

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

**МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

на тему:  
**Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи**

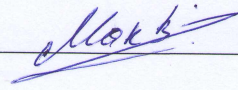
Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ–22м  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

  
Моргін А.Є.

Керівник: к. т. н., доц. каф. БМІОЕС


  
Тимчик С.В.

Опонент: к.т.н., ст.викл. каф. ІКСТ

  
Макогон В.І.

**Допущено до захисту**

Завідувач кафедри БМІОЕС

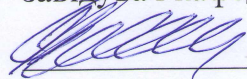
  
к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 01 » 12 2023 р.

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем  
Рівень вищої освіти другий (магістерський)  
Галузь знань 16 Хімічна 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 » 09 2023 р.

## ЗАВДАННЯ

### НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Моргіну Артемові Євгеновичу

1. Тема роботи: Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи

Керівник роботи: Тимчик С.В., канд. техн. наук, доцент  
затверджені наказом ВНТУ від «14» вересня 2023 року № 203.

2. Строк подання студентом роботи «15» грудня 2023 року.

3. Вихідні дані до роботи:

3.1. Характеристики серцево-судинної системи.

3.2. Дані ЕКГ (електрокардіографії) для оцінки електричної активності серця.

3.3. Очікувані параметри для аналізу автоматизованої системи.

3.4. Максимальна напруга: 5 В. Струм: 1 мА. Точність вимірювань та частота зчитування даних..

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі

4.1. Аналіз параметрів серцево-судинної системи.

4.2. Оцінка факторів, що впливають на функціональний стан серця.

4.3. Розгляд аспектів автоматизації процесу вимірювань та моніторингу.

4.4. Оптимізація вимірювального обладнання та системи збору даних.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)

5.1. Графічне представлення моделі серцево-судинної системи.

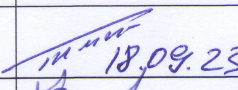
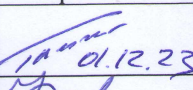
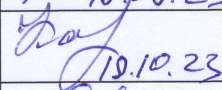
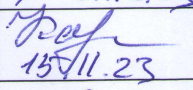
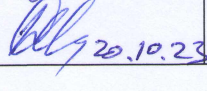
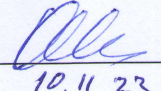
5.2. Графіки динаміки кровообігу.

5.3. Результати аналізу функцій серцево-судинної системи.

6. Зміст текстової частини:

- оцінка актуальних методів та засобів для аналізу функціонального стану серцево-судинної системи;
- застосування показників електрокардіографії;
- спектральний аналіз низько-амплітудних компонентів електрокардіосигналу;
- економічна частина;
- охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

#### 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Тимчик С.В. к. т. н., доц. БМІОЕС	 18.09.23	 01.12.23
Економічна частина	Кавецький В. В. доцент. каф. ЕП та ВМ	 19.10.23	 15.11.23
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Дембіцька С.В. к. п. н., проф. каф. БЖДПБ	 20.10.23	 10.11.23

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2023 року.

#### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Розробка технічного завдання	до 20.10.2023	
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	01.11.2023	
Розв'язання основної задачі	15.11.2023	
Розробка заходів з охорони праці	20.11.2023	
Розрахунок техніко-економічних показників	25.11.2023	
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	01.12.2023	
Попередній захист	15.12.2023	

Студент  Моргін А.Є.

Керівник роботи  Тимчик С.В.

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АСС - Автоматизована система серцево-судинного оцінювання

ЕКГ - Електрокардіографія

ФСС - Функціональний стан серцево-судинної системи

ФПІ - Фізіологічні параметри серцево-судинної системи

ГСС - Графічна система серцево-судинного аналізу

ДФС - Динаміка функціонального стану

АФС - Автоматизований функціональний стан

СКГ - Система контролю гемодинаміки

АФА - Аналіз функціональності аорти

РНЗ - Радіальні навантаження на зварений анастомоз

ГМС - Графічний моніторинг стану серця

ССО - Серцево-судинний образ

ВСІ - Візуалізація серцево-судинних індикаторів

АГТ - Автоматизований графічний тест

ІСС - Інтегрована система серцево-судинного контролю

ТСГ - Технології серцево-судинного графіку

## АНОТАЦІЯ

УДК 621.374

Моргін А.Є. Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2023. 97 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 33 найм.; 31 рис.; 21 табл.

У магістерській роботі було проведено аналіз сучасних методів та засобів оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи, включаючи поняття функціонального стану, порушення ритму серця та дослідження методів, таких як ультразвукове дослідження серця, електрокардіографія та холтерівський моніторинг ЕКГ. Розглянуто основні концепції методу електрокардіографії високої роздільної здатності (ЕКГ ВРЗ), включаючи його особливості, застосування, морфологічне обґрунтування та діагностичні показники. Розглянута методика спектрального аналізу низькоамплітудних компонентів електрокардіосигналу, включаючи склад інформаційно-алгоритмічного забезпечення портативного ЕКГ ВРЗ, методику оцінювання частот та створення графічного інтерфейсу користувача.

## ABSTRACT

Morhin A. Ye. Automation of the process of assessing the functional state of the cardiovascular system : master's qualification work in the specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program "Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering". Vinnytsia: VNTU, 2023. 97 p.

Ukraine language Bibliography: 33 names; 31 Fig.; 21 table.

The master's thesis analyzed modern methods and means of assessing the functional state of the cardiovascular system, including the concept of functional state, heart rhythm disorders, and the study of methods such as ultrasound of the heart, electrocardiography, and Holter ECG monitoring. The main concepts of the high-resolution electrocardiography method (HR ECG), including its features, application, morphological justification and diagnostic indicators, are considered. The method of spectral analysis of low-amplitude components of the electrocardiogram signal is considered, including the composition of the informational and algorithmic support of the portable ECG HR, the method of frequency estimation and the creation of a graphical user interface.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	2
ВСТУП.....	4
1. ОЦІНКА АКТУАЛЬНИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ДЛЯ АНАЛІЗУ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ .....	6
1.1 Визначення Функціонального Стану Серцево-Судинної Системи Людського Організму.....	6
1.2. Аномалії серцевого ритму .....	9
1.3. Експлорація методу ультразвукового дослідження серця .....	11
1.4. Розгляд методів електрокардіографії .....	15
1.5 Аналіз методу моніторингу ЕКГ за допомогою холтерівського монітору .....	17
Висновок до розділу 1 .....	20
2. ЗАСТОСУВАННЯ ПОКАЗНИКІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ .....	21
2.1. Характеристики високороздільної методики електрокардіографії (ЕКГ ВРЗ) 21	
2.2. Використання методу ВРЗ на основі ЕКГ та обґрунтування його морфології 32	
2.3. Електрокардіографічні критерії оцінки Вентрикулярних Ранніх Збуджень.... 33	
2.4. Погляд на сучасні методи ЕКГ ВРЗ .....	36
Висновок до розділу 2.....	40
3 СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ НИЗЬКО-АМПЛІТУДНИХ КОМПОНЕНТІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ .....	42
3.1 Структура інформаційно-алгоритмічного забезпечення портативного електрокардіографа для визначення ритму серця (ЕКГ ВРЗ).....	42
3.2 розглядає підхід до визначення частот низькоамплітудних компонент ЕКГ ...	45
3.3. Впровадження процесу оцінювання частоти потенціалів передсердь .....	49
3.4 Розробка графічного інтерфейсу користувача для проведення спектрального аналізу ЕКГ ВРЗ .....	51
Висновок до розділу 3.....	61
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА .....	63
4.1 Оцінювання наукового ефекту .....	63
4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи .....	67
4.2.1 Витрати на оплату праці .....	68

4.2.2 Відрахування на соціальні заходи.....	58
4.2.3 Сировина та матеріали .....	71
4.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі.....	73
4.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт .....	73
4.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт .....	74
4.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень .....	75
4.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей.....	77
4.2.9 Службові відрядження .....	78
4.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації.....	79
4.2.11 Інші витрати.....	79
4.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати .....	80
4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи .....	82
5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....	84
5.1 Технічні рішення з безпечного виконання дослідження.....	84
5.1.1 Вимоги безпеки під час роботи з екранними пристроями .....	84
5.1.2 Електробезпека.....	85
5.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії .....	87
5.2.1 Мікроклімат .....	87
5.2.2. Склад повітря робочої зони .....	87
5.2.3. Виробниче освітлення .....	88
5.2.4 Виробничий шум .....	89
5.2.5. Електромагнітні випромінювання .....	90
5.2.6 Психофізіологічні фактори.....	91
5.3. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	92
5.3.1. Вплив іонізуючого випромінювання на організм людини.....	92
5.3.2. Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту приміщення цокольного поверху .....	97
ВИСНОВКИ .....	98
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	99



## ВСТУП

**Актуальність.** Сучасний розвиток технологій та медичних наук вимагає вдосконалення методів оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи. Зростання кількості патологій серця та судин, а також збільшення інтересу до здорового способу життя наголошують на потребі точних, автоматизованих та швидких методів діагностики та моніторингу стану цієї ключової системи організму.

Впровадження комп'ютерів у медицину сприяло формуванню нових концепцій та методологій для наукових та практичних досліджень, а також розробці нових методів та приладів. Останнім часом особливу увагу приділяють дослідженням функціонального стану серцево-судинної системи людини. Комп'ютерна обробка даних, отриманих внаслідок обстежень ССС, стала широко використовуваною, особливо в контексті інтенсивного розвитку методології науки, яка базується на впровадженні математичних методів для аналізу досліджуваних процесів та пошуку оптимальних рішень за кількісними критеріями оцінки стану ССС.

Методи вимірювань та досліджень, а також використання математичних моделей, надають можливість широкого використання персональних комп'ютерів для вирішення завдань аналізу функціональної діяльності серцево-судинної системи людини. Поточні дослідження, які привертають увагу медичних фахівців, в основному пов'язані з застосуванням методів математичного аналізу варіабельності ритму серця, як ефективного та інформативного засобу для оцінки загального стану організму людини.

Аналіз існуючих систем автоматизованої діагностики стану ССС вказує на те, що наявні математичні моделі часто мають локальний характер, обмежуючись окремими медичними установами, і не враховують фізичні та емоційні навантаження, що є актуальним у сучасних умовах. Ці навантаження призводять до змін у нормальній життєдіяльності організму та ініціюють не лише порушення серцевої діяльності, а й комплексну перебудову регулюючих процесів усіх підсистем.

