 250 разів на секунду.

В роботі показано, що використовується оптимальне представлення у базисі власних векторів. Автори пропонують заздалегідь обчислювати власні вектори та застосовувати їх для аналізу кардіограм усіх пацієнтів, оскільки

обчислення власних векторів для однієї матриці займало значний час: від 3,6 хвилин (для матриці розміром 150 з 10 власними векторами на кожне відведення) до 9,5 хвилин (для матриці розміром 300 з 20 власними векторами на відведення). При використанні 20 коефіцієнтів вдалося достовірно відновити всі частини векторкардіограми за винятком зубця Р.

На початковому етапі роботи з даними, отриманими з трьох відведень, формується коваріаційна матриця, обчислюються її власні вектори та значення. Потім ЕКГ трансформується в координати, визначені базисом власних векторів. Для кожного пацієнта це перетворення потребує обчислення власних векторів для матриці розміром 3 на 3.

На другому етапі від отриманої раніше середньої ЕКГ всіх пацієнтів віднімається перетворена векторкардіограма. Середня кардіограма була визначена для 900 пацієнтів, перетворених на першому етапі. Діапазон значень отриманої різниці виявився таким же великим, як і діапазон початкової вектор-ЕКГ. В результаті, кількість бітів, необхідних для збереження запису з тією ж точністю, не вдалося зменшити. Для отриманих різниць обчислювалася коваріаційна матриця, яка переважала у всіх ділянках кардіоцикла по всіх трьох координатах. Далі обчислювались власні вектори цієї матриці з найбільшими власними значеннями, а також коефіцієнти розкладу для цих векторів.

Процес відновлення вектор-ЕКГ включає зворотні перетворення: спочатку за допомогою власних векторів обчислюються різниці вектор-ЕКГ пацієнта від середньої кардіограми, потім визначається сама вектор-ЕКГ пацієнта і проводиться її перетворення у систему координат Франка. Для більш точного відновлення зубця Р [30] пропонується окремо розкласти Р-зубець і QRST-сегмент, а також збільшити вагу Р-зубця при обчисленні власних векторів.

Запропонований в цій роботі метод потребує обчислення великої кількості власних векторів, оскільки коваріаційна матриця обчислюється не для конкретного кардіоцикла ЕКГ, а для його різниці та середнього кардіоцикла, отриманого для 900 пацієнтів. Такий підхід збільшує кількість власних векторів з високим енергетичним вкладом.

Для стиснення ЕКГ використовується подання кардіосигналу у різних базисах. Ортонормований базис, сформований власними векторами коваріаційної матриці, забезпечує максимальну виразність [31], що дозволяє представити комплекс PQRSТ як виважену суму власних векторів, використовуючи мінімальну кількість складових при заданій фіксованій похибці.

Окрім представлення у базисі власних векторів, для стиснення ЕКГ також активно застосовуються вейвлет-функції [32-33]. У більшості випадків для стиснення та зберігання ЕКГ використовуються комбінації різних методів. Коефіцієнт стиснення коливається від 8 до 30, при цьому помилка PRD складає від 3 до 4 %.

Напротивагу вейвлет-аналізу традиційні методи, такі як дискретний розклад Карунена–Лоева, аналіз основних компонентів та аналіз сингулярного спектра, використовують оптимальне представлення багатовимірних даних у адаптивному базисі власних векторів коваріаційної матриці. Це дозволяє досягти мінімальної кількості значущих коефіцієнтів розкладу для конкретних даних. Ці методи широко застосовуються для обробки та аналізу багатовимірних даних, а також для зниження їх розмірності та стиснення [34-35].

При роботі з одновимірними часовими рядами часто застосовується метод розгортання ряду в траєкторну матрицю, з подальшим сингулярним розкладанням [36]. Це підвищує розмірність простору, в якому здійснюється аналіз, що робить траєкторну матрицю надмірною. В роботі [37] запропоновано метод кардіоайгеноскопії, який використовує синхронізацію з R-піками ЕКГ для розгортання часового ряду в матрицю (матрицю ансамблю). Дослідження показали, що така синхронізація дозволяє отримати ансамбль з мінімальною розмірністю та найбільш економним представленням. Цей ансамбль називають синхронним [37].

Метод аналізу ЕКГ в базисі власних векторів коваріаційної матриці синхронного ансамблю застосовується в системі зберігання та аналізу ЕКГ, яка складається з трьох основних компонентів: кардіоайгеноскопа, блоку авторизації

та доступу, а також блоку налаштувань режимів роботи і контролю стиснення вибірки. Найважливішим компонентом цієї системи є кардіоайгеноскоп, оскільки він відповідає за ущільнення ЕКГ та відновлення сигналу з його ущільненої форми.

Подання ЕКГ у вигляді вибірки ділянок, отриманої через дискретизацію сигналу, є надмірним. Для зменшення надлишковості використовуються методи стиснення даних, які зменшують обсяг вихідної інформації шляхом відбору меншої кількості координат. Ці координати отримують шляхом перетворення дискретного сигналу або вибору з вихідної вибірки відрізків. Однак при стисненні даних часто має місце втрата інформації, що ускладнює точне відновлення вхідного сигналу. Зменшення обсягу даних для передачі сприяє зниженню вимог до пропускну здатності каналів зв'язку.

Ефективне стиснення передбачає наявність високочастотних компонент на коротких відрізках серцевого циклу. Дискретне представлення цих компонентів має допустимі похибки, визначені частотою дискретизації. В результаті, опис низькочастотних компонентів є надмірним.

Для оцінки ефективності використовуються два основні параметри: коефіцієнт стиснення, який є відношенням кількості вихідних відрізків сигналу до кількості отриманих координат, та похибка відновлення сигналу, яка зазвичай вимірюється як абсолютна або середньоквадратична похибка [25].

Вибір методу стиснення та оцінка його ефективності залежать від конкретної задачі. Для задач збереження та передачі даних визначається допустимий рівень спотворення відновленого сигналу. Під час вибору методу враховуються умови, що дозволяють досягти найкращого значення коефіцієнта стиснення при заданій (допустимій) складності обчислень процесу.

1.6 Висновки до розділу 1

Голтерівський моніторинг ЕКГ — це важливий діагностичний інструмент, який дозволяє лікарям отримати більш детальну інформацію про роботу серця і визначити подальшу тактику лікування.

Зведення до мінімуму перешкод і артефактів залежить як від правильного налаштування обладнання, так і від дотримання пацієнтом рекомендацій під час моніторингу.

Вибір методу стиснення та оцінка його ефективності залежать від конкретної задачі. Для задач збереження та передачі даних визначається допустимий рівень спотворення відновленого сигналу. Під час вибору методу враховуються умови, що дозволяють досягти найкращого значення коефіцієнта стиснення при заданій (допустимій) складності обчислень процесу.

2 РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДУ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

2.1 Вибір базового методу аналізу

Під час побудови описової моделі біологічного сигналу враховуються два ключові аспекти. По-перше, використовуються індивідуальні особливості сигналу для конкретного пацієнта, включаючи його структуру, параметри або індивідуальні закони розподілу параметрів з метою забезпечення оптимальної обробки. По-друге, максимально враховується корисна інформація, що формується в біологічному сигналі на основі індивідуальних механізмів її утворення.

Структура сигналу визначається на основі відомих механізмів його формування, а також досліджуються впливи внутрішніх і зовнішніх чинників на його параметри. Завдяки фізіологічним обґрунтуванням визначається функціональний тип сигналів для кожного можливого стану пацієнта, а також встановлюються закони розподілу їх параметрів.

Значення параметрів ЕКГС, виміряні у пацієнта, використовуються як вхідні дані для створення індивідуальної статистичної моделі цього сигналу.

У [38] запропоновано метод аналізу амплітудних і часових параметрів ЕКГС. На першому етапі алгоритм передбачає визначення положення максимумів R-зубців. Варто зазначити, що для цього існують різні алгоритми, які базуються на різних принципах роботи. Деякі з них спеціально адаптовані до конкретного біологічного об'єкта і демонструють високу точність та надійність у виявленні R-зубців. Ще один такий алгоритм детально описаний у [39].

Для усунення шумів і покращення співвідношення сигнал/шум для ЕКГС застосовуються лінійні частотні фільтри [39]. Їх ефективність забезпечується локалізацією специфічних шумів у відповідному частотному діапазоні. Для усунення артефактів, пов'язаних з м'язовою активністю, використовується низькочастотний фільтр (ФНЧ) з порогом 5 Гц, для запобігання дрейфу

ізоелектричної лінії застосовується високочастотний фільтр (ФВЧ) з порогом 35 Гц, а для зменшення мережеских завад використовується вузькосмуговий режекторний фільтр (50–60 Гц).

Другий етап передбачає створення інформативних ознак, при цьому сигнал зазнає значних змін. Основою для обробки є характерні особливості, які дозволяють ідентифікувати зубець R. Залежно від виду функції перетворення, алгоритми класифікуються на частотно-часові лінійні та нелінійні перетворення, вейвлет-перетворення та емпіричну модову декомпозицію [39].

На третьому етапі приймається рішення, чи належить досліджувана ділянка сигналу до зубця R. Для цього застосовуються такі підходи, як порогові детектори амплітуди сигналу, ШНМ або аналіз незалежних компонент. Часто використовуються адаптивні алгоритми виявлення зубця R, які автоматично налаштовуються на зміну умов функціонування.

Методи, що базуються на складних математичних підходах (вейвлет-аналіз, мультимасштабні морфологічні трансформації, ШНМ), забезпечують високу точність виявлення QRS-комплексів, але мають низку суттєвих недоліків:

- значна часова затримка між реєстрацією сигналу та його розпізнаванням як піку зубця R. Необхідність попереднього аналізу великого сегмента ЕКГС призводить до слабкої часової локалізації, що ускладнює обробку сигналу в реальному часі;

- складність реалізації алгоритму;
- обмеження у використанні вбудованих або портативних систем через високі вимоги до ресурсів процесора та оперативної пам'яті.

Алгоритми, що базуються на відносно простих математичних операціях (таких як диференціювання, частотна лінійна фільтрація, інтегрування тощо), залишаються актуальними та ефективними для вирішення завдань детектування QRS-комплексів. Одним із найпоширеніших у практиці є класичний алгоритм Пана-Томпкінса [40], який забезпечує високу точність навіть за умов шумів у сигналі чи наявності аритмій. Його основними перевагами є мала часова затримка та здатність працювати в реальному часі.

Для підвищення точності та завадостійкості часто використовують модифікації цього алгоритму. Наприклад, у роботі [41] було запропоновано додати швидке перетворення Фур'є (ШПФ) з наступним аналізом спектра для обробки певних видів аритмій. Такий підхід підвищує стійкість алгоритму, але збільшує його асимптотичну складність до $O(n \lg n)$ у залежності від розміру ділянки, що аналізується. Для коректного застосування ШПФ необхідно також вибрати оптимальну довжину аналізованої вибірки та використовувати метод вікон для усунення ефектів неперіодичності сигналу.

Особливості модифікованого алгоритму включають:

1) аналіз двох сигналів: одночасно, тобто розглядаються дві різні реалізації сигналу — відфільтрований та інтегрований варіанти ЕКГС. Для кожного з них обчислюються змінні SPKF – SPKI, а пік зубця R визнається сигнальним лише тоді, коли він одночасно відповідає критеріям для обох наборів змінних.

2) багаторівнева оцінка RR-інтервалу – для підвищення точності виконується складний багатоступеневий аналіз середньої тривалості інтервалів RR:

$$\begin{aligned} RR_{AVERAGE1} &= 0.125(RR_{n-7} + RR_{n-6} + \dots + RR_n), \\ RR_{AVERAGE2} &= 0.125(RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + \dots + RR'_n), \end{aligned} \quad (2.1)$$

де $RR_{n-7}, RR_{n-6}, \dots, RR_n$ – вісім RR-інтервалів, які зафіксовані останніми;

$RR'_{n-7}, RR'_{n-6}, \dots, RR'_n$ – вісім RR-інтервалів, які перебувають в межах $0.91RR_{AVERAGE2}, 1.16RR_{AVERAGE2}$.

3) алгоритм пошуку інформативного піку сигналу двохетапний (алгоритм Search Back [42]): якщо на першому етапі інформативний пік не виявлено, запускається повторний аналіз ділянки, при чому порогове значення зменшується.

У переважній більшості випадків наведені способи спрямовані на зменшення впливу перешкод у записі ЕКГС із аритміями.

Застосуємо у нашій системі ці розроблені і апробовані методики, щоб покращити якість сигналу.

2.2 Вибір математичної моделі для оброблення ЕКГС

При розробці систем автоматизованого прогнозування ішемічної хвороби серця (ІХС) при голтерівському моніторингу важливим аспектом є створення спеціалізованого програмного забезпечення, заснованого на відповідних математичних моделях ЕКГС та методах його обробки. Від обраної моделі та методології аналізу залежить точність і надійність прогнозування ІХС.