**Об'єкт розробки.** процес оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи.

**Предмет розробки.** Автоматизовані методи та засоби для збору, аналізу та інтерпретації даних, що характеризують роботу серцево-судинної системи.

**Метою роботи.** Розроблення ефективної системи автоматизації для оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи. Це включає в себе створення програмного та апаратного забезпечення, яке дозволить автоматично здійснювати збір та аналіз даних, а також формувати зрозумілі та точні висновки для лікарів та пацієнтів.

**Методи.** У роботі використовуються методи математичного моделювання, програмування, обробки сигналів, а також алгоритмів машинного навчання для ефективного аналізу отриманих даних.

**Новизною роботи** є впровадження передових технологій для автоматизованого оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи, що сприяє швидкій та точній діагностиці, а також полегшує моніторинг та управління лікуванням. Автоматизація цього процесу важлива для підвищення ефективності медичних досліджень та поліпшення результатів лікування серцевих захворювань.

# 1. ОЦІНКА АКТУАЛЬНИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ДЛЯ АНАЛІЗУ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ

## 1.1 Визначення функціонального стану серцево-судинної системи людського організму

Стан функціонування організму визначається механізмами його адаптації та ефективністю цих механізмів. Фізіологічні прояви адаптаційного потенціалу проявляються у якості пристосувальних реакцій організму, де важливо зберігається баланс між роботою серця та гемодинамічними показниками. Адаптаційний потенціал системи кровообігу відображає взаємозв'язок рівня функціонування, напруги регуляторних механізмів домінуючої системи та функціонального резерву. Дослідження функціональних властивостей серцево-судинної системи надають обширну інформацію про реакцію організму на зміни умов середовища. У сучасній фізіології важливим є використання кількісних показників для характеристики функціонального стану серцево-судинної системи. [1] Дослідження функціонального стану серцево-судинної системи має виявляти кореляцію адаптаційного потенціалу із показниками серцевої діяльності, при цьому меншою є залежність від маси тіла. Діапазон адаптаційних можливостей організму і механізми їх реалізації тісно пов'язані із рівнем соматичного здоров'я. Особливе значення мають дослідження загальної адаптованості до фізичних навантажень та рівня аеробної здатності. Функціональні показники серцево-судинної системи визначають фізіологічну характеристику індивідуального здоров'я людини. Оцінка функціонального стану, адаптаційного потенціалу та рівня соматичного здоров'я особливо важлива в цьому контексті.

Дослідження функціонального стану організму людини неможливо уявити без вивчення діяльності серцево-судинної системи (ССС). Основними показниками функціонального стану ССС вважаються: частота серцевих скорочень (ЧСС), артеріальний тиск, ударний та хвилинний об'єми, обсяг крові в циркуляції та швидкість кровотоку. Найбільш чутливим та інформативним показником є частота серцевих скорочень (ЧСС), яка відображає вплив фізичного

навантаження на організм. Інший важливий аспект стану здоров'я — артеріальний тиск (АТ), що залежить від різних факторів, включаючи ударний об'єм серця, пружність судин, в'язкість крові та інші показники.

Артеріальний тиск поділяється на систолічний (максимальний тиск, який виникає під час скорочення лівого шлуночка) та діастолічний (мінімальний тиск, зафіксований під час розслаблення серця). Пульсовий тиск визначається різницею між цими значеннями.

Ще одним показником функціонального стану ССС є індекс Робінсона (ІР), який обчислюється як ЧСС у спокої помножено на систолічний тиск та поділено на 100. Його норма становить 85 умовних одиниць, при більш низькому значенні вказується на покращені аеробні можливості та вищий рівень соматичного здоров'я. Коефіцієнт витривалості (КВ) також використовується для визначення функціонального стану, де ЧСС у спокої помножується на 10 та ділиться на пульсовий тиск.

Чим менше значення коефіцієнта витривалості (КВ), тим вище його оцінка. Встановлено високу взаємозв'язок між КВ та рівнем фізичної працездатності. Аналізуючи зміни КВ у динаміці, вказується, що його збільшення свідчить про ослаблення активності серцево-судинної системи, в той час як зменшення вказує на її посилення.

Оцінка функціонального стану серцево-судинної системи (ССС) включає в себе використання функціональних проб, які повинні бути стандартними та дозованими. Однією з найпоширеніших є проба Мартіна, що включає 20 присідань за 30 секунд. Ця проба проводиться як на масових медичних оглядах, так і в клінічній практиці. Характер змін у показниках, таких як ЧСС у спокої, систолічний та діастолічний тиск, пульсовий тиск, а також час відновлення пульсу після проби Мартіна, вказує на термінову адаптацію та пристосування системи кровообігу.

При оцінці реакції ССС на фізичне навантаження важливо порівнювати зміну пульсу та артеріального тиску для виявлення механізмів пристосування до навантаження. Це визначає якісні аспекти зрушень у функціональному стані ССС. Важливість цих досліджень підкреслюється негативною динамікою показників

стану здоров'я молоді в Україні. Варто відзначити, що функціональний стан серцево-судинної системи та ефективність адаптаційних реакцій суттєво залежать від домінуючого контуру регуляції. Збільшення діапазону адаптаційних реакцій, спрямованих на підтримання оптимального рівня функціонального стану організму, стає особливо важливим у змінених кліматичних умовах, вимагаючи відповідних реакцій регуляторних систем, кардіореспіраторної системи, фізичного розвитку та соматичного здоров'я загалом.

Для оцінки стану та функціонування серцево-судинної системи широко використовують різноманітні методи та індекси, такі як індекс Кердо, індекс Робінсона, тест моторно-кардіальної кореляції (Булич Е., Муравов І., 2004), методика Запісочного, методика оцінки біологічного віку серця тощо. Основна ідея всіх цих методик полягає в вивченні артеріального тиску та частоти серцевих скорочень. Без детального аналізу цих показників неможливо розрахувати індекси чи здійснити повноцінну оцінку роботи серця та серцево-судинної системи в цілому.

Аналіз статистичних джерел за останні 6 років привів до наступних висновків:

За даними Світової федерації серця, серцево-судинні захворювання стають причиною страждань більшої кількості людей, ніж рак, СНІД та туберкульоз разом узяті.

Приблизно половина населення України (близько 22 мільйони осіб) має проблеми з серцево-судинною системою.

Кожного року в Україні реєструється близько 50 тисяч нових випадків гострого інфаркту міокарду та понад 110 тисяч інсультів [<http://nealth.unian.net>; <http://www.caritas-ua.org/index.php>].

Показник смертності від серцевих захворювань в Україні сягає 64 % і є одним із найвищих у світі [[http://revolution.allbest.ru/sport/00110255\\_0.htm](http://revolution.allbest.ru/sport/00110255_0.htm); <http://www.wumdieta.ru>].

Хвороби системи кровообігу в Україні є основною причиною передчасної смертності, посідаючи перше місце, зовнішні причини та новоутворення займають друге та третє місце [<http://nealth.unian.net>].

Такі дослідження, які є простими у проведенні та не вимагають спеціалізованих знань, стають вельми актуальними та стратегічно важливими. Вони також сприяють у формуванні звички регулярно контролювати показники артеріального тиску та частоти серцевих скорочень. Серцево-судинна система, яка несе найбільше навантаження в організмі, заслуговує на уважну увагу. За різними джерелами, серце перекачує від 7 600 до 15 000 літрів крові за добу, скорочуючись понад 100 000 разів у спокої та більше 35 мільйонів разів щорічно, що робить його найпрацездатнішим м'язом в організмі [[http://www. wumdieta.ru](http://www.wumdieta.ru)]. Використання функціональних методів дослідження роботи серця надає можливість отримати об'єктивну інформацію про його резервні можливості та функціональний стан, враховуючи різні аспекти, такі як брадикардія, синусова аритмія, гіпертрофія міокарда та інші.

## 1.2. Аномалії серцевого ритму

Серцеві м'язи скорочуються у певному ритмі та темпі. Здорове серцебиття визначається автономним процесом, характеризується рівномірним ритмічним «малюнком» і мало залежить від свідомого управління людини. У здорової людини ритм серцевих скорочень залишається стійким і регулюється в межах 60-75 ударів на хвилину у стані спокою. Відхилення від цього ритму можуть вказувати на аритмію, яка може бути викликана різними причинами, включаючи захворювання серця, вегетативні, ендокринні, і електролітні порушення, а також інші фактори, такі як інтоксикації і лікарські засоби.

Найпоширеніші аритмії включають синусову тахікардію, яка характеризується збільшенням частоти пульсу до 150 ударів на хвилину, і синусову брадикардію, яка виявляється зниженням ритму серця до 60 і менше ударів на хвилину. Обидві аритмії можуть бути асоційовані з різними станами здоров'я та мають різні причини, такі як фізичне навантаження, емоційний стрес, захворювання органів травлення, порушення щитовидної залози, інфекції та вплив деяких ліків.

Пароксизмальна тахікардія виникає при раптовому підвищенні серцебиття у стані спокою до 140-200 ударів на хвилину. Під час нападу рекомендується хворому знаходитися у горизонтальному положенні, і йому краще викликати кардіобригаду. Екстрасистолія представляє собою передчасне скорочення серця чи його відділів, спричинене виникненням імпульсу поза синусовим вузлом. Це явище може виникати при будь-якому захворюванні серця. У більш як половині випадків екстрасистолія не пов'язана з захворюванням серця, а виникає через вегетативні психоемоційні порушення, лікарське лікування (зокрема серцевими глікозидами), порушення електролітного балансу, вживання алкоголю, стимулюючих речовин, куріння або рефлекторного впливу внутрішніх органів. Хворий може не помічати екстрасистолю, або відчувати "поштовх" в грудях чи "призупинення" серця. Мерехтлива аритмія, або миготлива фібриляція передсердь, характеризується хаотичними скороченнями окремих груп м'язових волокон передсердь, при цьому передсердя в цілому не скорочуються, і шлуночки звужуються аритмічно з частотою приблизно 100-150 ударів на хвилину. Миготлива аритмія може не відчуватися або сприйматися хворим як серцебиття. Для відновлення ритму застосовуються препарати, що знижують шлуночковий ритм [11].