У побудові математичних моделей ЕКГС виділяють два основних підходи: детермінований і стохастичний.

Детермінований підхід характеризується спрощеним представленням сигналу, яке не враховує випадкових чинників, властивих біологічним сигналам. До цього підходу належать моделі, що описують сигнали періодичними функціями або детермінованими формами окремих серцевих циклів. Проте такі моделі використовуються рідше у сучасних діагностичних системах через їхню ідеалізовану природу та обмежену здатність враховувати реальні варіації біологічних сигналів.

Стохастичний підхід, навпаки, враховує випадкову природу і змінність сигналів, що дозволяє створювати більш реалістичні моделі. Він охоплює детерміновані моделі як частковий випадок і набуває дедалі більшого значення у проектуванні автоматизованих медичних комп'ютерних систем.

Стохастичний підхід забезпечує ширші можливості для моделювання біосигналів та підвищення якості прогнозування, що робить його більш актуальним для сучасних діагностичних рішень [43].

2.2.1 Визначені математичні моделі

Віднесення фізичних процесів до детермінованого або випадкового типу часто є спірним питанням. Наприклад, можна стверджувати, що жоден фізичний

процес, який зустрічається в природі, не може бути повністю детермінованим, оскільки завжди існує ймовірність, що у майбутньому відбудеться подія, яка непередбачувано вплине на явище, що породжує процес. Водночас, немає й абсолютно випадкових процесів, оскільки достатньо повне розуміння механізмів явища може дозволити описати його точними математичними формулами.

З практичної точки зору, рішення про детермінованість або випадковість процесу зазвичай ґрунтується на його відтворюваності під час контрольованого експерименту. Якщо повторення експерименту приводить до однакових результатів у межах допустимих похибок, то процес вважається детермінованим. Якщо ж неможливо забезпечити відтворюваність результатів експерименту, такий процес зазвичай класифікується як випадковий.

Детерміновані моделі ЕКГС мають обмежену здатність описувати реальні сигнали серця, що значно знижує їхню інформативність для діагностики стану серцево-судинної системи [43]. Вони не враховують варіабельність структури ЕКГС у кожному серцевому циклі та обмежуються аналізом лише одного зареєстрованого циклу, що знижує їхню ефективність у сучасних діагностичних системах.

2.2.2 Стохастичні математичні моделі ЕКГС

Процес, що описує випадкове явище, результати якого неможливо передбачити або описати математично через їхню неповторність при кожному спостереженні, називається випадковим процесом [43]. Такий процес застосовується в рамках ймовірнісного підходу до моделювання. Реалізація випадкового процесу, що описує випадкове явище, визначається як функція вибірки (або реалізація, коли спостереження обмежене в часі). Сукупність функцій вибірок, що описують це явище, утворює випадковий або стохастичний процес. Реалізація випадкового процесу — це один із можливих результатів спостереження випадкового процесу.

Випадкові процеси поділяються на: стаціонарні (серед яких виділяють ергодичні та неергодичні) і нестаціонарні (глибше класифікуються за типом нестаціонарності).

При аналізі ССС поширеною моделлю ЕКГС є векторні випадкові величини, які відображають характерні ознаки ЕКГС у межах одного серцевого циклу. До таких ознак відносять:

- амплітуду;
- тривалість;
- площу під зубцями;
- комплексні показники.

У роботі [44] для аналізу ритмічності серця було використано математичне сподівання та дисперсію тривалості RR-інтервалів як діагностичні ознаки. Методи, що базуються на таких моделях, використовують усереднення однотипних елементів ЕКУС з різних серцевих циклів для статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик сигналу. Цей підхід також дозволяє проводити морфологічний аналіз ЕКУС.

Іншим підходом до моделювання ЕКГС є використання моделей у вигляді випадкових функцій або процесів. Такі моделі описують ЕКГС за допомогою скінченної множини попередньо обраних характерних точок.

При математичному моделюванні ЕКС також застосовують моделі у вигляді стаціонарних випадкових процесів [45]. Однак такі моделі не враховують періодичності сигналу, що обмежує їхню здатність аналізувати фазову структуру ЕКУС. Для подолання цих обмежень використовуються моделі, засновані на стохастичних періодичних випадкових процесах, які враховують циклічність у часовій структурі сигналу. До таких моделей належать [39]:

- адитивні (моделі додавання),
- мультиплікативні (моделі множення),
- адитивно-мультиплікативні (змішані) моделі.

2.2.3 Використання енергетичного підходу в моделюванні ЕКГС

Ритміка може розглядатися як прояв коливальних процесів у складно організованих системах або як стохастичні коливання, що є результатом поєднання впливів різнотипових закономірностей — повторюваності й стохастичності.

Стан останніх досліджень ритмічних процесів в електрокардіографії висвітлено в праці [46], опублікованій в листопаді 2024 року. Теорія енергетичних сигналів вводить поняття гармонізованості випадкових процесів зі скінченною енергією (відносяться до класу ε) та скінченною середньою потужністю (належать до класу π).

В останньому класі виділяється підклас періодично-корельованих випадкових процесів (ПКВП, англ. Periodically Correlated Random Processes або PCRP) [47]. У цих процесах накладаються специфічні вимоги на кореляційну функцію, що має вигляд

$$R(t+T, s+T) = R(t, s), \quad T > 0, \quad \forall t, s \in \mathbb{R}. \quad (2.2)$$

Для ПКВП дисперсія $d(t) = R(t, t)$ є періодичною функцією, а її усереднене значення прямує середнього значення на відрізок тривалістю T . Таким чином, потужність сигналу розраховується як

$$P_{\xi}^T = \frac{1}{T} \int_0^T d(t) dt \quad (2.3)$$

У випадку скінченності функції (2.3) сигнал класифікується як ПКВП або скорочено $\pi(T)$. Випадкові процеси цього класу можуть бути описані функцією

$$\xi(\omega, t) = \sum_{p \in \mathbb{Z}} \xi_p(\omega, t) e^{i \frac{2\pi}{T} pt} \quad (2.4)$$

де $\xi_p(\omega, t), p \in Z$ – стаціонарні складові.

Кореляційна функція для квазіперіодичного ПКВП має вигляд

$$R(t+v, s+v) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_k(t, s) \exp(i\lambda_k v) \quad (2.5)$$

При цьому

$$\lambda_k = \sum_{j=1}^N U_{kj} \Lambda_j, \quad (2.6)$$

де U_k – цілі коефіцієнти; Λ_j – коефіцієнти, що відображають багатоперіодичний випадковий процес.

Такі процеси мають вигляд

$$\xi(\omega, t) = \sum_{k_1, \dots, k_N} \exp\left\{it \sum_{j=1}^N k_j \Lambda_j\right\} \xi_{k_1, \dots, k_N}(\omega, t), \quad (2.7)$$

де $[\xi_{k_1, \dots, k_N}(\omega, t)]_{k_1, \dots, k_N=0, \pm 1, \pm 2, \dots}$ – N -мірна стаціонарна послідовність.

При $N = 2$ випадковий процес називають біперіодично корельованим. Він може бути описаний виразами

$$\xi(t, \omega) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \exp(ik\Lambda_1 t) \xi_k^{(T_2)}(\omega, t). \quad (2.8)$$

Для такого сигналу періоди корельованості складових виражаються як

$$T_1 = \frac{2\pi}{\Lambda_1} \quad T_2 = \frac{2\pi}{\Lambda_2}$$

При виконанні роботи було встановлено, що величина потужності ЕКГС в рамках періоду є скінченною, тому для моделювання сигналу обрано

нестационарний випадковий процес класу $\pi(T)$. Відповідно до засад енергетичного підходу, обрано алгоритм розрахунку оцінок характеристик для випадкових процесів цього класу.

Модель ЕКГС як ПКВП можна представити таким чином:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \xi_k(t) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbb{R} \quad (2.10)$$

де $\xi_k(t)$ – випадкова, або стохастична, компонента коливального процесу, тобто його стаціонарна складова;

$e^{ik \frac{2\pi}{T} t}$ – періодична компонента коливального процесу з періодом коливання T .

2.3 Використання синфазного методу для обробки ЕКГС та його реалізація

Враховуючи те, що ЕКГС віднесено до класу ПКВП, для аналізу імовірнісних характеристик ЕКГС було використано синфазний та компонентний методи обробки.

В основі синфазного методу лежить формування стаціонарного випадкового процесу $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$, в якому $\xi(t_0) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in \mathbb{Z}\}$. Відрізки цієї функції формуються через час, що відповідає періоду корельованості при відповідній початковій фазі ЕКГС $t_0 \in [0, T)$.

При цьому було одержано вирази для розрахунку характеристик ЕКГС:

$$\hat{m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (2.11)$$

$$\hat{b}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT) \overline{\xi(t_0 + u + kT)}, \quad (2.12)$$

де $\overset{0}{\xi}(t) = \xi(t) - m(t)$ – центроване значення випадкового процесу $\xi(t)$.

При використанні компонентного методу представлення характеристик ЕКГС, який є періодичною функцією, застосовується розкладання в ряд Фур'є:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in Z} \hat{m}_k e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)}, \quad (2.13)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)}, \quad (2.14)$$

де $\hat{m}_k, \hat{B}_k(u)$ – оцінки складових відповідно математичного сподівання і функції коваріації.

При виконанні кореляційного аналізу ЕКГС також проводиться пошук оцінок параметрів зміни структури сигналу в часі, тобто коваріаційних складових $\hat{B}_k(u)$ за статистичним параметром $\hat{b}(t, u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.15)$$

Таким чином, в роботі запропонований метод аналізу ЕКГС як ПКВП на основі енергетичного підходу, синфазного та компонентного методу і кореляційного аналізу.

Узагальнений алгоритм реалізації цього методу можна представити у такій послідовності дій:

- 1) розрахунок оцінки математичного сподівання $\hat{m}_\xi(t)$ від $\xi(t)$;
- 2) формування стохастичної послідовності оцінок $[\hat{m}_\xi(t) \hat{m}_\xi(t) \dots \hat{m}_\xi(t)]$;
- 3) центрування ЕКГС як випадкового процесу $\xi(t)$;
- 4) розрахунок періоду корельованості T ;

- 5) розрахунок стаціонарних складових $\xi_k(t)$;
- 6) розрахунок та оцінювання кореляційної функції $\hat{b}_z(t, u)$;
- 7) оцінювання кореляційних складових $\hat{B}_z(u), \hat{Y}(k)$.

При застосуванні синфазного методу слід враховувати, що період корельованості повинен відповідати періоду серцевих скорочень і, з одного боку, є оберненим до частоти серцевих скорочень (ЧСС), а з іншого — визначає тривалість RR -інтервалу. Зважаючи на це, початкове наближення значення періоду корельованості приймається рівним тривалості RR -інтервалу. Для визначення цього періоду застосовується метод автокореляції.

У межах зазначеного RR -інтервалу проводиться пошук максимального значення автокореляційної функції (АКФ). Початкове оцінювання RR -інтервалу виконується шляхом визначення часового проміжку між максимальними значеннями АКФ у межах заданого інтервалу.

2.4 Висновки до розділу 2

В розділі було показано, що детерміновані моделі ЕКГС мають обмежену здатність описувати реальні сигнали серця, що значно знижує їхню інформативність для діагностики стану серцево-судинної системи. Вони не враховують варіабельність структури ЕКГС у кожному серцевому циклі та обмежуються аналізом лише одного зареєстрованого циклу, що знижує їхню ефективність у сучасних діагностичних системах.

Оскільки для ЕКГС спостерігається індивідуальний зв'язок тривалості QT -інтервалу із тривалістю інтервалу RR при зміні ЧСС, цю особливість потрібно враховувати при аналізі сигналу. В свою чергу, тривалість інтервалів PQ , ST , зубців P, Q, R, S, T при зміні ЧСС показують наближену лінійний зв'язок з тривалістю інтервалу QT . Крім того, їх залежність від зміни ЧСС індивідуальна для кожного пацієнта.

Недоліками попередньо розглянутих моделей представлення ЕКГС для задач автоматизованого виявлення патологічних змін ССС при голтерівському моніторингу є те, що вони не враховують детерміновану складову випадкової компоненти сигналу, що є результатом впливу чинників різного походження, випадковості форми відображення патологій на ЕКГС, не дозволяють описувати ЕКГС стаціонарною моделлю, і забезпечувати часовий аналіз ЕКГС, який є важливим для прогнозування виникнення захворювань на ранніх стадіях.

В роботі запропонований методи аналізу ЕКГС як ПКВП на основі енергетичного підходу, синфазного та компонентного методу і кореляційного аналізу, які задовольняє всі вищенаведені вимоги.