Виникнення порушень ритму серця завжди пов'язане з електрофізіологічними змінами у серцевому м'язі, зокрема, порушеннями у формуванні та/або проведенні трансмембранного потенціалу дії (ТМПД) у спеціалізованих та скорочувальних клітинах. Згідно сучасних концепцій, основні електрофізіологічні механізми виникнення аритмій включають [12]:

Патологічно підвищений автоматизм: Збільшена ступінь спонтанної діастолічної деполяризації (фаза 4 трансмембранного потенціалу). Під впливом різних факторів, таких як електроліти, метаболіти, нервові імпульси, запалення та гіпоксія в певній області провідникової системи, змінюється проникність клітин для іонів  $\text{Na}^+$  і  $\text{K}^+$ . Це призводить до збільшення спонтанної діастолічної деполяризації, утворення вогнища, де накопичуються електричні імпульси. Сила і частота цих імпульсів перевищують імпульси синусового вузла, що призводить до

появи ектопічного вогнища. Патологічний автоматизм може бути причиною парасистолії та вогнищевих передсердних і шлуночкових тахікардій.

Механізм "повторного входу порушення" визначається як повторне проникнення імпульсу збудження в провідникову систему або скорочувальний міокард, де формується ектопічне вогнище збудження. Цей механізм порушення може бути викликаний за допомогою трьох методів (рис. 1.1): а) сповільненою провідністю і блокадою в одному напрямку (найчастіше); б) явищем відображення; в) явищем підсумовування. Механізм "повторного входу порушення" є відповідальним за виникнення пароксизмальних надшлуночкових і шлуночкових тахікардій, тріпотіння передсердь та екстрасистолії.



Рисунок 1.1 - Діаграма, що демонструє механізм повторного входу хвилі збудження: а - нормальна передача; б - блокада в одному напрямку та повільна передача імпульсу по гілці А; в - ретроградна передача імпульсу по гілці В, яка зберегла свою збудливість.

Осцилююча тригерна активність представляє собою невеликі коливання, що призводять до збільшення або зменшення трансмембранного потенціалу в стані спокою внаслідок механічних, термічних, гіпоксичних та електролітних порушень ( $<K^+$ ,  $>K^+$ ,  $<Ca^{++}$ ,  $>Ca^{++}$ ,  $<Cl$ ). Електрична деполяризація 0 - фази імпульсу збудження виникає, якщо одне з коливань досягне порогового потенціалу. Осцилююча активність може виникати як у пізній систолі, так і в ранній діастолі. Тригерна активність є фактором, що викликає екстрасистолію шлуночків та шлуночкові тахікардії (рисунок 1.2).



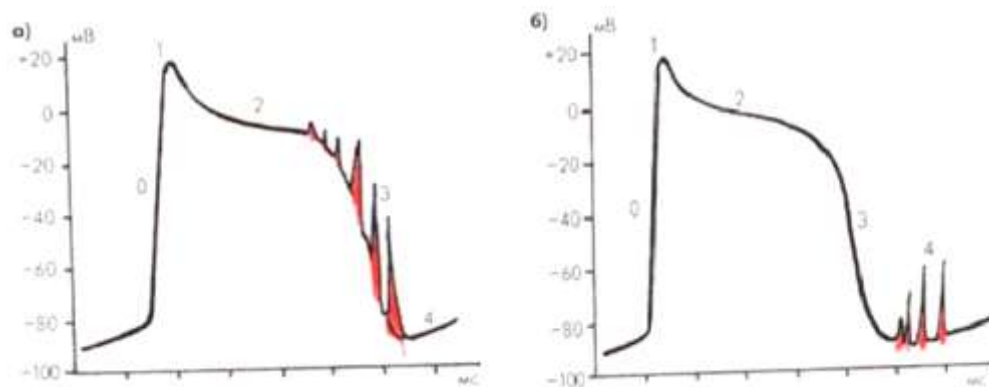


Рисунок 1.2 - Тригерна активність. Виникнення деполіризацій у ранній (а) і пізній (б) фазах.

Отже, усі аритмії мають три основних механізми: 1. Високий рівень патологічного автоматизму провідної системи серця, який тісно пов'язаний із порушеннями мембран та рівноваги електролітів, таких як натрій, калій, магній та кальцій. 2. Порушення провідності, що лежить в основі одного з найпоширеніших механізмів аритмії - механізм реентрі. 3. Тригерна активність, яка тісно пов'язана із порушеннями мембран та електролітами і часто стає причиною екстрасистолії. Всі ці механізми взаємодіють між собою. Застосування сучасних методів виявлення аритмій на ранніх етапах може сприяти запобіганню розвитку більш серйозних серцевих захворювань. Одним із таких методів є використання електрокардіографії високої розподільної здатності (ЕКГ ВРЗ), про що йтиметься в наступному розділі.

### 1.3. Експлорація методу ультразвукового дослідження серця

Ультразвуковий метод дослідження (УЗД) в сучасній медицині займає високий ранг, відзначаючись значними досягненнями в інструментальній діагностиці захворювань. Впровадження УЗД у клінічну практику дало можливість вчасно виявляти кардіоміопатії, вади серця та інші патології внутрішніх органів. В багатьох випадках цей метод замінив інвазивні діагностичні процедури, такі як катетеризація серцевих порожнин, лапароскопія і інші. Його безпечність дозволяє повторювати дослідження необмежено, що важливо для моніторингу за перебігом захворювання та контролю ефективності лікування.

Ультразвукові хвилі є механічними коливаннями з частотою понад 20 000 Гц, неперцептних для людського вуха. Цей метод використовує прямий та зворотний п'єзоелектричний ефект, перетворюючи механічні коливання в електричну енергію та навпаки. Використання п'єзоелементів, таких як п'єзокераміка чи пластмаси, дозволяє генерувати та реєструвати ультразвукові коливання.

При УЗД висилані хвилі проникають у тканини об'єкта, частково відбиваються від їхніх меж з різними акустичними властивостями. Відбиті ультразвукові хвилі повертаються до п'єзоелементу, змінюючи його поверхневі електричні заряди. Цей слабкий електричний сигнал підсилюється, обробляється та виводиться на монітор. Ультразвуковий датчик випромінює хвилі і одночасно приймає відбитий сигнал, дозволяючи виміряти відстань до об'єкта. Цей принцип лежить в основі УЗД. Структуру УЗД апарату для серцевих досліджень можна побачити на рис. 1.3.



Рисунок 1.3 - Ультразвуковий апарат для дослідження серця.

Метод ґрунтується на створенні двовимірного зображення шляхом аналізу викликаних в тканинах гармонічних коливань. Під впливом ультразвукових хвиль тканини порушують свої власні гармонійні коливання, які відрізняються від основної частоти, відправленої датчиком, у кратне число разів. Ці коливання відомі як тканинна або внутрішня гармоніка. Друга тканинна гармоніка має частоту вдвічі більше, ніж основна частота, третя гармоніка – у три рази більше і

так далі. Амплітуда тканинної гармоніки значно менша, ніж основної частоти, але сучасна техніка може її виділити, підсилити і сформувати зображення. Гармонійне зображення має переваги у покращенні роздільної здатності системи, усуненні артефактів, пов'язаних із проникненням углиб ультразвукового променя, та розширенні можливостей для обстеження осіб з великою масою тіла та інших пацієнтів, у яких візуалізація ускладнена. Використання тканинної гармоніки дозволяє отримувати чіткіші зображення ендокарда та інших структур серця. Процедура ультразвукового дослідження серця представлена на рис. 1.4.

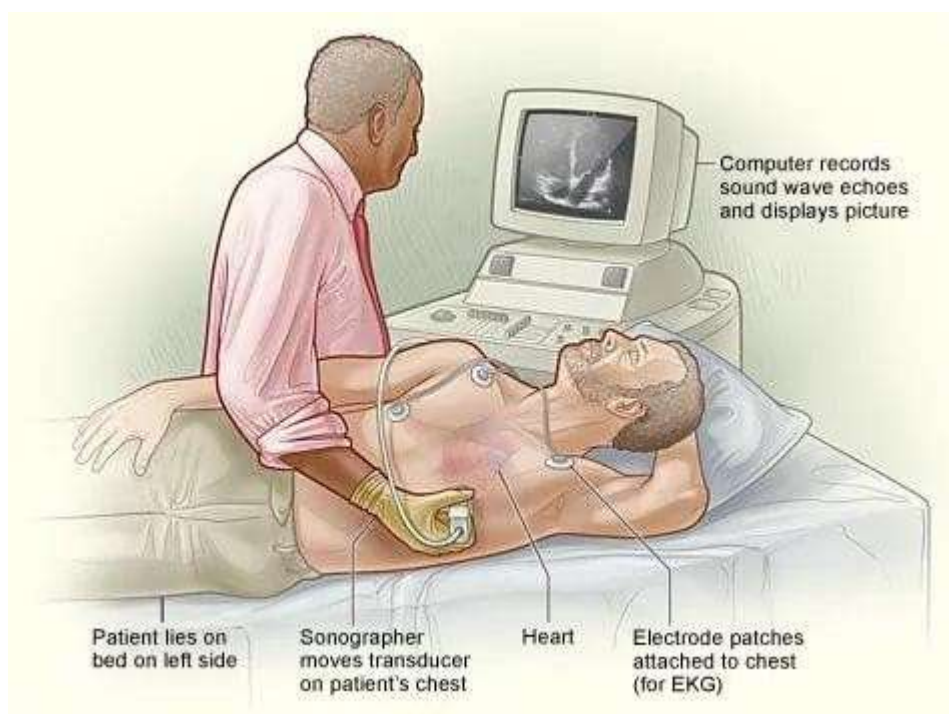


Рисунок 1.4 - етапи проведення ультразвукового дослідження серця

Пацієнти, які мають серцево-судинні захворювання або фактори ризику для серцево-судинних ускладнень, такі як чоловіча стать, літній вік, цукровий діабет, артеріальна гіпертензія та ожиріння, визначені як особливо вразливі групи з підвищеним ризиком важкого перебігу, ускладнень та летальних наслідків при зараженні новим коронавірусом. Крім того, у значній частини пацієнтів розвивається ушкодження міокарда, пов'язане з COVID-19, що суттєво підвищує ризик летальних випадків у лікарнях. Міокардит відіграє важливу роль у пацієнтів з гострою серцевою недостатністю, окрім артеріальних та венозних тромботичних ускладнень, таких як гострий коронарний синдром та венозні тромбоемболії.

Портативні УЗД-апарати, які належать до середнього класу систем, забезпечують базовий комплексний аналіз двовимірного зображення, М-режиму та всіх режимів доплера, але не мають просунутих модальностей. Такі апарати можуть бути використані різними медичними працівниками, і вони особливо корисні в умовах пандемії. Таким чином, важливо розрізняти функціональні можливості та обмеження портативних УЗД-апаратів, розуміти, які типи досліджень можна виконати на цьому обладнанні та ключову мету цих досліджень. Фокусна ехокардіографія, проведена лікарем безпосередньо біля ліжка хворого, є оптимальним варіантом для скринінгу порушень структури міокарда та параметрів внутрішньосерцевої гемодинаміки. Це дослідження призначене для ухвалення рішення або УЗД-асистованого лікарського обстеження. Також, мобільні УЗД-системи дозволяють виконувати УЗД в будь-якому місці, що є важливим у контексті пандемії. Догляд за обладнанням має ключове значення для запобігання передачі інфекцій, і у деяких установах практикується використання захисних плівок на датчиках та консолях. Важливо регулювати використання індивідуального захисту в залежності від ризику, а дотримання правил гігієни має вирішальне значення. Відмова від синхронізації УЗД з ЕКГ може бути розглянута при цих умовах.

#### 1.4. Розгляд методів електрокардіографії

Електрокардіографія є першим методом вивчення біоелектричних потенціалів, які виникають в м'язах працюючого серця. Зміни цих потенціалів в часі відображаються на кривій, яку називають електрокардіограмою, а для її реєстрації використовують медичні пристрої, такі як електрокардіографи. На рисунку 1.5 представлена блок-схема електрокардіографа, який фіксує зміни біоелектричних потенціалів у часі.

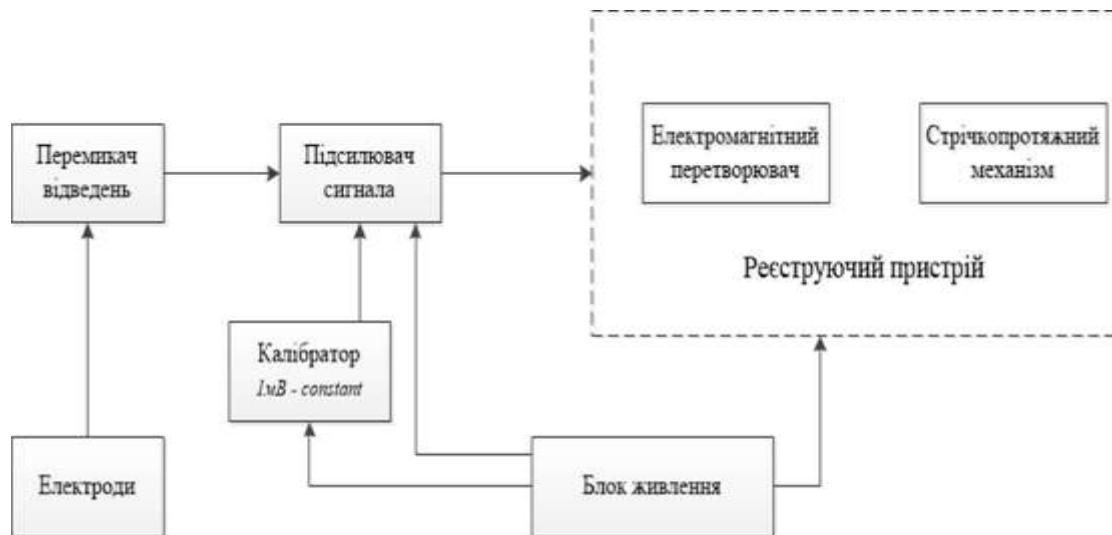


Рисунок 1.5 – Структура електрокардіографа, який використовується для реєстрації біоелектричних потенціалів у часі

Електрокардіограф (ЕКГ) представляє собою медичний портативний прилад, обладнаний різною кількістю каналів (1, 3, 6, 12 каналів) для проведення електрокардіографічних обстежень в різних медичних установах, таких як кардіологічні відділення лікарень, кабінети інтенсивної терапії та функціональної діагностики поліклінік і стаціонарів, а також в машинах швидкої допомоги та приватній практиці. Робота кардіографа полягає в прийманні та посиленні сигналів серця, а також їх очищенні від шумів. Кількість відведень у електрокардіограмі визначає ступінь очищення сигналів, і чим більше відведень, тим ефективніше відбувається цей процес. Кардіограф реєструє напругу, що є різницею між електричними потенціалами двох точок. Сигнал, який отримується на стрічці ЕКГ, відображає зміни полярності клітин міокарда, внаслідок чого виникає ізолінія на графіку. У момент деполяризації, спричиненої електричним імпульсом, клітини змінюють полярність, і на графіку виникає різниця потенціалів, яку фіксує кардіограф. Основний принцип роботи полягає в реєстрації сумарної електричної активності серця. ЕКГ фіксує деполяризацію та реполяризацію клітин міокарда, відтворюючи ці процеси на графіку. Таким чином, кардіограф надає можливість детально досліджувати структуру та функцію серця, а зміни в амплітуді та тривалості зубців і інтервалів можуть вказувати на різні патології. ЕКГ є ефективним засобом для діагностики та моніторингу роботи серця, і незважаючи на те, що електрокардіографи виникли

майже сто років тому, метод ЕКГ лишився практично незмінним і є невід'ємною частиною сучасної медицини [3, 4].

Електрокардіографія (ЕКГ) визначається як ефективний метод дослідження, призначений для діагностики різних патологій серця. Це дослідження проводиться з наступними метами:

1. Визначення ритму серця, такого як синусовий, вузловий та інші види ритмів.
2. Визначення частоти серцевих скорочень (ЧСС).
3. Виявлення порушень провідності, таких як синоартеріальна (СА) блокада, атривентрикулярна (АВ) блокада, блокади ніжок пучка Гіса.
4. Виявлення порушень ритму, таких як екстрасистоли, фібриляція передсердь (миготлива аритмія), тріпотіння передсердь, вузлова тахікардія (АВУРТ), синдром WPW та інші.
5. Діагностика ішемічної хвороби серця (ІХС), гострого чи хронічного ушкодження міокарда.
6. Отримання інформації про внесердечні патології, такі як тромбоемболія легеневої артерії та інші.

У сучасному світі розроблено комп'ютеризовані системи електрокардіографії, однією з яких є діагностична система "Кардіо+" (м. Ніжин, Україна). Ця система забезпечує одночасну реєстрацію 12 ЕКГ-сигналів, їх обробку, автоматичний розрахунок та аналіз параметрів ЕКГ, а також моніторинг сигналу. Перевагою є можливість спостерігати за записом сигналу будь-який час, а зареєстрований сигнал може бути переглянутий для коректної інтерпретації результатів. Система дозволяє автоматично розраховувати різноманітні параметри, такі як частота серцевих скорочень, амплітуда зубців ЕКГ та інші, і забезпечує важливий інструментарій для аналізу різних аспектів роботи серця.

### 1.5 Аналіз методу моніторингу ЕКГ за допомогою холтерівського монітору

Метод холтерівського моніторування електрокардіограми (ХМ ЕКГ) представляє собою процедуру інструментальної діагностики функціонування

серцево-судинної системи, яка включає у себе запис електрокардіограми протягом тривалого періоду (від одного дня і більше) в умовах повсякденної активності пацієнта, а після цього проводить аналіз отриманого запису. Цей метод широко використовується для виявлення порушень серцевого ритму, виявлених на стандартних електрокардіограмах, особливо якщо вони супроводжуються епізодами втрати свідомості. Процедура включає використання спеціального портативного пристрою (рекордера), який реєструє електрокардіограму пацієнта. Холтерівський моніторинг є стандартною процедурою для діагностики аритмій та вивчення синкопе. Однак дослідження приводження в стан непритомності залишається складним завданням, і лікарі мають в своєму арсеналі різні діагностичні інструменти, проте важливо постійно оцінювати їх клінічну корисність та практичний підхід. Використання холтерівського моніторингу та інших діагностичних інструментів часто є об'єктом гнучкого підходу, і роль цих інструментів слід постійно переоцінювати. У цьому огляді ми спрямовані на розгляд ролі як короткочасного (холтерівські та зовнішні петлеві реєстратори), так і тривалого (імплантовані петлеві реєстратори) моніторингу ЕКГ в діагностиці та лікуванні пацієнтів із синкопе невизначеної природи. Запис ЕКГ важливий для виявлення порушень серцевого ритму. Тривалий моніторинг дозволяє виявити аритмії, які не були виявлені стандартними методами. Технологічний розвиток призвів до зменшення розмірів реєстраторів і збільшення тривалості запису. Сучасні засоби моніторингу ЕКГ, такі як смарт-годинники та фітнес-браслети, допомагають розширити можливості моніторингу пацієнтів з відомими або підозрюваними аритміями. Вибір відповідного реєстратора та тривалості запису залишається залежним від індивідуальних симптомів та частоти їх виявлення.

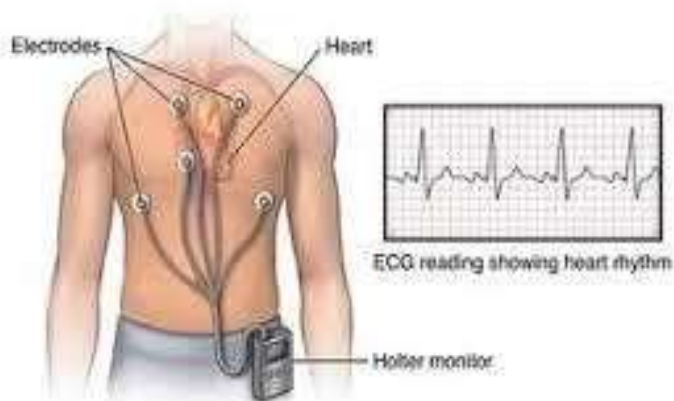


Рисунок 1.6 – Етапи виконання процедури холтерівського моніторингу електрокардіограми

Під час огляду пацієнта, одноразові вимірювання артеріального тиску (АТ) не завжди надійно відображають результати або надають повну інформацію про добову динаміку роботи серцево-судинної системи. Це ускладнює діагностику та вибір лікування. Нерідко в пацієнтів може виникнути "ефект білого халата" під час візиту до лікаря, при якому вони стають напруженими, і показники артеріального тиску виявляються вищими на 20-40 мм рт.ст. у порівнянні з домашніми вимірами. Застосування апарата для добового моніторингу артеріального тиску в умовах звичайної активності дозволяє отримати точну діагностику та визначити необхідне лікування. Цей метод також може виявити помилково-негативні випадки, коли одноразові вимірювання показують нормальний тиск, але протягом дня відбуваються скачки тиску. Добове моніторування артеріального тиску (ДМАТ) – це методика вивчення серцево-судинної системи за допомогою автоматичного реєстратора артеріального тиску (АТ) та частоти серцевих скорочень (ЧСС) протягом заданого часового проміжку з регулярними інтервалами. Лікар надягає манжету на руку пацієнта, підключає монітор і виконує вимірювання через певні інтервали, аналізуючи результати за допомогою комп'ютерної програми. Даний метод є важливим для виявлення та усунення прихованих ризиків та дозволяє уникнути пропусків епізодів значних коливань тиску, які можуть виникнути в режимі одноразового вимірювання, особливо вночі.