Для подальшої реалізації було обрано компонентний метод аналізу, оскільки він, на противагу синфазному методу, не потребує великої кількості компонент і менше залежить від загально обсягу даних.

3 РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

3.1 Реалізація компонентного методу аналізу ЕКГС

Відповідно до розробленого методу на основі компонентного підходу, в роботі було реалізовано розроблений в попередньому розділі алгоритм.

Оцінювання ЕКГС проводилось наступним чином: у зареєстрованому та попередньо обробленому ЕКГС було виділено інформативні ознаки, на основі яких приймається рішення щодо подальшого дослідження характеристик, які нас цікавлять. Для виділення інформативних ознак було використано оцінювання спектральних складових сигналу $\hat{B}_k(u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T [\xi(t) \overline{\xi(t+u)} - m(t)m(t+u)] e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt. \quad (3.1)$$

Для виконання поставленого завдання необхідно здійснити наступні кроки:

1. Провести пошук періоду корельованості T , під час якого дійснюється аналіз послідовності RR-інтервалів $\xi(n\Delta t)$ для визначення періоду, що характеризує корельованість даних.

2. Здійснити обчислення оцінок математичного сподівання $m_\xi(n\Delta t)$, в ході якого розраховуються середні значення для послідовності RR-інтервалів, які слугують базовими параметрами для подальшої обробки.

$$\xi(n\Delta t) \rightarrow \overset{0}{\xi}(n\Delta t);$$

3. Центрування послідовності $\xi(n\Delta t)$, яка коригується шляхом віднімання обчисленого математичного сподівання і перераховується:

$$\xi(n\Delta t) \rightarrow \overset{0}{\xi}(n\Delta t);$$

4. Обчислення оцінок параметричної коваріації $\hat{b}(n\Delta t, u\Delta t)$.

На цьому етапі виконується розрахунок коваріаційної функції для компоненти $\xi(t)$, що дозволяє оцінити взаємозв'язок між елементами послідовності RR-інтервалів.

5. Обчислення оцінок спектральних компонент $\hat{B}_k(u)$.

На основі отриманих параметрів за формулою (3.1) визначаються спектральні компоненти сигналу, що є інформативними ознаками для подальшого аналізу.

3.2 Обчислювальна складність алгоритму

Оцінка обчислювальної складності методів аналізу ЕКГС для задач голтерівського моніторингу проводилась у кілька етапів:

По-перше, проводилась формалізація алгоритмів. При цьому враховувались всі основні етапи кожного методу аналізу ЕКГС, в т. ч. підсилення, фільтрація сигналу, виділення R-зубців, аналіз RR-інтервалів тощо. Однак, якщо всі порівнювані алгоритми містять спільну операцію, її можна не враховувати при порівнянні (для нашого випадку це підсилення і фільтрація сигналу). Обов'язково враховувались всі математичні та обчислювальні операції (наприклад, обчислення автокореляції, спектральний аналіз, дискретне перетворення Фур'є тощо).

По-друге, проводився аналіз основних обчислювальних операцій. При цьому обчислювальна складність кожного етапу алгоритму оцінювалась в залежності від кількості відліків сигналу (N), частоти дискретизації (fs), розмірності вхідних і вихідних даних (наприклад, кількість оброблюваних компонент або параметрів). Для основних операцій використовувались асимптотичні позначення обчислювальної складності, такі як $O(N)$, $O(N\log N)$, $O(N^2)$,

По-третє, проводилось порівняння методів за обчислювальною складністю з урахуванням таких показників:

- часова складність (кількість виконуваних операцій залежно від розміру даних);
- просторова складність (обсяг пам'яті, необхідний для роботи алгоритму).

По-четверте, проводилась експериментальна оцінка за допомогою імітаційного моделювання завдяки реалізації алгоритмів у програмному середовищі (для цього було обрано MATLAB). При цьому можна визначати середній час роботи алгоритму для різних обсягів вхідних даних.

Алгоритми можуть оцінюватись за трьома параметрами [48]: за швидкодією (часом виконання й аналізу для типових наборів даних), за точністю (визначається як відношення між складністю методу та точністю виявлення ключових параметрів ЕКГС), за використанням ресурсів (використання оперативної пам'яті та вимоги до апаратного забезпечення).

Результати оцінювання обчислювальної складності представлені у таблицях 3.1 – 3.3 відповідно для компонентного, синфазного та фільтраційного методу оброблення ЕКГС.

Таблиця 3.1 – Оцінювання рівня обчислювальної складності алгоритму на основі компонентного методу аналізу ЕКГС

Програмна реалізація алгоритму	кількість операцій
Функція <code>compbk(x,k,T,umax);</code> <code>for u=1:umax+1;</code>	
<code>Bk(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);</code>	N
<code>x1=circshift(x1,-1); %зсуваємо на 1 щоб було (t+u)</code>	$3N^2$
<code>end;</code>	N
Побудова параметричної автокореляційної функції <code>for k=0:N-1;</code>	N
<code>Bk(k+1,:)=compbk(x,k,T,umax);</code>	$3N^4$
<code>end;</code>	
<code>for k=0:N-1;</code>	N
<code>b=b+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))'*Bk(k+1,:);</code>	4
<code>end;</code>	
Всього	$12N^5$

Таблиця 3.2 – Оцінювання рівня обчислювальної складності алгоритму на основі синфазного методу аналізу ЕКГС

Код	кількість операцій
for u=1:umax+1,	N
xx=x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1); u	N
for t=1:tmax,	N
b(t,u)=sum(xx(1:N-u+1-t+1).*delta(1:N-u+1-t+1))	
/sum(delta(1:N-u+1-t+1));	$2N^2$
xx=circshift(xx,-1);	N
end;	
x1=circshift(x1,-1);	N
end;	
Всього	$2N^6$

Таблиця 3.3 – Оцінювання рівня обчислювальної складності алгоритму на основі фільтраційного методу аналізу ЕКГС

Код	кількість операцій
for i=1:LLL,	N
for ii=1:nnn,	N
d(ii)=c(ii)*aaa2+a(ii)*aaa1;	3
c(ii)=b(ii);	1
b(ii)=a(ii);	1
a(ii)=x((i-+NW)*TK+shiftX)+b(ii)*b1(ii)+c(ii)*b2(ii);	
ss(i,ii)=d(ii);	6
pss(ii)=pss(ii)+(ss(i,ii)^2)/(LLL*df);	1
end;	4
end;	
end;	
Всього	$10N^2$

На основі проведеного аналізу за допомогою імітаційного моделювання встановлено, що компонентний метод характеризується високою обчислювальною складністю. Для перевірки результатів було виконано імітаційне моделювання роботи методів згідно з представленими алгоритмами. Моделювання здійснювалось із використанням програмного забезпечення

MATLAB, що дозволило оцінити тривалість виконання алгоритмів залежно від кількості операцій і спектральних складових.

Отримані результати підтвердили залежність обчислювальної складності та часу роботи програми від числа спектральних складових (рис. 3.1), що є важливим критерієм при виборі методу для конкретного випадку застосування.

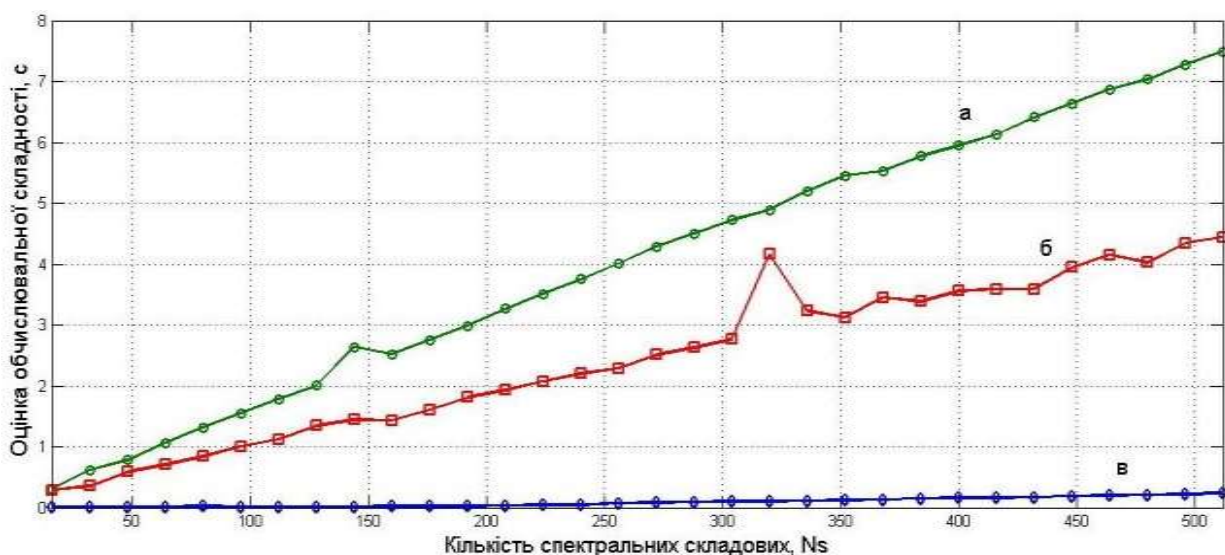


Рисунок 3.1 – Графічне відображення результатів оцінювання обчислювальної складності і часу роботи алгоритмів на основі: а) компонентного методу; б) синфазного методу; в) фільтраційного методу

Обчислювальна складність розглянутих методів аналізу була визначена під час дослідження існуючих підходів до обробки ЕКГС. Для оцінки спектрально-гармонічних параметрів стаціонарних складових сигналу були реалізовані відповідні програмні алгоритми, які включають необхідні обчислювальні операції, описані в попередньому розділі.

Це дозволило забезпечити оптимізацію обробки ЕКГС та врахувати специфіку обчислювальної складності кожного методу для подальшого вибору найефективнішого підходу в залежності від поставленої задачі.

3.3 Написання програмного забезпечення в середовищі MATLAB

Середовище MATLAB є одним із найкращих інструментів для аналізу алгоритмів роботи з електрокардіографічними сигналами, зокрема для задач голтерівського моніторингу. Це зумовлено такими причинами:

1) широкий набір інструментів для обробки сигналів – MATLAB має спеціалізовані бібліотеки для роботи з сигналами, зокрема: Signal Processing Toolbox (дозволяє виконувати фільтрацію, спектральний аналіз, вейвлет-декомпозицію, обчислення кореляційних і коваріаційних функцій), Wavelet Toolbox (містить інструменти для аналізу вейвлет-перетворення, які корисні для виділення компонент ЕКГС), DSP System Toolbox (забезпечує ефективну реалізацію алгоритмів цифрової обробки сигналів);

2) зручність роботи з великими масивами даних – MATLAB має потужні інструменти для обробки великих наборів даних, що особливо важливо при аналізі тривалих записів сигналів (наприклад, 24-годинні дані голтерівського моніторингу);

3) швидка розробка і тестування програм – MATLAB дозволяє швидко реалізувати, протестувати та порівняти різні алгоритми завдяки простому синтаксису, вбудованим функціям для обчислення спектрів, автокореляції, вейвлет-перетворення та інших операцій, інтерактивному середовищу для візуалізації результатів;

4) наявність інструментів для моделювання та симуляції – MATLAB підтримує імітаційне моделювання складних систем і дозволяє проводити експерименти з даними, моделювати роботу алгоритмів на різних наборах сигналів, вимірювати ефективність алгоритмів для різних рівнів зашумлення, кількості спектральних компонент або інших параметрів;

5) можливість роботи з реальними сигналами – MATLAB підтримує імпорт та експорт даних у форматах, які використовуються для голтерівського моніторингу, таких як: EDF (European Data Format), MAT (власний формат

MATLAB), CSV та інші табличні формати, що дозволяє легко інтегрувати реальні дані лабораторних або клінічних досліджень;

6) можливості візуалізації – MATLAB пропонує багатий набір інструментів для візуалізації даних: побудова графіків сигналів у часовій та частотній області, відображення спектральних компонент, інтерактивні інструменти для аналізу сигналів;

7) використання в наукових проєктах – MATLAB є стандартним інструментом у багатьох наукових дослідженнях, що стосуються обробки ЕКГС [50, 51], багато алгоритмів та підходів уже реалізовано і доступно у вигляді готових функцій;

8) можливості інтеграції – результати, отримані у MATLAB, легко адаптувати для подальшої реалізації в інших середовищах (мови C, Python, Java) або для апаратного впровадження (наприклад, на FPGA чи мікроконтролерах).

Таким чином, MATLAB є оптимальним вибором для аналізу алгоритмів роботи з ЕКГС, оскільки він поєднує потужні засоби обробки сигналів, простоту у використанні та гнучкість для експериментального моделювання, що робить його універсальним інструментом для досліджень у цій сфері.