При порівнянні методів оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи можна визначити, що електрокардіографія виступає як основний та ефективний інструмент на етапі ранньої діагностики. Основним завданням електрокардіографії є детальна діагностика серцевого ритму та виявлення будь-яких відхилень. Сучасний рівень розвитку електрокардіографів і їх постійне вдосконалення надають можливість аналізувати серцево-судинні захворювання на достатньому рівні, сприяючи зменшенню ризику їх розвитку та виникненню повторних випадків.

### Висновок до розділу 1

У першому розділі мого дипломного проекту було розглянуто концепцію функціонального стану серцево-судинної системи в цілому, її показники, а також основні форми порушень серцевого ритму та методи їх дослідження. Слід відзначити актуальність цієї теми, оскільки серце функціонує неперервно, об'єднуючи серцевий м'яз, судини та кров у єдину замкнуту систему, чия діяльність є ключовою для життєздатності організму. Дослідження стану серцево-судинної системи включає аналіз основних показників, таких як систолічний і хвилиний об'єм серця, артеріальний тиск, пульс і ритм серця (частота серцевих скорочень). Здійснення ранньої діагностики параметрів ССС може значно покращити прогноз та вчасно виявити ризики серцевих захворювань. У останнє десятиліття відзначається зростання захворювань серця, зокрема ішемічної хвороби серця, що веде до збільшення рівня смертності у кілька разів.

## 2. ЗАСТОСУВАННЯ ПОКАЗНИКІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ

### 2.1. Характеристики високороздільної методики електрокардіографії (ЕКГ ВРЗ)

На сьогоднішній день досягнутий рівень розвитку медичної науки дозволяє точно та достовірно виявляти різноманітні порушення ритму у момент їх виникнення та подальшого розвитку. Проте ключовою задачею є визначення ступеня ризику виникнення аритмій та їх раннє діагностування. Тому актуальними стають розробка та впровадження нових високочутливих та специфічних методів, призначених для оцінки електричної стабільності міокарда. У останні роки особливо важливим та надійним вважається метод високої роздільної здатності електрокардіографії (ЕКГ ВРЗ). Цей метод базується на комп'ютерному посиленні, усередненні та фільтрації різних частин електрокардіограми, за якими відбувається математична обробка. Все це дозволяє виділити та аналізувати низькоамплітудні компоненти ЕКГ-сигналу, які недоступні для аналізу за допомогою традиційних методів реєстрації ЕКГ, але містять важливу діагностичну інформацію [13]. Однією з найсуттєвіших областей використання ЕКГ ВРЗ є виявлення потенціалів сповільненої деполяризації міокарда, таких як пізні потенціали шлуночків (ППШ) та передсердь (ППП) (рис. 2.1). ППШ представляють собою дискретні, високочастотні (20-50 Гц), низькоамплітудні (при реєстрації з поверхні тіла 5-20 мкВ) електричні сигнали, які визначаються в кінцевій частині комплексу QRS і поширюються на сегмент ST. Для їх реєстрації необхідне посилення сигналу ЕКГ в 103-105 разів, а також виділення (фільтрація) високочастотного сигналу від низькочастотних складових та внесерцевої електричної активності (шуму).

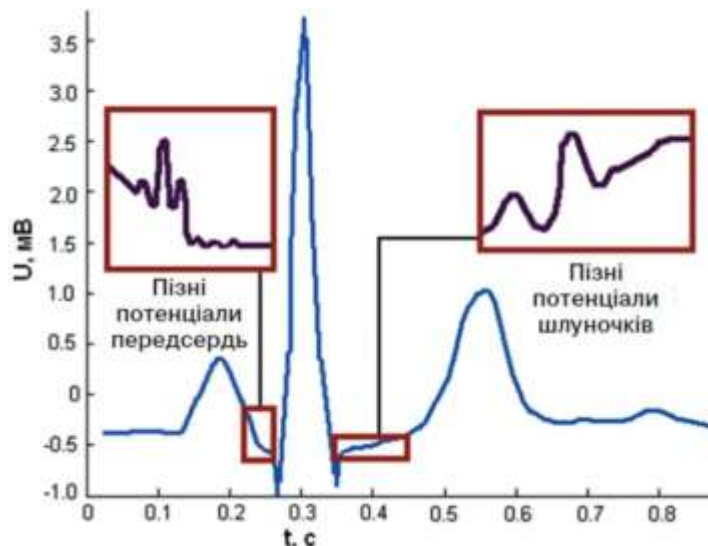


Рисунок 2.1 - Области, де виявляються передсердні потенціали (ППП) та потенціали пізньої деполяризації шлуночків (ППШ)

Багато вчених, які проводять експериментальні та клінічні дослідження аритмій серця, виявляють основні причини виникнення й утримання порушень серцевого ритму [14, 15]. Незважаючи на різноманіття підходів до класифікацій електричної нестабільності серця, більшість учених вважають, що основою всіх серцевих аритмій є два головні механізми — зміна формування імпульсу збудження та зміна його проходження (або поєднання цих факторів). Приймається, що передсердні та шлуночкові потенціали пізньої деполяризації (ППП і ППШ) є провідниками тахі-аритмій серця, що розвиваються за механізмом «рієнтри» ("re-entry"). Термін «рієнтри» використовується для опису патології електричної активності серця, що виникає внаслідок односпрямованої блокади в певній області міокарда та повторного входу хвилі збудження. [14] Цей механізм пов'язаний із порушенням поширення імпульсу потенціалу дії серця. Періодичний (впорядкований) «рієнтри» характерний для пароксизмальних тахікардій, мерехтіння передсердь і шлуночків. Аперіодичний (безладний) «рієнтри» спричинює хаотичний процес поширення імпульсу, що спостерігається при фібриляції передсердь та шлуночків. Під час розробки алгоритмів обробки електрокардіосигналів системами ЕКГ ВРЗ необхідно враховувати, що поява пізніх потенціалів (ПП) може бути періодичною чи аперіодичною, при цьому сигнали ППП мають низьку амплітуду порівняно з ППШ. Для кращого розуміння

питань електрокардіографії високої роздільної здатності, його можна систематизувати та розглядати за класами (рис. 2.2.):

- Медичні аспекти (методологічні та організаційні);
- Технічні виклики;
- Удосконалення алгоритмічного та інформаційного забезпечення, зокрема обчислювальних методів.



Рисунок 2.2 - Тенденції розвитку та виклики у сфері високороздільної електрокардіографії (ЕКГ ВРЗ).

Методологічні виклики у сфері ЕКГ ВРЗ тісно пов'язані з принциповими можливостями методу, включаючи основні аспекти, такі як:

- Здатність для діагностики та потенційна достовірність загалом.
- Оптимальний вибір систем відведень.
- Труднощі у коректному усередненні кардіокомплексів при динамічній мінливості сигналів.
- Електрофізіологічне ремоделювання міокарда серця.

Застосування методів моделювання може надати додаткову інформацію про механізми досліджуваних явищ, теоретично обґрунтувати та оптимізувати діагностичні параметри, які потрібно визначити під час дослідження з використанням інструментальних засобів.

Уніфікація та стандартизація ЕКГ ВРЗ вже частково існують, проте, питання про пріоритетність характеристик ЕКГ ВРЗ та їхню кількість залишаються невизначеними. Розробка нових методик ЕКГ ВРЗ та оцінка їх чутливості та специфічності є важливим завданням.

Між технічними проблемами варто відзначити питання створення інструментальних засобів, перешкоди для отримання необхідної якості реєстрації сигналів та їх обробки, включаючи:

- Боротьбу з міографічними шумами.
- Подолання синфазних перешкод.
- Проблеми власних шумів інструментальних засобів.
- Шуми контакту "електрод-шкіра" та його нелінійність.
- Особливі вимоги до попереднього опрацювання сигналів.
- Проблема підвищення точності синхронізації кардіоциклів та мінімізації нестационарності.

Щодо удосконалення алгоритмічного та інформаційного забезпечення, а також обчислювальних методів, це включає:

- Удосконалення класичних неадаптивних методів обробки на основі нових даних щодо фізіології процесів та даних моделювання.
- Удосконалення й розробка нових адаптивних методів діагностики.
- Удосконалення й розробка принципово нових інтелектуальних методів, таких як кластерний аналіз та нейронні мережі.

В 1991 році American Heart Association, American College of Cardiology та European Society of Cardiology прийняли та опублікували рекомендації для клінічного та технічного використання систем ЕКГ ВРЗ з метою стандартизації цього методу [14, 16]. Згідно з наявними системами ЕКГ ВРЗ, вони мають стандартну структурну схему, включаючи блоки реєстрації, комутації, підсилення й фільтрації, аналого-цифрового перетворення, а також обробка, відображення та архівація даних. Високий рівень посилення ЕКГ призводить до реєстрації шумів з амплітудою до 50 мкВ. Фізіологічний шум від активності скелетних м'язів, електронний шум підсилювачів та фоновий (мережевий) шум можуть бути основними джерелами цього шуму. Оскільки амплітуда ППШ з поверхні тіла

надзвичайно мала, їх виділення з шуму можливе лише після значного поліпшення співвідношення сигнал/шум. Системи ЕКГ ВРЗ використовують комп'ютерну техніку для усереднення сигналу ЕКГ, яке представляє собою послідовну сумачію серцевих циклів в часі або просторі (рис. 2.3., рис. 2.4.). При аналізі ППШ враховують тимчасові, амплітудні та частотні параметри ЕКГ. Три основні підходи до реєстрації ППШ включають часовий, спектральний та спектрально-часовий методи аналізу усереднення сигналу ЕКГ. В часовому методі усереднюється кілька сотень (від 200 до 500) послідовних серцевих циклів, нивелюючи випадкові шуми та стабілізуючи корисний сигнал (ППШ). Такий метод дозволяє інтерпретувати ЕКГ з усередненням сигналу при рівні шуму до 1 мкВ [17, 18].

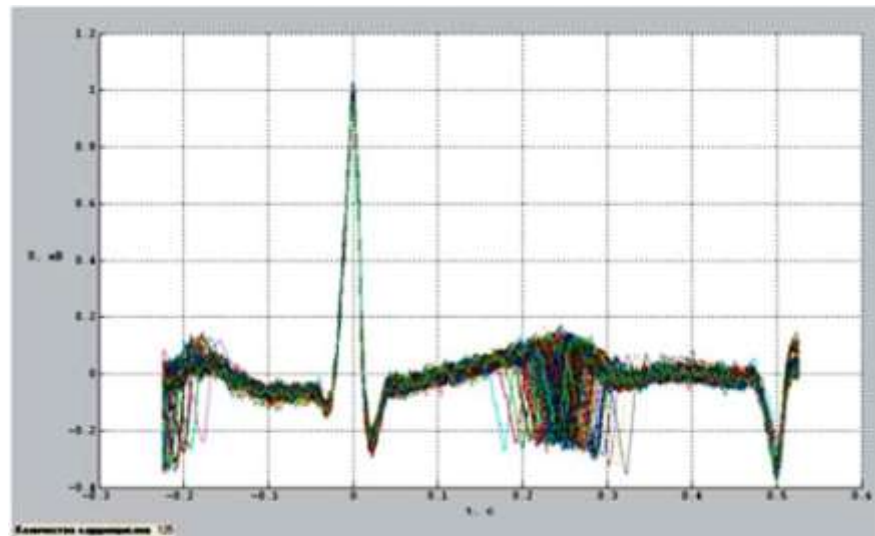


Рисунок 2.3 - Акумуляція кардіоциклів з синхронізацією відносно R-зубця.

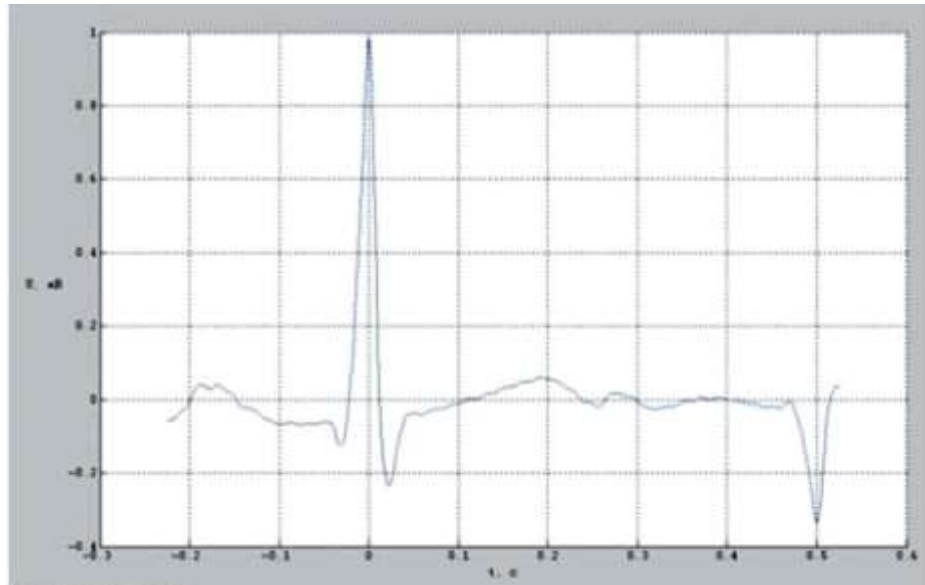


Рисунок 2.4 - Усереднений кардіоцикл

Термін "часовий аналіз ППШ" вказує на оцінку амплітуди останніх 40 мілісекунд комплексу QRS та тривалості сигналу при рівні 40 мікрвольт після фільтрації у діапазоні 40-250 Герц. Третім параметром у часовому аналізі є тривалість фільтрованого комплексу QRS. Іншим методом є просторове усереднення, яке включає усереднення потенціалів декількох пар електродів, розташованих недалеко одна від одної. Це призводить до підсилення ідентичних сигналів та зменшення випадкових. У спектральному аналізі оцінюються зміни амплітудно-частотних характеристик конкретного фрагмента сигналу ЕКГ. Зазвичай використовується методика швидкого перетворення Фур'є для розкладення на складові - синусоїди з різною частотою та амплітудою. У цьому методі важливо, щоб сигнал був періодичним і безперервним, і для досягнення цієї умови використовується функція "вікна".

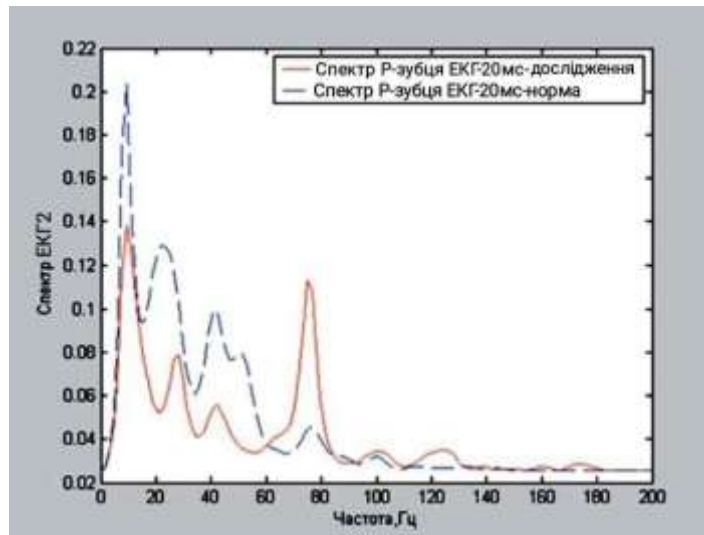


Рисунок 2.5 – Спектральна оцінка R-зубця ЕКГ у базисі власних векторів для двох категорій - "Норма" та "Наявність ППП".

Заради досягнення компромісу між точністю локалізації низькоамплітудного сигналу в межах комплексу QRS (що передбачає використання короткого періоду) та збереженням спектрального дозволу (здатності розрізняти спектральні складові двох і більше сигналів), обирається довжина часу. Зменшення ширини "вікна" призводить до погіршення спектрального дозволу. Спектральна щільність потужності в цьому інтервалі обчислюється на інтегральних смугах частот, що включає аналіз їх значень і відносин між ними. Точність вимірювання енергії в обраному діапазоні частот може бути ускладнена явищем спектрального "витоку". "Витік" енергії частотної смуги може зменшити точність її вимірювання, оскільки частина енергії може "витікати" в суміжні частоти. Правильний вибір функції "вікна" (наприклад, прямокутне "вікно") сприяє зменшенню "спектрального витоку". Єдине обговорюване питання залишається – це потреба у виключенні повного впливу постійних електричних складових (ПЕС) на спектральний аналіз сигналу ЕКГ. Середнє значення сегмента (ПЕС) може впливати на спектр, особливо на результати аналізу ПППШ, через обробку сигналу за допомогою функції "вікна". Фактично, амплітуда ПЕС може визначати значення для частотних складових від 0 до 10 Гц, що впливає на результати спектрального аналізу. Однак, деякі дослідники не враховують цей факт, в той час як інші використовують різні процедури для усунення цієї погрішності при аналізі ПППШ. Одні дослідники виключають середню амплітуду обробленого "вікном" сигналу



ЕКГ перед його ШПФ, хоча це може втратити характеристичні зміни (підйом і зниження) для сегмента ST. Таким чином, це питання вимагає уважного врахування та подальшого розвитку методології обробки даних.

Вплив середнього значення інтервалу ЕКГ на спектр має найменший обсяг при частотах, що перевищують 10 Гц, коли аналіз проводиться для інтервалу тривалістю приблизно 150 мс. Для усунення впливу середніх значень сигналу ЕКГ проводився аналіз повного циклу з нульовими ізопотенціальними кордонами на інтервалі TP. Потенціали сповільненої активації в міокарді можна виявляти за допомогою спектрального аналізу, за умови, що алгоритм забезпечує достатній частотний дозвіл для виділення високочастотних компонентів в межах сегмента ST, а динамічний діапазон дозволяє оцінювати піки, навіть якщо вони мають невелику амплітуду. Цей підхід дозволяє вирішити проблеми, пов'язані з тимчасовим фактором, які виникають при використанні методу Сімсона. Результати не піддаються впливу порушень проведення, локалізації інфаркту міокарда, і не потребують використання фільтрів. Перший спектральний аналіз ЕКГ ВРЗ з використанням ШПФ був проведений М. Cain (1984) та його колегами. У їхньому пілотному дослідженні було показано, що частотні параметри ЕКГ в хворих із шлуночковою тахікардією відрізняються від тих, у кого немає аритмій. Кількісний аналіз співвідношень високо- та низькочастотних компонентів у кінцевій частині комплексу QRS показав значне підвищення пропорції високочастотних компонентів у цьому сегменті у хворих із стійкою шлуночковою тахікардією. Метод також допоміг передбачити можливість індукції шлуночкової тахікардії за допомогою програмної стимуляції. Навіть наявність внутрішньошлуночкових блокад не заважає спектральному аналізу ЕКГ ВРЗ. Деякі дослідники використовують ту ж саму методику ШПФ для аналізу кінцевої частини комплексу QRS і сегмента ST, але не можуть виявити значущих відмінностей в енергії високочастотних компонентів у хворих із шлуночковою тахікардією та без аритмій. G. Kelen та його колеги (1987) пояснювали це чутливістю методу до варіацій у довжині досліджуваного сегмента, зумовленої природною варіацією довжини сегмента ST. Дійсно, згідно з основними властивостями методу ШПФ, скорочення довжини аналізованого сегмента

призводить до відповідного збільшення пропорції високочастотних компонентів. Зменшення довжини сегмента на 3 мс було достатнім, щоб значення співвідношень високих і низьких частот перевищило норму. Worley SJ та інші (1988) досліджували сегменти з фіксованою довжиною 140 мс з різним початком в межах комплексу QRS і вирішили, що локалізація "вікна" має вирішальне значення для виявлення хворих із шлуночковою тахікардією. Співвідношення високих і низьких частот при інтервалі 60 мс від початку комплексу QRS надавало можливість достовірно визначити хворих із шлуночковою тахікардією. Проте при багатфакторному аналізі параметрів час та спектрального аналізу не виявлено незалежного прогностичного значення останніх. I. Mashac та його колеги (1988) досліджували інтервали різної довжини (останні 40 мс комплексу QRS-QRS40, QRS40 + 150 мс сегмента ST, QRS40 + 216 мс сегмента ST), використовуючи співвідношення енергії високих і низьких частот у 5 смугах (0-20, 20-50, 50-70, 70-120, 120-500 Гц). Вони не виявили значущих відмінностей між хворими із шлуночковою тахікардією та тими, у кого немає аритмій. Однак, враховуючи залежність частотного дозволу та точності локалізації шуканого сигналу від ширини "вікна", можна припускати, що "вікно" розміром 40 мс могло не мати достатнього частотного дозволу або не охоплювати всі потенціали уповільненої проведення, а навпаки, при більшій тривалості, що включала великий відрізок сегмента ST, присутність ППШ могла б бути прихованою.