Щоб реалізувати дослідження розроблених алгоритмів у MATLAB, перш за все завантажуюмо дані ЕКГС:

```
for number=1:1
    if number==1 x=load('D:\savka\rkg\Dat\norma_1.dat');
end;
if number==2 x=load('D:\savka\rkg\Dat\norma_2.dat');
end
```

Далі встановлюємо частоту дискретизації на рівні 2200 Гц) і підв'язуємо запис під змінну df з урахуванням технічних характеристик кардіононітора голтерівського типу.

```
% Числення часової осі t
N=length(x);
df=2200;
t=(0:N-1)/df;
```

Виведемо графіки експериментальних ЕКГС (norma_1 і norma_2) за допомогою функції plot(t,x) (рис. 3.2–3.3).

```
figure(1);
plot(t,x(2,:));
axis tight;
grid on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

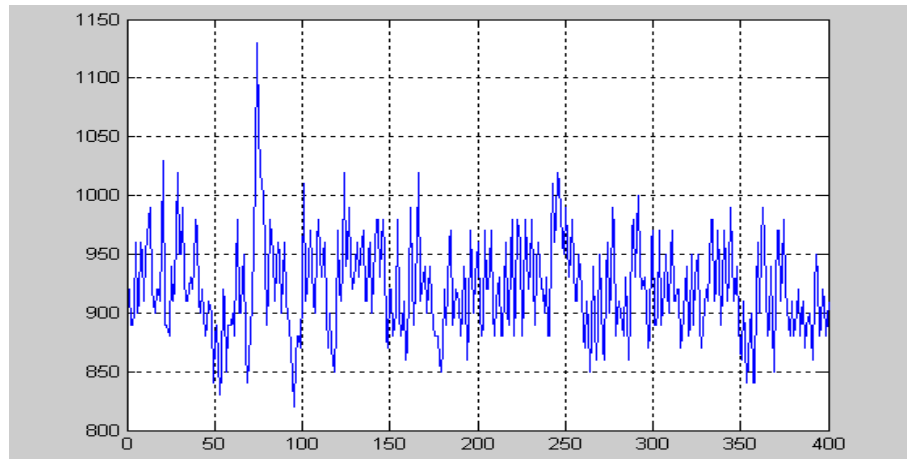


Рисунок 3.2 – Побудований графік нормального ЕКГС (norma_1)

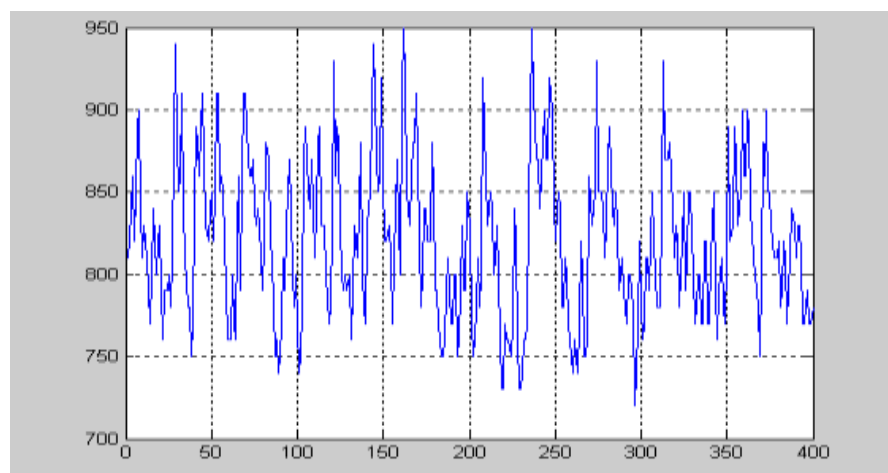


Рисунок 3.3 – Побудований графік нормального ЕКГС (norma_2)

Далі проводимо розрахунок періоду корельованості, для чого обчислюємо кореляцію між експериментальними ЕКГС та визначаємо усереднену відстань між зубцями R (тобто період сигналу T). Розрахунок коефіцієнту кореляції виконуємо за допомогою функції `xcorr`:

```
%
figure(11);
r=xcorr(x);
plot(t,r(N:length(r)));
axis tight;
grid on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

Проводимо аналіз залежності різниці величин максимумів тривалості інтервалів від номеру різниці, результати якого показані на рисунку 3.4.

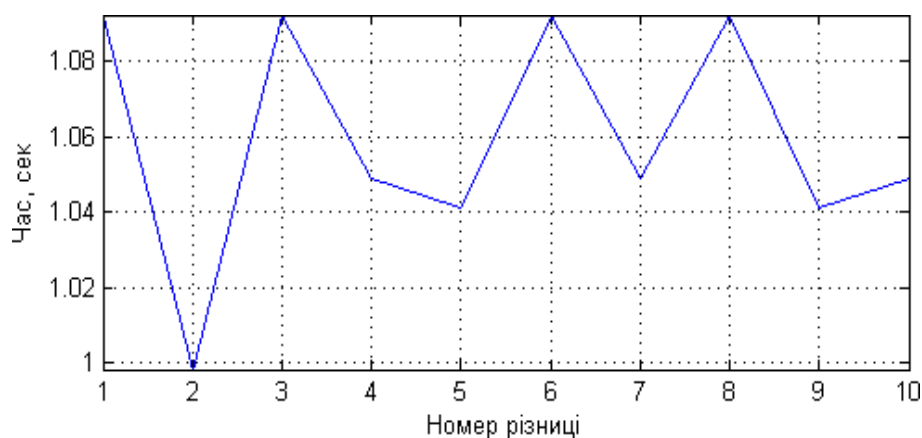


Рисунок 3.4 – Залежність тривалості інтервалу від номеру різниці

Усереднене значення різниці на основі аналізу всіх даних при $fd = 2200$ Гц та кількості відліків $NT = 2333$ склало

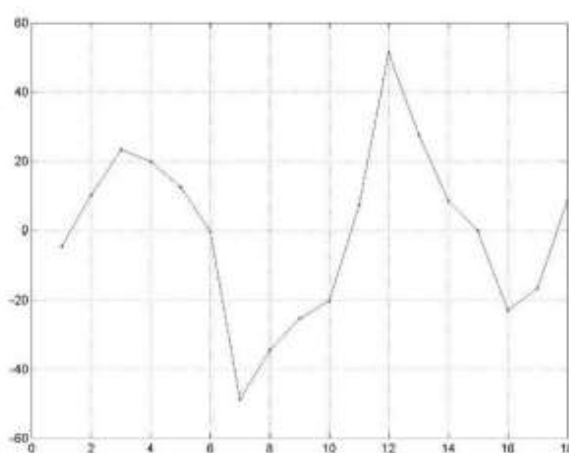
$$T = 1,0596 \text{ с.}$$

У відповідності до розробленого алгоритму, обраховуємо оцінки математичного сподівання (рис. 3.5):

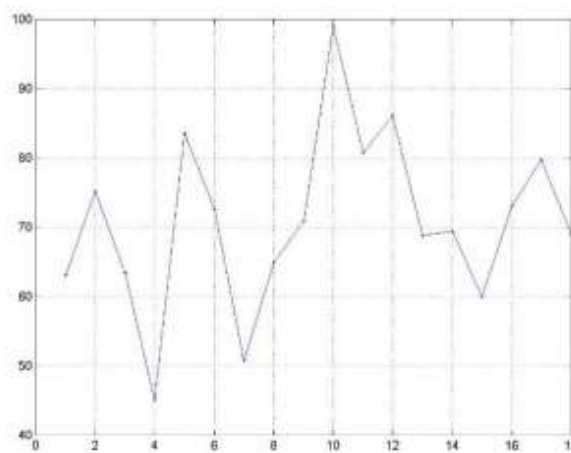
```

NT=2333;
NT1=NT-1;
n=NT*(1:10)-NT1;
a=[];
for k=1:10
    a(k,:)=x(n(k):n(k)+NT1);
end;
m=mean(a);
plot(t(1:NT),m);
axis tight;
grid on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');

```



а)



б)

Рисунок 3.5 – Графічна інтерпретація оцінок математичного сподівання (а) та дисперсії (б) на періоді корельованості T (вісь абсцис — період корельованості у секундах; вісь ординат — значення параметра на періоді)

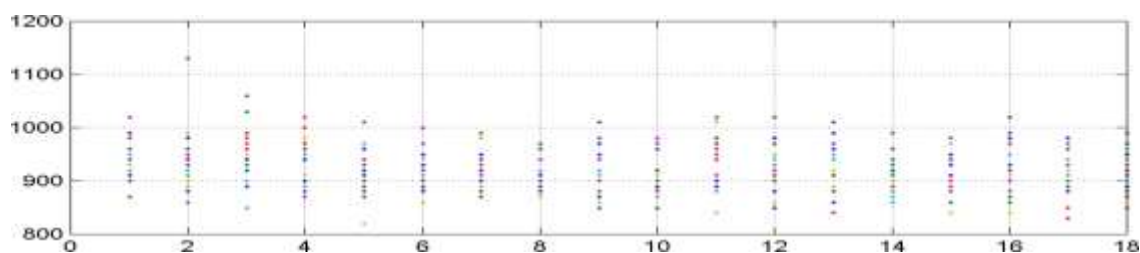
Періодичність, яку можна спостерігати на графіках на рис. 3.5 вказує на те, що вибір періоду було здійснено правильно.

Далі проводимо центрування ЕКГС, результати якого представлені на рис. 3.6.

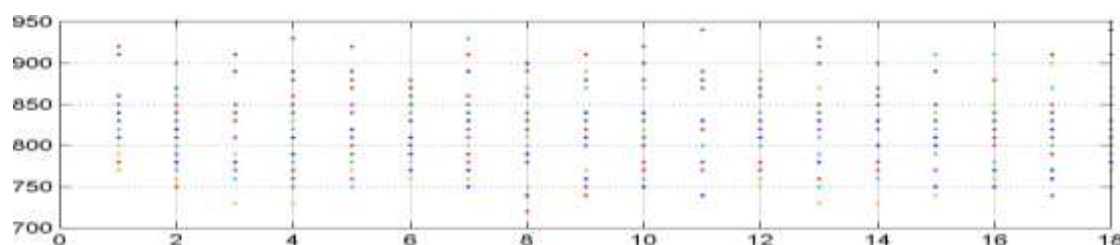
```

% Центрування
for k=0:(N/NT)-1
    xc((1:NT)+k*NT)=x((1:NT)+k*NT)-m(1:NT);
end;
plot(t,xc);
axis tight;
grid on;

```



а)



б)

Рисунок 3.6 – Графічне представлення вибірок ЕКГС norm_1 (а) і norm_2 (б) через період T (вісь абсцис — номер стаціонарної реалізації; вісь ординат — значення сигналу на періоді)

Далі одержуємо стаціонарні складові відцентрованих значень ЕКГС:

```
% Стаціонарні компоненти
len=1:NT:length(xc);
for j=0:NT-1
    komp(j+1,1:length(len))=xc(len+j);
end;
figure(5);
surf(komp);
shading interp;
axis tight;
```

Далі розраховуємо оцінку стаціонарних складових $\xi^0(t, k)$, тобто проводимо оцінку кореляційних функцій для стаціонарних складових $\hat{b}_{\xi}^k(t, u)$:

```
% Кореляція від стаціонарних компонент
n=size(komp, 2);
for k=1:NT
    kompcor(k,:)=corPKVP(komp(k,:));
end;
figure(6);
surf(kompcor);
shading interp;
axis tight;
```

Далі переходимо з часової області в частотну, проводячи дискретне перетворення Фур'є, тому що спектральна область нечутлива (інваріантна) до зсувів по часу.

```
% Перетворення Фур'є від кореляції стаціонарних компонент
for k=1:NT
    B(k,:)=abs(fft(kompcor(k,:)));
end;
figure(7);
surf(B);
shading interp;
axis tight;
```

Нарешті, створимо тривимірну візуалізацію спектральних компонентів експериментальної моделі ЕКГС (рис. 3.7).

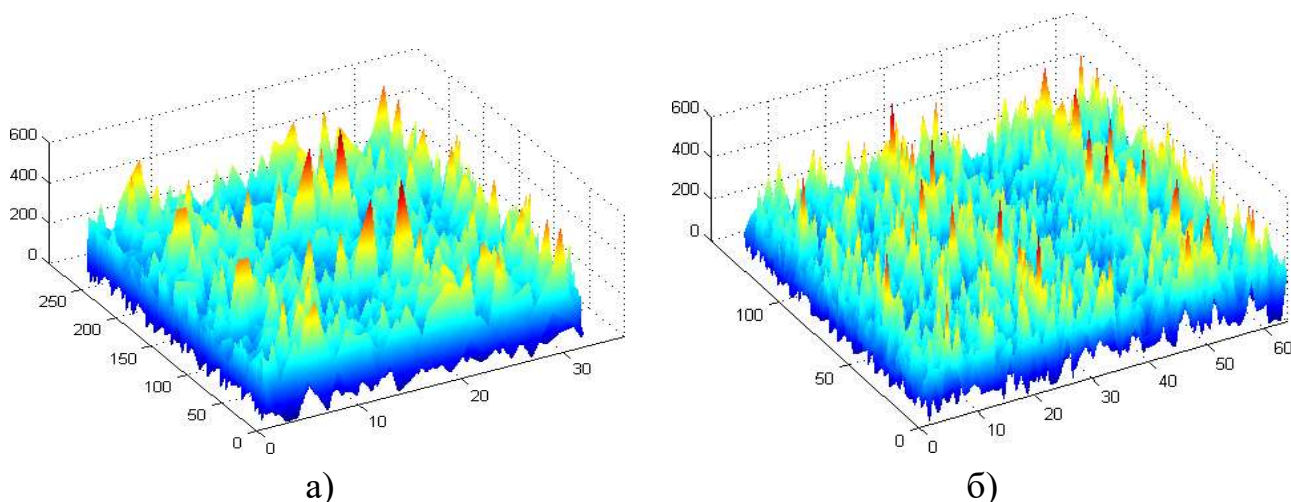


Рисунок 3.7 – Представлення спектральних складових експериментальної моделі ЕКГС для сигналів погма_1 (а) і погма_2 (б) (на осі ОХ відкладені номери компонент, на осі ОУ — коваріаційний зсув, на осі ОZ — амплітуда із використанням псевдокольорової шкали MATLAB)

Таким чином, отримані результати показують, що при використанні ЕКГС з невеликою кількістю компонент доцільно користуватись компонентним методом аналізу, тому що при використанні синфазного методу характеристик сигналу змішуються, що для медико-біологічного сигналу не є інформативним.

3.4 Висновки до розділу 3

В розділі показано, що оптимальна математична модель ЕКГС повинна враховувати стохастичність та повторювальний характер сигналу, що забезпечить найкращі дані для задачі діагностування патологічних змін ССС в процесі голтерівського моніторингу.

Обчислювальна складність розглянутих методів аналізу була визначена під час дослідження існуючих підходів до обробки ЕКГС. Для оцінки спектрально-гармонічних параметрів стаціонарних складових сигналу були реалізовані відповідні програмні алгоритми, які включають необхідні обчислювальні операції, описані в попередньому розділі.

Це дозволило забезпечити оптимізацію обробки ЕКГС та врахувати специфіку обчислювальної складності кожного методу для подальшого вибору найефективнішого підходу в залежності від поставленої задачі.

Середовище MATLAB виявилось оптимальним вибором для аналізу алгоритмів роботи з ЕКГС, оскільки він поєднує потужні засоби обробки сигналів, простоту у використанні та гнучкість для експериментального моделювання, що робить його універсальним інструментом для досліджень у цій сфері.

Отримані результати показують, що при використанні ЕКГС з невеликою кількістю компонент доцільно користуватись компонентним методом аналізу, тому що при використанні синфазного методу характеристик сигналу зміщуються, що для медико-біологічного сигналу не є інформативним, а навпаки, можуть вносити невизначеність. Інформативними ознаками при аналізі ЕКГС в розробленому методі виступають спектральні компоненти сигналу, які відображають усереднені показники сигналу, які несуть діагностичну цінність.

Розроблений метод та його програмна реалізація може бути використані для автоматизованого аналізу ЕКГС в комп'ютерних медичних системах аналізу

стану ССС, в тому числі тих, що передбачають довготривалий моніторинг серцевої активності.

Розроблено ПЗ із графічним інтерфейсом, для реалізації статистичного методу аналізу, яке може використовуватись як складова частина спеціалізованого ПЗ комп'ютерних діагностичних систем.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Магістерська кваліфікаційна робота «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

Для наведеного випадку нами мають бути виконані такі етапи робіт:

- 1) проведено комерційний аудит науково-технічної розробки, тобто встановлення її науково-технічного рівня та комерційного потенціалу;
- 2) розраховано витрати на здійснення науково-технічної розробки;
- 3) розрахована економічна ефективність науково-технічної розробки у випадку її впровадження і комерціалізації потенційним інвестором і проведено обґрунтування економічної доцільності комерціалізації потенційним інвестором.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» є оцінювання

науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [52].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає

Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	4	5	5
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	2	3	2
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	3	2
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	4	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	2	2	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	3
Сума балів	36	40	38
Середньоарифметична сума балів CB_c	38,0		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [52].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів CB , розрахована на основі	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» становить 38,0 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки

Окрім комерційного аудиту розробки доцільно також розглянути технічний рівень якості розробки, розглянувши її основні технічні показники. Ці показники по-різному впливають на загальну якість проектної розробки.

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [53]:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (4.1)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом і при

цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення β_i для різних випадків розраховуємо за такими формулами:

- для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (4.2)$$

де I_{ni} та I_{na} – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

- для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (4.3)$$

Використовуючи наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та розробки на основі отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння зведемо до таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Порівняння основних параметрів розробки та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
Кількість параметрів електрокардіограми що підлягають обліку	од.	5	13	2,6	0,3
Кількість місць розміщення (хмара, мобільно, ПК)	од.	2	3	1,5	0,1
Рівень захищеності баз даних (за 10-бальною шкалою)	бал	5	8	1,6	0,15
Доступність інтерфейсу	бал	7	9	1,26	0,25
Можлива кількість додатково інтегрованих модулів	од.	2	4	2	0,2

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення складе:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 2,6 \cdot 0,3 + 1,5 \cdot 0,1 + 1,6 \cdot 0,15 + 1,26 \cdot 0,25 + 2 \cdot 0,2 = 1,89.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,89 рази.

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копійувальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [52]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.4)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=22$ дні.

$$З_o = 18500,00 \cdot 28 / 22 = 21636,44 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 4.5.

Таблиця 4.5 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник проекту з розробки системи електрокардіографічного сигналу	18500,00	772,73	28	21636,44
Інженер-програміст 1-ї категорії	8000,00	750,00	28	21000,00
Інженер-аналітик систем автоматизованого управління	17500,00	681,82	21	14318,22
Консультант (Лікар-кардіолог вищої категорії)	17000,00	772,73	7	5409,09
Провідний фахівець	8700,00	395,45	28	11072,73
Всього				73436,48

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» розраховуємо за формулою:

$$З_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.5)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.6)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), приймемо $M_M=8000,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду [52];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 22$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,15 / (22 \cdot 8) = 57,50 \text{ грн.}$$

$$З_{pl} = 57,50 \cdot 4,50 = 258,75 \text{ грн.}$$

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$З_{доо} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{доо}}{100\%}, \quad (4.7)$$

де $H_{доо}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Приймемо 10%.

$$З_{доо} = (73436,48 + 1915,80) \cdot 10 / 100\% = 7535,23 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.6 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Установка обчислювального обладнання	4,50	2	1,10	57,50	258,75
Підготовка робочого місця розробника системи аналізу сигналів	3,60	2	1,10	57,50	207,00
Інсталяція програмного забезпечення розробки (моделювання) систем аналізу	4,35	4	1,50	78,41	341,08
Введення кодів модулю формування бази даних	2,20	5	1,70	88,86	195,50
Введення кодів модулю аналізу сигналів	0,50	5	1,70	88,86	44,43
Введення кодів модулю забезпечення онлайн доступу	2,50	5	1,70	88,86	222,16
Налагодження системної взаємодії	6,00	4	1,50	78,41	470,45
Інтеграція модулів системи аналізу сигналів	2,50	3	1,35	70,57	176,42
Всього					1915,80

4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{доп}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.8)$$

де H_{zn} – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (73436,48 + 1915,80 + 7535,23) \cdot 22 / 100\% = 18235,25 \text{ грн.}$$

4.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на

проведення досліджень за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу».

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.9)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 3,0 \cdot 212,00 \cdot 1,05 - 0 \cdot 0 = 667,80 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 4.7.

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_e = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.10)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$$K_e = 1 \cdot 4699,00 \cdot 1,05 = 4933,95 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 4.8.

Таблиця 4.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір офісний А4, Crystal Pro80, клас С, 500 л, UPM	212,00	3,0	0	0	667,80
Папір офісний А3, Maestro Standart+, клас В, 80 г/м2, 500 л, Mondi	462,00	1,0	0	0	485,10
Папір офісний Офіс Центр А5 80г/м2 500 аркушів клас С	132,00	3,0	0	0	415,80
Органайзер для канцелярського начиння	211,00	2,0	0	0	443,10
ДИСК CD-R VERBATIM 700MB 80MIN 52X BULK 50	29,00	1,0	0	0	30,45
USB флеш накопичувач 32 ГБ	172,00	1,0	0	0	180,60
Всього					2222,85

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Жорсткий диск WD 3.5" SATA III 1000Gb 7200rpm 64mb (WD1003FZEX)	1	4699,00	4933,95
Зовнішній жорсткий диск 1Tb Transcend StoreJet (TS1TSJ25M3S) Iron Gray	1	2599,00	2728,95
Всього			7662,90

4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.и}} \cdot K_i, \quad (4.11)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{пр.и}}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 43748,00 \cdot 1 \cdot 1,05 = 45935,40 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці 4.9:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Сервер бази даних на основі ПЕОМ Комп'ютер ARTLINE Overlord X81WHITE (X81WHITEv23)	1	43748,00	45935,40
Всього			45935,40

4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{инрг}} \cdot C_{\text{прог.и}} \cdot K_i, \quad (4.12)$$

де $C_{\text{инрг}}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прг.}i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{прг}} = 350,00 \cdot 1 \cdot 1,05 = 367,50 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці 4.10:

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	1	350,00	367,50
Емулятор серверної інтернет-платформи для моделювання роботи системи	1	5600,00	5880,00
Система імітаційного комп'ютерного моделювання SIMULINK програмного середовища MATLAB	1	9500,00	9975,00
Система керування реляційними базами даних MySQL	1	8210,00	8620,50
Всього			24843,00

4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{\text{обл}} = \frac{Ц_{\text{б}}}{T_{\text{г}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.13)$$

де $Ц_{\text{б}}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

T_{ϵ} – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (42899,00 \cdot 2) / (3 \cdot 12) = 2383,28 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Програмно-аналітичний комплекс проектування на базі ПК HP i7-JD3200-UA23	42899,00	3	2	2383,28
Обладнання виводу інформації Лазерний принтер HP LaserJet Pro M102w c Wi-Fi (G3Q35A)	7499,00	4	2	312,46
Робоче місце інженера-дослідника спеціалізоване	7700,00	5	2	256,67
Офісна оргтехніка	8990,00	5	2	299,67
Приміщення лабораторії досліджень	629000,00	25	2	4193,33
ОС Windows 11	8460,00	3	2	470,00
Пакет Microsoft Office 2019	7840,00	3	2	435,56
Маршрутизатор Asus ZenWiFi AX Mini XD4 3PK White (90IG07M0-MO3C40)	9029,00	4	2	376,21
Всього				8727,17

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.14)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 10,98$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,36 \cdot 220,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 869,62 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Програмно-аналітичний комплекс проектування на базі ПК HP i7-JD3200-UA23	0,36	220,0	869,62
Обладнання виводу інформації Лазерний принтер HP LaserJet Pro M102w c Wi-Fi (G3Q35A)	0,25	4,0	10,98
Робоче місце інженера-дослідника спеціалізоване	0,07	220,0	169,09
Офісна оргтехніка	0,45	1,3	6,42
Маршрутизатор Asus ZenWiFi AX Mini XD4 3PK White (90IG07M0-MO3C40)	0,02	200,0	43,92
Сервер бази даних на основі ПЕОМ Комп'ютер ARTLINE Overlord X81WHITE (X81WHITEv23)	0,32	200,0	702,72
Всього			1802,75

4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» відсутні.

4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» відсутні.

4.3.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_e = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{is}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де H_{is} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийнемо $H_{is} = 50\%$.

$$I_e = (73436,48 + 1915,80) \cdot 50 / 100\% = 37676,14 \text{ грн.}$$

4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», приймемо $H_{нзв} = 100\%$.

$$B_{нзв} = (73436,48 + 1915,80) \cdot 100 / 100\% = 75352,27 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = З_o + З_p + З_{доп} + З_n + M + K_v + B_{спец} + B_{пр} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_v + B_{нзв}. \quad (4.17)$$

$$B_{заг} = 73436,48 + 1915,80 + 7535,23 + 18235,25 + 2222,85 + 7662,90 + 45935,40 + 24843,00 + 8727,17 + 1802,75 + 0,00 + 0,00 + 37676,14 + 75352,27 = 305345,23 \text{ грн.}$$

Загальні витрати $ЗВ$ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.18)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta=0,95$.

$$3B = 305345,23 / 0,95 = 321416,03 \text{ грн.}$$

4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів продукту, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	500	800	900	80

N – кількість споживачів які використовували аналогічний продукт у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 6500 осіб;

C_o – вартість програмного продукту у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 3000,00 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості програмного продукту від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 55,00 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta\Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [52]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta\Pi_o \cdot N + \Pi_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot (1 - \frac{\vartheta}{100}), \quad (4.19)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2024 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).