Ряд вчених, незважаючи на різноманіття методологічних підходів, отримали результати, які підтверджують надійність методу в ідентифікації хворих з шлуночковою тахікардією (ШТ) [26, 27]. Ці цікаві дослідження присвячені оцінці спектральних характеристик всієї низькоамплітудної кінцевої частини комплексу QRS, за винятком високочастотних амплітуд його центральної частини. Початком досліджуваного "вікна" був обраний момент, коли амплітуда комплексу QRS у векторному відведенні ( $V_x + y + z$ ) зменшувалася до 40 мкВ і нижче (25-250 Гц). Таким чином, аналіз включав всі низькоамплітудні сигнали наприкінці комплексу QRS та виключав високочастотні амплітуди самого комплексу. Початок досліджуваного "вікна" був стійко відтворюваний, а відсоткове співвідношення високих частот виявилось достовірно вище у хворих з ШТ. Вибір такого

критерію, як відсоток високих частот (понад 3,1%), для визначення наявності ШТ давав чутливість методу на рівні 83%, а специфічність - 89%. Всі згадані дослідження проводилися серед хворих, які перенесли інфаркт міокарда. Застосування спектральних методів аналізу пульсаційної попередньої хвилі (ППШ) у хворих з неішемічними захворюваннями серця досліджено недостатньо, інформативність результатів деяких досліджень виявилася менш достовірною. Отже, збільшення відносної ваги високочастотних (20-50 Гц) компонентів у кінцевій частині комплексу QRS було характерним для хворих із ідіопатичною ШТ, при цьому часовий аналіз виявився менш інформативним. Під час дослідження 94 хворих із ШТ та фібриляцією шлуночків патологічні результати спектрального аналізу були отримані майже з однаковою частотою як у хворих на ішемічну хворобу серця (ІХС) (90%), так і у хворих із некоронарними захворюваннями серця (86%). У той час як за допомогою електрокардіостимуляції стійку ШТ індуковано у 81% хворих на ІХС, це вдалося лише половині хворих із некоронарними захворюваннями серця. Загалом можна зазначити, що результати досліджень, в яких використовувався спектральний аналіз ППШ, є протиріччям, що, в свою чергу, пов'язано з різницею в методичних підходах. Також серед факторів, які впливають на розбіжності у результатів, варто відзначити відсутність єдності у виборі системи відведень, візуального чи автоматичного визначення аналізованих сегментів, оптимального діапазону частот та інтервалів ЕКГ під час проведення спектрального аналізу.

Однак, однією з основних недоліків спектрального аналізу за допомогою ШПФ є неможливість точно визначити локалізацію шуканих високочастотних компонентів в аналізованому сегменті, оскільки аналіз одного лише сегмента не надає повної топографічної карти розподілу частот у цьому інтервалі. Для подолання цього недоліку був розроблений метод спектрально-часового картування (СЧК), або спектральне картування множинних сегментів. Суть методу полягає в обчисленні спектру, який рухається по тимчасовій осі "вікна" в кінцевій частині комплексу QRS і сегмента ST. Після отримання результатів обчислень формується тривимірний графік частоти, часу і амплітуди. Важливою перевагою методу є можливість, за типовою спектральною картиною, виділяти

сигнали ППШ від шуму. У ранніх роботах даної методики обчислювалася спектральна енергія, використовуючи ШПФ для 25 сегментів довжиною 80 мс, розташованих на відстані 3 мс один від одного. Перший сегмент починався на 52-й мілісекунді після завершення комплексу QRS, а останній - за 20 мс до нього. Також виконувалося обчислення ступеня кореляції між 2-25 сегментами і першим з точки зору частотного спектру. Фактор нормальності визначався як відношення середнього коефіцієнта кореляції для 5 останніх сегментів всередині комплексу QRS до 5 початкових сегментів у сегменті ST, виражене у відсотках. Фактор нормальності менше 30% вважався патологічним. Пізніше для СЧК використовувалася авторегресійна модель, що передбачала адаптивне визначення частот. Цей підхід базується на оцінці спектральної потужності через обчислення автокореляційних коефіцієнтів тимчасового сигналу. Використання авторегресійних моделей є спірним у визначенні оптимальної кількості коефіцієнтів, необхідних для адекватної оцінки спектра. Недостатня кількість коефіцієнтів може призвести до виключення деяких сигналів з аналізу, тоді як їх занадто велика кількість може призвести до виникнення артефактних піків. Оптимальна кількість коефіцієнтів вибирається на розсуд користувача, аналізується фактор нормальності, проте вже за допомогою ділення не середніх коефіцієнтів кореляції сегментів всередині комплексу QRS і сегментів ST, а абсолютної спектральної енергії цих сегментів.

Переваги цього методу включають:

- Відсутність потреби у використанні математичної функції "вікна".
- Мінімальний спектральний "витік".
- Дуже висока частотна роздільна здатність, навіть при короткому інтервалі, такому як 25 мс.

Недоліки цього методу можна вважати можливістю впливу стаціонарних шумів на його результати. Клінічна важливість методу полягає в тому, що при застосуванні подібного спектрально-часового картування (СЧК) з використанням ШПФ для показників чутливості та специфічності, він дозволяє точно та влучно визначити локалізацію передсердкових пульсацій у часовому інтервалі ЕКГ.

Метод СЧК ґрунтується на розкладанні сигналу на вузькосмугові спектральні компоненти, що дозволяє проводити спектральний аналіз різних ділянок серцевого циклу (зубців Р і Т, комплексу QRS). Це включає виділення часових, амплітудних і частотних характеристик будь-якого обраного інтервалу серцевого циклу, а також здатність аналізу загальної спектральної щільності інтегральних частот досліджуваної ділянки.

Однак, не всі можливості методу СЧК реалізовані через обмеження стандартного Фур'є-аналізу, зокрема, через використання фіксованого "вікна", яке не може адаптуватися до локальних властивостей сигналу. Це призводить до втрати частотного розрізнення на низькочастотній ділянці спектру та за часом на високочастотній. Для вирішення цієї проблеми сучасна математика розробила ряд методів аналізу нестационарних сигналів, таких як вейвлет-перетворення, яке є особливо популярним. Це розкладання сигналу на базисні функції, визначені на коротшому інтервалі, ніж тривалість кардіосигналу, дозволяє адаптувати "вікно" до локальних властивостей сигналу.

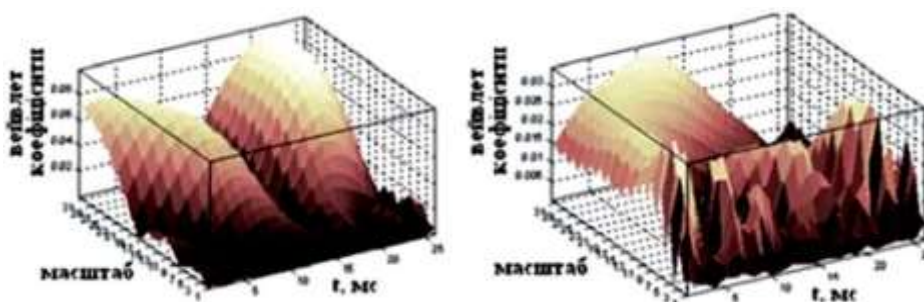


Рисунок 2.6 - Аналіз ЕКГ ВРЗ за допомогою вейвлет-аналізу: а) без наявності передсердних пульсацій; б) при наявності передсердних пульсацій.

## 2.2. Використання методу ВРЗ на основі ЕКГ та обґрунтування його морфології

Серед найпоширеніших причин раптової смерті людини варто визначити шлуночкові тахіаритмії, особливо у тих, хто переніс інфаркт міокарда. Здебільшого, шлуночкові тахікардії (ШТ) виникають через механізм повторного входу хвилі збудження (re-entry). Успішне виникнення re-entry вимагає

уповільнення проведення в міокарді. Використовуючи метод ендокардіального картування re-entry, уповільнене проведення було виявлено як в експерименті, так і у пацієнтів з ШТ у формі затриманої фрагментованої електричної активності, відомої як пізні потенціали шлуночків. [29, 30] Експериментальні дані підтверджують роль цих сигналів у виникненні ШТ через тривалість сигналів під час стимуляції шлуночків та їх зникнення після хірургічного видалення ділянок міокарда зі зміненою деполяризацією. Уповільнення проведення само по собі не викликає фрагментацію електричної активності, але фрагментовані електрограми виникають в місцях розділених сполучною тканиною м'язових волокон. Місце виникнення ШТ, яке породжує затримані фрагментовані електрограми, розташоване переважно в прикордонній зоні інфаркту міокарда, де живі тканини чергуються з некротичними та фіброзними областями. Ця неоднорідність призводить до фрагментації електричних сигналів та уповільнення поширення деполяризації. Таким чином, області міокарда із затриманою деполяризацією можуть служити анатомо-фізіологічним субстратом для re-entry, що є основним механізмом розвитку ШТ, а пізні потенціали стають маркерами цього аритмогенного субстрату. ППШ демонструють тісний зв'язок за часом з фрагментованою, уповільненою електричною активністю, виявленою ендо-та епікардіально у людей і тварин з шлуночковою тахікардією (ШТ) через механізм re-entry. Вважається, що області міокарда із затриманою шлуночковою деполяризацією можуть створювати анатомічний субстрат для виникнення шлуночкових тахікардій. Таким чином, пізні потенціали можуть виступати в якості передвісників таких порушень ритму. [34] Відомо, що частоту реєстрації пізніх потенціалів шлуночків впливають різні фактори, такі як: - наявність, характер (гострий або хронічний) та місце органічного ураження міокарда; - наявність, тип та частота аритмії під час тахікардії.