Прийmemo $\rho = 38\%$;

ϑ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2024 році $\vartheta = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (55,00 \cdot 6500,00 + 3055,00 \cdot 500) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 487513,78 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (55,00 \cdot 6500,00 + 3055,00 \cdot 1300) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 1119600,61 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (55,00 \cdot 6500,00 + 3055,00 \cdot 2200) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 1830698,30 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (55,00 \cdot 6500,00 + 3055,00 \cdot 2280) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 1893906,98 \text{ грн.}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків $\Pi\Pi$, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$\Pi\Pi = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^i}, \quad (4.20)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau=0,15$;

t – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} \Pi\Pi = & 487513,78/(1+0,15)^1 + 1119600,61/(1+0,15)^2 + 1830698,30/(1+0,15)^3 + \\ & + 1893906,98/(1+0,15)^4 = 423925,03 + 846578,91 + 1203713,85 + 1082847,46 = 3557065, \\ & 25 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (4.21)$$

де $k_{инв}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{инв}=2$;

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 321416,03 грн.

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 321416,03 = 642832,06 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект $E_{абс}$ для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{abc} = III - PV \quad (4.22)$$

де III – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 3557065,25 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 642832,06 грн.

$$E_{abc} = III - PV = 3557065,25 - 642832,06 = 2914233,19 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1, \quad (4.23)$$

де E_{abc} – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 2914233,19 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 642832,06 грн;

$T_{ж}$ – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримування позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1 = (1 + 2914233,19/642832,06)^{1/4} = 0,53.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій τ_{min} :

$$\tau_{min} = d + f, \quad (4.24)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,1$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, приймемо 0,25.

$\tau_{\min} = 0,1 + 0,25 = 0,35 < 0,53$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_{ϵ} , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_{\epsilon}}, \quad (4.25)$$

де E_{ϵ} – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 0,53 = 1,87 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

4.5 Висновки до розділу 4

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» становить 38,0 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,89 рази.

Також термін окупності становить 1,87 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати

потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу».

ВИСНОВКИ

В магістерській кваліфікаційній роботі було представлено результати дослідження методів оброблення й аналізу електрокардіографічного сигналу в системах довготривалого (голтерівського) моніторингу серцевої діяльності.

Голтерівський моніторинг — це важливий діагностичний інструмент, який дозволяє лікарям отримати більш детальну інформацію про роботу серця і визначити подальшу тактику лікування.

Зведення до мінімуму перешкод і артефактів залежить як від правильного налаштування обладнання, так і від дотримання пацієнтом рекомендацій під час моніторингу.

Вибір методу стиснення та оцінка його ефективності залежать від конкретної задачі. Для задач збереження та передачі даних визначається допустимий рівень спотворення відновленого сигналу. Під час вибору методу враховуються умови, що дозволяють досягти найкращого значення коефіцієнта стиснення при заданій (допустимій) складності обчислень процесу.

В роботі було показано, що детерміновані моделі електрокардіографічного сигналу мають обмежену здатність описувати реальні сигнали серця, що значно знижує їхню інформативність для діагностики стану серцево-судинної системи. Вони не враховують варіабельність структури електрокардіографічного сигналу у кожному серцевому циклі та обмежуються аналізом лише одного зареєстрованого циклу, що знижує їхню ефективність у сучасних діагностичних системах.

Оскільки для електрокардіографічного сигналу спостерігається індивідуальний зв'язок тривалості QT-інтервалу із тривалістю інтервалу RR при зміні ЧСС, цю особливість потрібно враховувати при аналізі сигналу. В свою чергу, тривалість інтервалів PQ, ST, зубців P, Q, R, S, T при зміні частоти серцевих скорочень показують наближену лінійний зв'язок з тривалістю інтервалу QT. Крім того, їх залежність від зміни частоти серцевих скорочень індивідуальна для кожного пацієнта.

Недоліками попередньо розглянутих моделей представлення електрокардіографічного сигналу для задач автоматизованого виявлення патологічних змін серцево-судинної системи при голтерівському моніторингу є те, що вони не враховують детерміновану складову випадкової компоненти сигналу, що є результатом впливу чинників різного походження, випадковості форми відображення патологій на електрокардіографічному сигналі, не дозволяють описувати його стаціонарною моделлю, і забезпечувати часовий аналіз електрокардіографічного сигналу, який є важливим для прогнозування виникнення захворювань на ранніх стадіях.

В роботі запропонований метод аналізу електрокардіографічного сигналу як періодично-корельованого випадкового процесу на основі енергетичного підходу, синфазного та компонентного методу і кореляційного аналізу, які задовольняє всі вищенаведені вимоги.

Для подальшої реалізації було обрано компонентний метод аналізу, оскільки він, на противагу синфазному методу, не потребує великої кількості компонент і менше залежить від загально обсягу даних.

В розділі показано, що оптимальна математична модель електрокардіографічного сигналу повинна враховувати стохастичність та повторювальний характер сигналу, що забезпечить найкращі дані для задачі діагностування патологічних змін серцево-судинної системи в процесі голтерівського моніторингу.

Обчислювальна складність розглянутих методів аналізу була визначена під час дослідження існуючих підходів до обробки електрокардіографічного сигналу. Для оцінки спектрально-гармонічних параметрів стаціонарних складових сигналу були реалізовані відповідні програмні алгоритми, які включають необхідні обчислювальні операції, описані в попередньому розділі.

Це дозволило забезпечити оптимізацію обробки електрокардіографічного сигналу та врахувати специфіку обчислювальної складності кожного методу для подальшого вибору найефективнішого підходу в залежності від поставленої задачі.

Як показав проведений аналіз, середовище MATLAB виявилось оптимальним вибором для аналізу алгоритмів роботи з електрокардіографічним сигналом, оскільки він поєднує потужні засоби обробки сигналів, простоту у використанні та гнучкість для експериментального моделювання, що робить його універсальним інструментом для досліджень у цій сфері.

Отримані результати показують, що при використанні електрокардіографічного сигналу з невеликою кількістю компонент доцільно користуватись компонентним методом аналізу, тому що при використанні синфазного методу характеристик сигналу змішуються, що для медико-біологічного сигналу не є інформативним, а навпаки, можуть вносити невизначеність. Інформативними ознаками при аналізі електрокардіографічного сигналу в розробленому методі виступають спектральні компоненти сигналу, які відображають усереднені показники сигналу, які несуть діагностичну цінність.

Розроблений метод та його програмна реалізація може бути використані для автоматизованого аналізу електрокардіографічного сигналу в комп'ютерних медичних системах аналізу стану серцево-судинної системи, в тому числі тих, що передбачають довготривалий моніторинг серцевої активності.

Розроблено програмне забезпечення із графічним представленням результатів, призначене для реалізації статистичного методу аналізу, яке може використовуватись як складова частина спеціалізованого програмне забезпечення комп'ютерних діагностичних систем.

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу» становить 38,0 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,89 рази.

Також термін окупності становить 1,87 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати

потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Система для аналізу електрокардіографічного сигналу».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Berkaya, S. K., Uysal, A. K., Gunal, E. S., Ergin, S., Gunal, S., Gulmezoglu, M. B. A survey on ECG analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2018. 43. P. 216–235.
2. Houssein, E. H., Kilany, M., Hassanien, A. E. ECG signals classification: a review. *International Journal of Intelligent Engineering Informatics*. 2017. 5(4). P. 376–396.
3. Основи електрокардіографії / упор. А. А. Хижняк, С. С. Дубівська. Харків : ХНМУ, 2013. 36 с.
4. Hampton, J., Hampton, J. The ECG Made Easy E-Book: Edinbourn : Elsevier Health Sciences, 2019. 196 p.
5. Савчак, Я. О., Дзюба, Д. О., Лоскутов, О. А. ЕКГ-діагностика: від Ейнтховена до сучасного серцевого моніторингу. *Медицина невідкладних станів*. 2018. № 2. С 121–124.
6. Степанчук А. П. Анатомія серця людини : монографія. Полтава : ПДМУ, 2022. 132 с.
7. Del Mar, B. The history of clinical Holter monitoring. *Annals of noninvasive electrocardiology: the official journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology, Inc*, 2005. 10(2). P. 226-238.
8. Galli, A., Ambrosini, F., Lombardi, F. Holter monitoring and loop recorders: from research to clinical practice. *Arrhythmia & electrophysiology review*, 2016. 5(2). P. 136–142.
9. Shen, Q., Li, J., Cui, C., Wang, X., Gao, H., Liu, C., Chen, M. A wearable real-time telemonitoring electrocardiogram device compared with traditional Holter monitoring. *Journal of Biomedical Research*. 2020. 35(3). P. 238–242.
10. Pike, H., Eilevstjønn, J., Bjorland, P., Linde, J., Ersdal, H., Rettedal, S. Heart rate detection properties of dry-electrode ECG compared to conventional 3-lead gel-electrode ECG in newborns. *BMC Research Notes*. 2021. 14(1). P. 166–171.

11. Xu, Y. D., Lin, M., Xu, Z. Y., Kang, H., Li, Z. T., Luo, Z. Z., Lin, S. Y. Holter electrocardiogram research trends and hotspots: bibliometrics and visual analysis. *European Review for Medical & Pharmacological Sciences*. 2022. 26(17). P. 6027–6039.
12. Rogers, B., Giles, D., Draper, N., Mourot, L., Gronwald, T. Influence of artefact correction and recording device type on the practical application of a non-linear heart rate variability biomarker for aerobic threshold determination. *Sensors*. 2021. 21(3). P. 821-830.
13. Vermunicht, M. P., Makayed, M. K., Meysman, M. P., et al. Validation of Polar H10 chest strap and Fitbit Inspire 2 tracker for measuring continuous heart rate in cardiac patients: impact of artefact removal algorithm. *Europace*. 2023. 25(Suppl 1). euad122-550.
14. Du, W. Y., Jose, W. Design of an ECG sensor circuitry for cardiovascular disease diagnosis. *International Journal for Biosensors and Bioelectronics*. 2017. 2(4). P. 120-125.
15. Conn, N. J., Schwarz, K. Q., Borkholder, D. A. Nontraditional electrocardiogram and algorithms for inconspicuous in-home monitoring: comparative study. *JMIR mHealth and uHealth*. 2018. 6(5). e9604.
16. Kærgaard, K., Jensen, S. H., Puthusserypady, S. A comprehensive performance analysis of EEMD-BLMS and DWT-NN hybrid algorithms for ECG denoising. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2016. 25. P. 178-187.
17. Kishore, N., Singh, S. Cardiac Analysis and Classification of ECG Signal using GA and NN. *International Journal of Computer Applications*. 2015. 127(12). P. 23-27.
18. Aelen, P., Aulanier, A. L., Mintchev, M. P. Feedback control of retrograde peristalsis using Neural Gastric Electrical Stimulation. *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2008. P. 3375-3380. IEEE.

19. Nayak, S. K., Bit, A., Dey, A., Mohapatra, B., Pal, K. A review on the nonlinear dynamical system analysis of electrocardiogram signal. *Journal of healthcare engineering*. 2018. 1. 6920420.
20. Bartsch, R., Hennig, T., Heinen, A., Heinrichs, S., Maass, P. Statistical analysis of fluctuations in the ECG morphology. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*. 2005. 354. P. 415-431.
21. Islam, M. S. Using ECG signal as an entropy source for efficient generation of long random bit sequences. *Journal of King Saud University-Computer and Information Sciences*. 2022. 34(8). P. 5144-5155.
22. Ning, X., Selesnick, I. W. ECG enhancement and QRS detection based on sparse derivatives. *Biomedical signal processing and control*. 2013. 8(6). P. 713-723.
23. Polania, L. F., Carrillo, R. E., Blanco-Velasco, M., Barner, K. E. Compressed sensing based method for ECG compression. *IEEE international conference on acoustics, speech and signal processing (ICASSP)*. 2011. P. 761-764. IEEE.
24. Fira, C. M., Goras, L. An ECG signals compression method and its validation using NNs. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2008. 55(4). P. 1319-1326.
25. Němcová, A., Smíšek, R., Maršánová, L., Smital, L., Vitek, M. A Comparative analysis of methods for evaluation of ECG signal quality after compression. *BioMed research international*. 2018. 1. 1868519.
26. Swain, S. S., Patra, D., Singh, Y. O. Automated detection of myocardial infarction in ECG using modified Stockwell transform and phase distribution pattern from time-frequency analysis. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2020. 40 (3). P. 1174-1189.
27. Mishra, A., Bhusnur, S., Mishra, S. K., Singh, P. Comparative analysis of parametric B-spline and Hermite cubic spline based methods for accurate ECG signal modeling. *Journal of Electrocardiology*. 2024. 86. 153783.
28. Fridli, S., Lócsi, L., Schipp, F. Rational function systems in ECG processing. *Computer Aided Systems Theory–EUROCAST 2011: 13th International*

Conference, Las Palmas de Gran Canaria, Spain, February 6-11, 2011, Revised Selected Papers. Part I 13. 2012. P. 88-95. Springer Berlin Heidelberg.

29. Crippa, P., Curzi, A., Falaschetti, L., Turchetti, C. Multi-class ECG beat classification based on a Gaussian mixture model of Karhunen-Loève transform. *Int. J. Simul. Syst. Sci. Technol.* 2015. 16(1). 2-1.

30. Samuel, R. Stepwise Approach In ECG Interpretation Using Vector Concepts Involved In Cardiac Vector Theory. *African Journal of Biomedical Research.* 2024. 27(3S). P. 3389-3397.

31. Bae, T. W., Kwon, K. K. ECG PQRST complex detector and heart rate variability analysis using temporal characteristics of fiducial points. *Biomedical Signal Processing and Control.* 2021. 66. 102291.

32. Srinivasan, K., Dauwels, J., Reddy, M. R. Multichannel EEG compression: Wavelet-based image and volumetric coding approach. *IEEE journal of biomedical and health informatics.* 2012. 17(1). P. 113-120.

33. Nguyen, B., Nguyen, D., Ma, W., Tran, D. Wavelet transform and adaptive arithmetic coding techniques for EEG lossy compression. *2017 international joint conference on neural networks (IJCNN).* 2017. P. 3153-3160. IEEE.

34. Shaw, L., Rahman, D., Routray, A. Highly efficient compression algorithms for multichannel EEG. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.* 2018. 26(5). P. 957-968.

35. Gurve, D., Delisle-Rodriguez, D., Bastos-Filho, T., Krishnan, S. Trends in compressive sensing for EEG signal processing applications. *Sensors.* 2020. 20(13). 3703.

36. Liu, X., Long, Z., Wang, Z. An Improved Adaptive Periodical Segment Matrix for Processing EMG Artifacts in ECG Signal Detection. *Proceedings of the 7th International Conference on Biomedical Signal and Image Processing.* 2022. P. 123-126.

37. Bota, P., Zhang, T., El Ali, A., Fred, A., da Silva, H. P., Cesar, P. Group synchrony for emotion recognition using physiological signals. *IEEE Transactions on Affective Computing.* 2023. 14(4). P. 2614-2625.

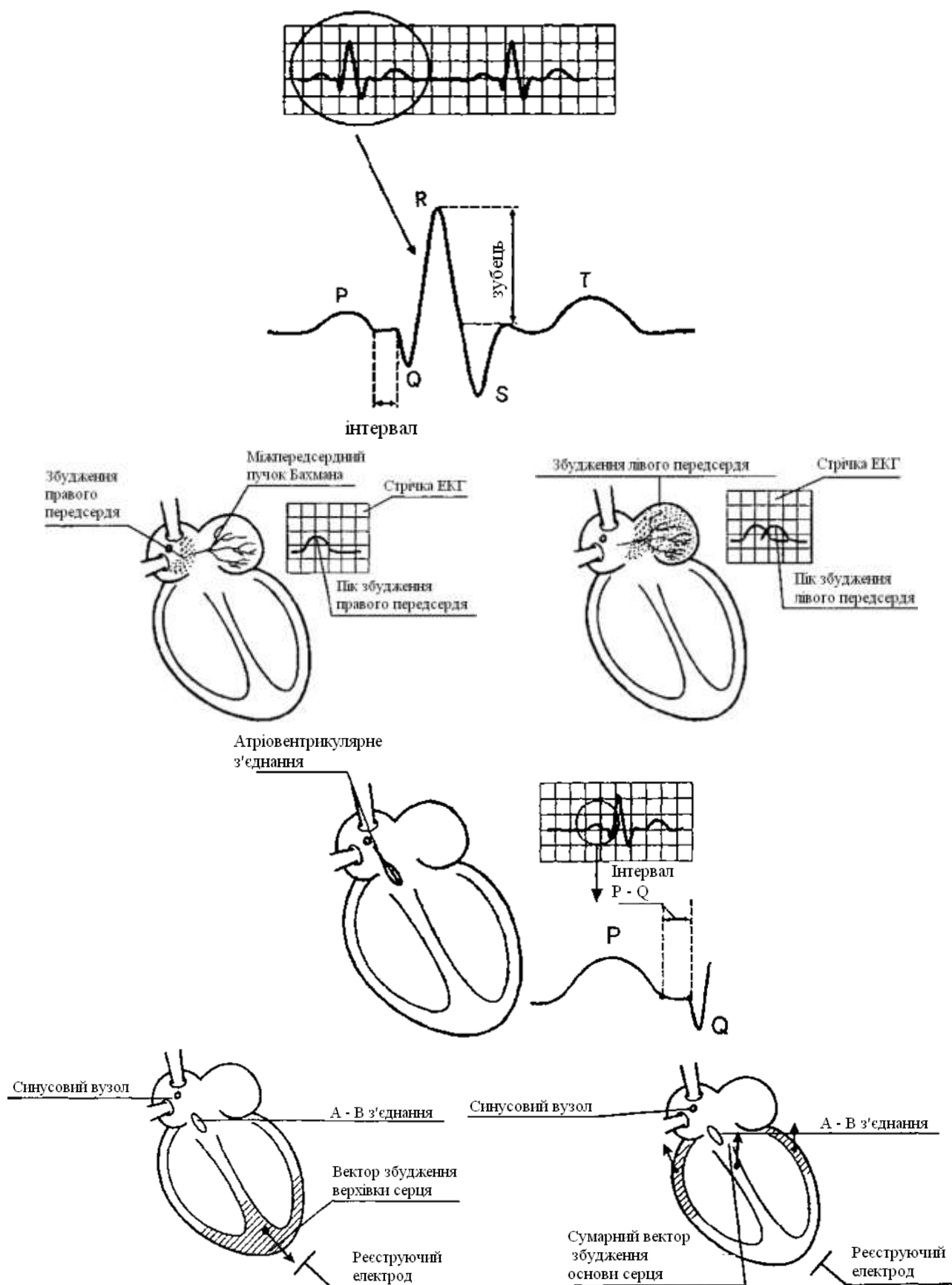
38. Awal, M. A., Mostafa, S. S., Ahmad, M., Alahe, M. A., Rashid, M. A., Kouzani, A. Z., Mahmud, M. P. Design and optimization of ECG modeling for generating different cardiac dysrhythmias. *Sensors*. 2021. 21(5). 1638.
39. Pradhan, B. K., Neelappu, B. C., Sivaraman, J., Kim, D., Pal, K. A Review on the Applications of Time-Frequency Methods in ECG Analysis. *Journal of Healthcare Engineering*. 2023. 1. 3145483.
40. Fariha, M. A. Z., Ikeura, R., Hayakawa, S., Tsutsumi, S. Analysis of Pan-Tompkins algorithm performance with noisy ECG signals. *Journal of Physics: Conference Series*. 2020. Vol. 1532, No. 1. 012022). IOP Publishing.
41. Rahman, M. O., Augustyniak, P., Olejarczyk, E. The QRS detection using the Modified Pan-Tompkins algorithm. *2024 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT (MetroInd4.0&IoT)*. 2024. P. 328-332. IEEE.
42. Dhakad, A., Singh, S., Premananda, B. S. QRS Peak Detection Using Statistical False Peak Elimination and Derivative Search Back. *Second International Conference on Networks, Multimedia and Information Technology (NMITCON)*. 2024. P. 1-6. IEEE.
43. Bachi, L., Halvaei, H., Pérez, C., et al. ECG modeling for simulation of arrhythmias in time-varying conditions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2023. 70(12). P. 3449-3460.
44. Latrofa, M. S., Garibaldi, D. S., Hartwig, D. S., et al. A novel workflow for advanced mapping of repolarization dispersion from endocardial unipolar electrograms in patients with coved-type brugada syndrome. *Europace*. 2023. 25 (Suppl 1). euad122-257.
45. Güngör, C. B., Mercier, P. P., Töreyin, H. A stochastic resonance electrocardiogram enhancement algorithm for robust QRS detection. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2022. 26(8). P. 3743-3754.
46. Liao, Z., Shi, Z., Tabata, H. One-dimensional Lattice Potential-based Stochastic Resonance for Robust QRS Detection in Noisy Electrocardiogram. *IEEE Sensors Journal*. 2024. Vol. 24, no. 21, P. 35323-35332.

47. Babak, V. P., Babak, S. V., Myslovych, M. V., et al. Methods and models for information data analysis. *Diagnostic Systems For Energy Equipments*. 2020. P. 23-70.
48. Singh J. Computational complexity and analysis of supervised machine learning algorithms. *Next Generation of Internet of Things: Proceedings of ICNGIoT-2022*. Singapore : Springer Nature Singapore, 2022. P. 195-206.
49. Fathi, I. S., Makhoulf, M. A. A., Osman, E., Ahmed, M. A. An energy-efficient compression algorithm of ECG signals in remote healthcare monitoring systems. *IEEE Access*. 2022. 10. P. 39129-39144.
50. Kanna, R. K., Ansari, A. A., Kripa, N., Jyothi, G., Mutheeswaran, U., Hema, L. K. Automated defective ECG signal detection using MATLAB applications. *2022 IEEE International conference on current development in engineering and technology (CCET)*. IEEE, 2022. P. 1-7.
51. Pilia, N., Nagel, C., Lenis, G., Becker, S., Dössel, O., Loewe, A. ECGdeline: an open source ECG delineation toolbox for MATLAB. *SoftwareX*, 2021. 13. 100639.
52. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.
53. Кавецький В. В. Козловський В. О., Причепа І, В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум. Вінниця : ВНТУ, 2016. 113 с.

Додаток А
(обов'язковий)

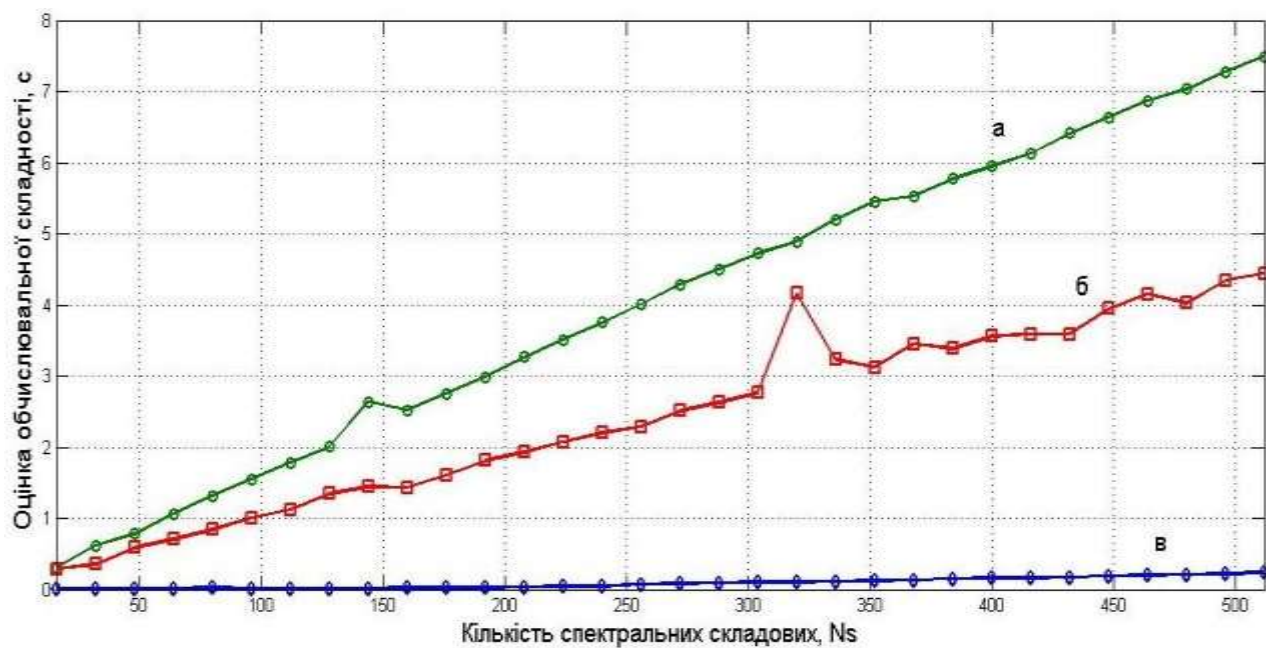
ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

Генерація електрокардіографічного сигналу

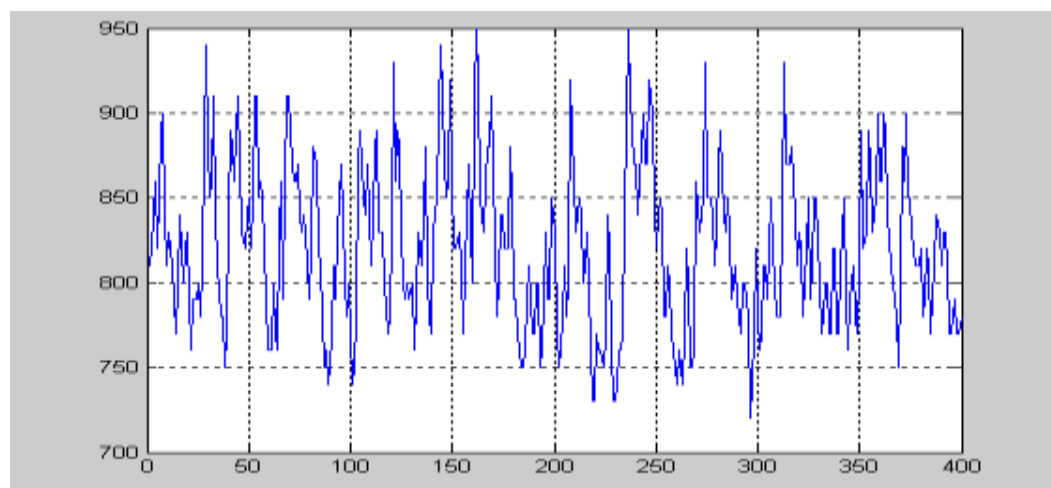
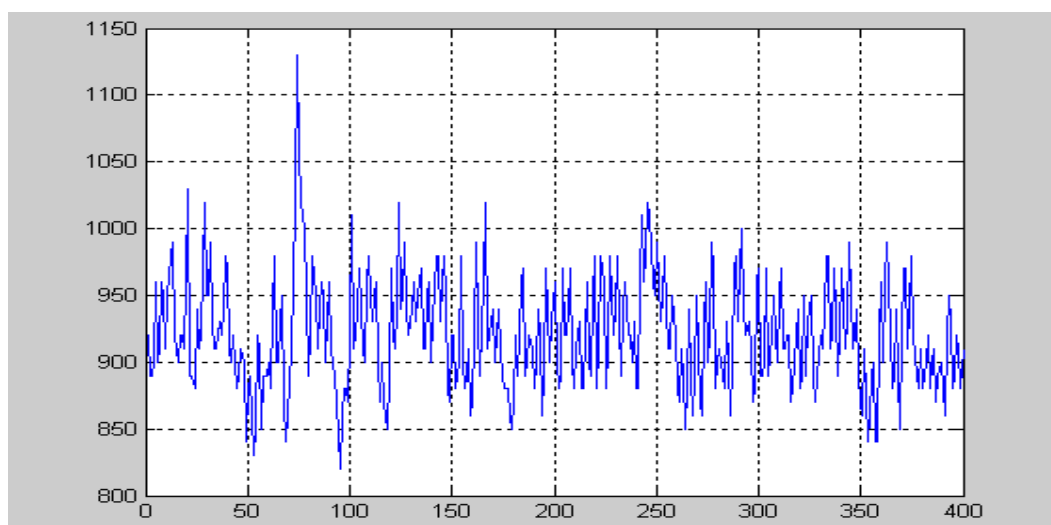


Оцінювання обчислювальної складності і часу роботи алгоритмів на основі:

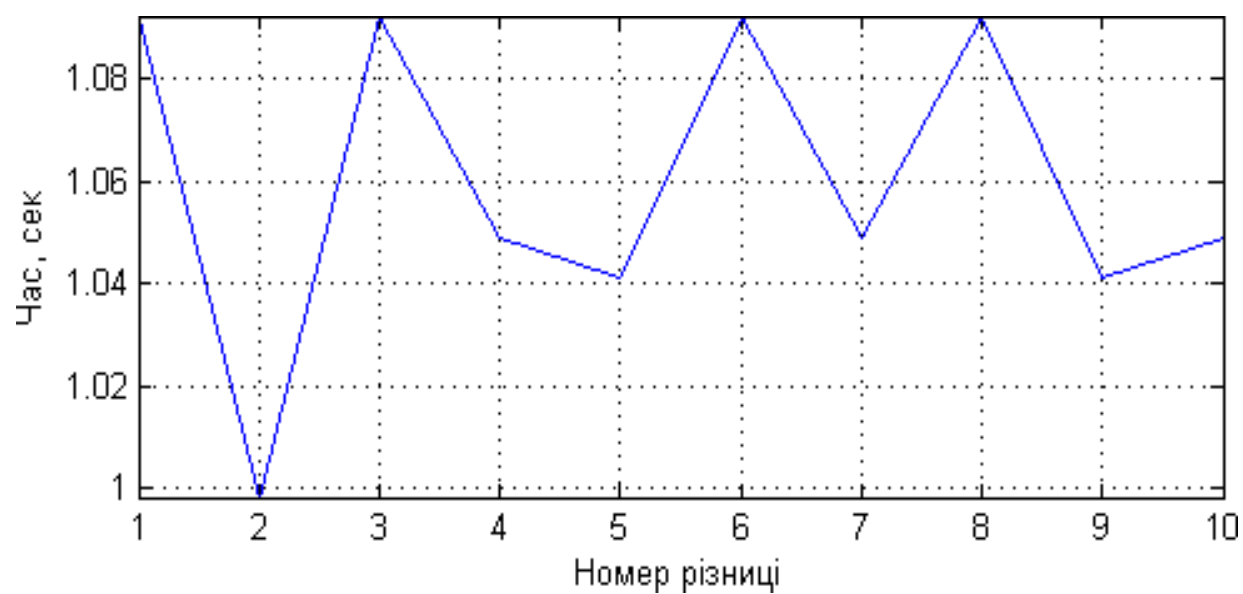
а) компонентного методу; б) синфазного методу; в) фільтраційного методу



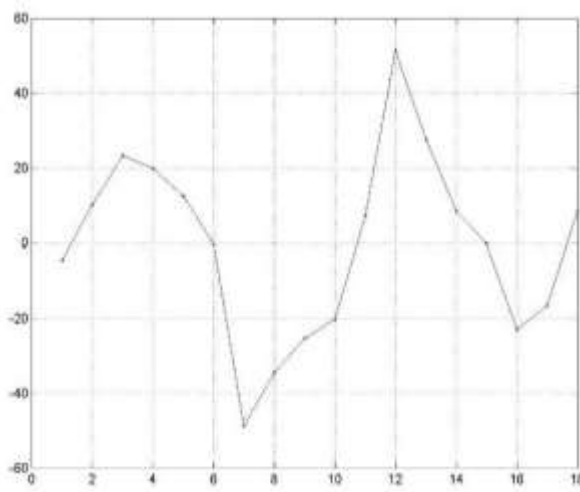
Графіки експериментальних ЕКГС



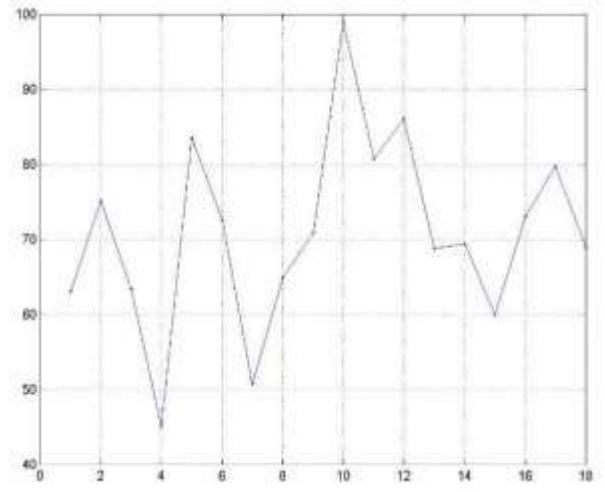
Залежність тривалості інтервалу від номеру різниці



Графічна інтерпретація оцінок математичного сподівання (а)
та дисперсії (б) на періоді корельованості T

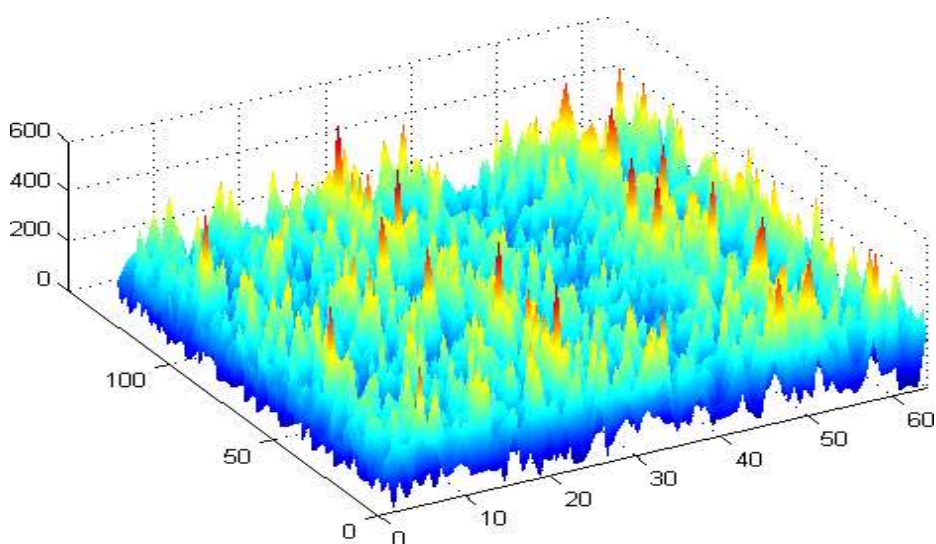
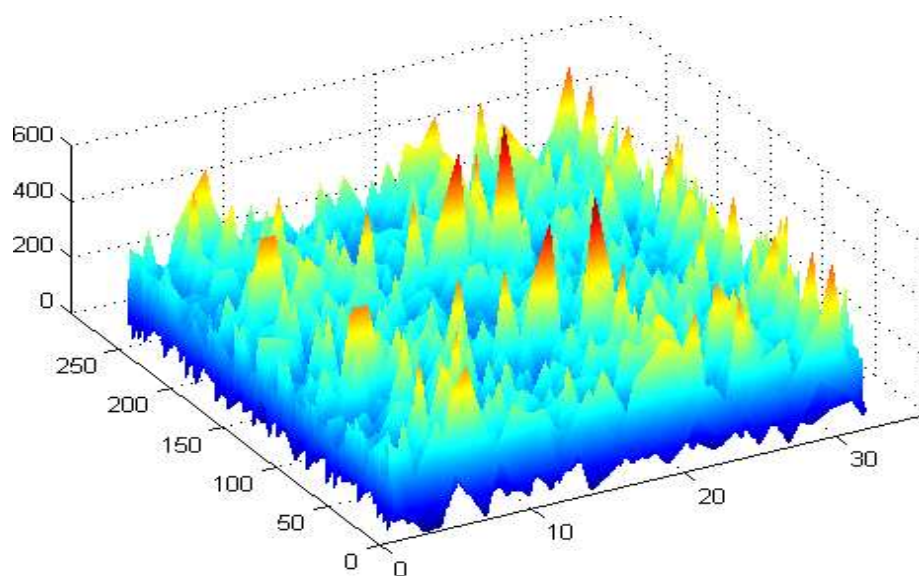


а)



б)

Спектральні складові експериментальної моделі ЕКГС для експериментальних
сигналів



Додаток Б

(обов'язковий)

**ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ**

Назва роботи: Система для аналізу електрокардіографічного сигналуТип роботи: магістерська кваліфікаційна роботаПідрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС, група БМІ-23мКерівник: Штофель Д. Х., доцент каф. БМІОЕС.

Показники звіту подібності

Turnitin	
Оригінальність	86 %
Загальна схожість	14 %

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

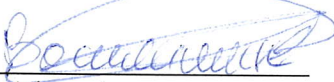
☒ 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на допрацювання.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень

Заявляю, що ознайомлений з повним звітом подібності, який був згенерований Системою щодо роботи

Автор


(підпис)

Василишин Є. М.

(прізвище, ініціали)

Керівник


(підпис)

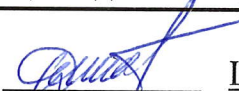
Штофель Д. Х.

(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.

(прізвище, ініціали)