### 2.3. Електрокардіографічні критерії оцінки Вентрикулярних Ранніх Збуджень

При проведенні дослідження ЕКГ ВРЗ визначають тимчасові, амплітудні та частотні параметри сигналу, що використовується для ідентифікації областей зі

сповільненою деполяризацією. Існують три основні підходи до визначення цих зон: тимчасовий, спектральний і спектрально-часовий. Однак найбільш широко використовується метод часового аналізу ППЖ і ППП. Цей метод виявився найефективнішим, оскільки багато дослідників досягли найвищих показників чутливості, специфічності та відтворюваності, використовуючи часовий аналіз усередненої ЕКГ. Для реєстрації ППШ і ППП ЕКГ-сигнал фіксується в трьох ортогональних відведеннях по Франку (X, Y, Z) (рис.2.7.).

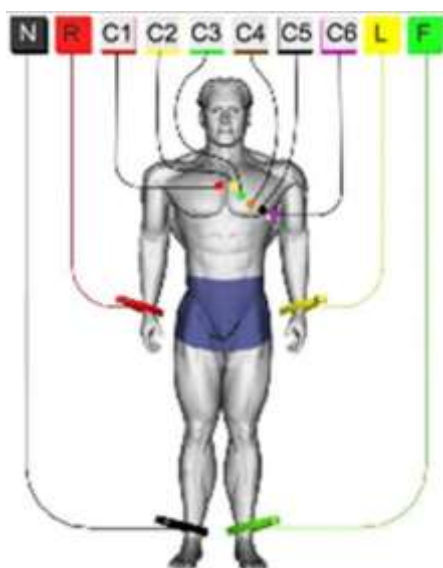


Рисунок 2.7 - Схема розміщення електродів за системою Франка

Після підсилення та фільтрації проводиться їх комбінування для отримання векторної величини, яка отримала назву "відфільтрований комплекс QRS". Після цього застосовується автоматичний алгоритм для отримання кількісних показників ППЖ і ППП. Ключовими параметрами є:

- Тривалість відфільтрованого комплексу QRS (QRSf QRSd);
- Тривалість низькоамплітудних (<40 мкВ) сигналів у термінальній частині (останні 40 мс) відфільтрованого шлуночкового комплексу - LAS40;
- Середньоквадратична амплітуда коливань в останні 40 мс комплексу QRS (RMS 40).

Щодо параметрів ППЖ при застосуванні фільтра 40-250 Гц, застосовуються такі критерії: QRSf > 114 мс, LAS > 38 мс, RMS < 20 мкВ. Виявлення щонайменше двох з трьох зазначених показників свідчить про наявність ППЖ. При

використанні фільтра 25-250 Гц, критеріями ППЖ є  $QRSf > 120$  мс,  $LAS > 38$  мс,  $RMS < 25$  мкВ, за даними більшості дослідників.

Серед тимчасових параметрів відфільтрованого зубця Р визначають:

1. Тривалість відфільтрованого зубця Р ( $FiP$ ).
2. Різницю між тривалістю відфільтрованого і невідфільтрованого зубця Р ( $FiP - U_n FiP$ ).
3. Тривалість сигналів  $< 5$  мкВ ( $D5$ ).

Амплітудні параметри ППП включають середньоквадратичну амплітуду (RMS):

1. Всього зубця Р ( $RMSP$ ).
2. Останніх 10-20-30 мс ( $Last\ 10-20-30$  або  $RMS\ 10-20-30$ ).

Сучасне програмне забезпечення методу ЕКГ ВРЗ, розвиваючись, дозволяє встановлювати режими усереднення кардіоциклу з синхронізацією за зубцями Р, Q, R. Режим усереднення з синхронізацією за зубцем Р має переваги порівняно з режимом усереднення і синхронізацією за зубцем R, оскільки він дозволяє уникнути помилок, пов'язаних із зміною інтервалу Р-Q від циклу до циклу, і виключити ектопічні передсердні комплекси з процесу усереднення.

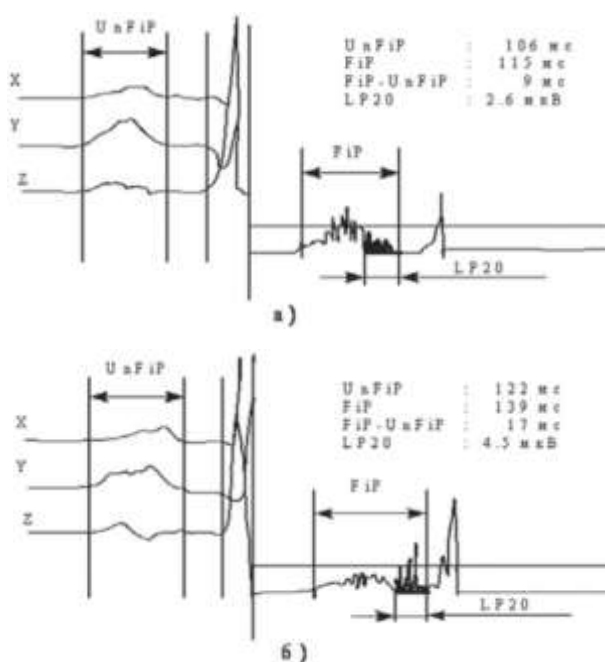


Рисунок 2.8 - ЕКГ ВРЗ в режимі часового аналізу ЕКГ: а) без наявності пізніх потенціалів передсердь; б) при наявності пізніх потенціалів передсердь.



Характеристики FiP залежать від діапазону пропускання частот використаного фільтра. Використання фільтра із діапазоном пропускання 20-30 Гц може ускладнити визначення термінальної частини сигналу зубця Р через їх перекриття сигналами зубця R. Навпаки, фільтри з частотою в 60-80 Гц наближають сигнали FiP до стандартних сигналів ЕКГ. Використання високочастотних фільтрів з частотою 40 Гц є оптимальним для ідентифікації пацієнтів з пароксизмальною формою фібриляції передсердь за методикою ЕКГ ВРЗ. Типи застосованих фільтрів (двонаправлені, вперед-назад) суттєво впливають на показники ЕКГ ВРЗ при виділенні ППП. За результатами досліджень, таких як ті, що провели N. Ozawa та його колеги, вказано, що двонаправлені фільтри ефективніше, оскільки вони точніше відображають справжню тривалість FiP. На рис. 2.8 наведено приклад аналізу зубця Р з виявленням відсутності та наявності ознак ППП.

#### 2.4. Погляд на сучасні методи ЕКГ ВРЗ

Сучасний прогрес у розвитку медичних технологій для оцінки функціонального стану серцево-судинної системи постійно вдосконалюється, сприяючи створенню та удосконаленню більш ефективного обладнання для точного та якісного визначення діагнозів. Високороздільна електрокардіографія, насамперед, забезпечує можливість вчасної ідентифікації різноманітних порушень ритму та їхнього динамічного вивчення. Таким чином, виникає необхідність розглянути та проаналізувати ключові сучасні засоби ЕКГ ВРЗ, які застосовуються в Україні, зокрема LunoCard, NR MS WESTFALIA GMBH.



Рисунок 2.9 - Система ЕКГ ВРЗ, яка побудована на базі персонального комп'ютера (ПК).

Основними технічними характеристиками є:

Частота дискретизації аналого-цифрового перетворювача (АЦП) становить 16000 Гц/канал (16 біт), що гарантує високу якість реєстрації сигналів.

Наявність тривалого моніторингу ЕКГ за 12 каналами з можливістю збереження трендів.

Можливість реєстрації пізніх потенціалів.

Оцінювання варіабельності серцевого ритму.

Проведення стрес-тесту за 12 каналами.

Інтегровані модифіковані протоколи стрес-тесту та автоматичне керування велоергометрами та тренажерами.

Автозбереження повного обсягу стрес-тесту та можливість повторного аналізу.

Автоматичний аналіз аритмій і ST-сегмента.

Ще однією ілюстрацією є "Кардіотехніка-ЕКГ-8", зовнішній вигляд якого зображено на рис. 2.10, і це також стаціонарний комп'ютерний ЕКГ високої роздільної здатності з USB-інтерфейсом. Важливими характеристиками є:

Діапазон вхідних напруг від 0,01 до 10 мВ.

Частотний діапазон від 0 до 250 Гц.

Частота оцифровки сигналу – 1000 Гц.

Рівень шуму від піку до піку менше 10 мкВ.

Величина молодшого розряду оцифровки – 0,1 мкВ.

Споживання струму від USB – 250 мА.

Клас електробезпеки – ВF за ГОСТ Р 50267.0



Рисунок 2.10 - ЕКГ ВРЗ "Кардіотехніка-ЕКГ-8".

Основні переваги та характеристики включають:

Синхронна реєстрація: Можливість одночасної реєстрації дванадцяти стандартних відведень електрокардіограми (ЕКГ), що дозволяє значно зменшити час зйомки та детально оцінити рідкісні події.

Запис у комп'ютер: Можливість запису сигналу ЕКГ у комп'ютер з великою тривалістю, що дозволяє виявляти та фіксувати будь-які порушення ритму.

Високоякісний підсилювач та АЦП: Підсилювач виконує посилення в частотному діапазоні від 0 до 250 Гц, а АЦП забезпечує величину молодшого розряду оцифровки 0,1 мкВ при частоті дискретизації 1000 Гц. Це дозволяє реєструвати великомасштабні електрокардіограми та пізні потенціали шлуночків методом когерентного накопичення (по Сімпсону).

База даних і статистична обробка: Можливість роботи з базою даних з функцією накопичення результатів різних досліджень, а також можливість статистичної обробки з формуванням звітів про роботу кабінету функціональної діагностики.

На рисунку 2.11 представлено 15-канальний ЕКГ Полі-Спектр+(12/Е) з великим рядом технічних характеристик.



Рисунок 2.11 - ЕКГ ВРЗ «Полі-Спектр+(12/Е)»

Електрокардіограф МАС 5500 від General Electric Medical Systems IT забезпечує можливість реєстрації електрокардіограми на дванадцять або п'ятнадцять каналів. Цей апарат виробляється компанією General Electric Medical Systems IT в Німеччині.



Рисунок 2.12 - ЕКГ ВРЗ «МАС 5500»

На малюнку 2.12 представлений сучасний електрокардіограф МАС 5500, який є мікропроцесорним автоматичним приладом для реєстрації електрокардіограми з широким функціоналом і програмованою конфігурацією відведень. Цей електрокардіограф застосовується для фіксації ЕКГ як у стані спокою, так і під час стрес-тестування. Відзначається унікальними алгоритмами фільтрації шумів та вирівнювання лінії бази, які забезпечують високу якість реєстрації ЕКГ.

Електрокардіограф МАС 5500 пропонує клінічно підтвержені алгоритми аналізу та інтерпретації ЕКГ одночасно для 12 або 15 відведень, включаючи

векторкардіографію та аналіз поздовжньо-поперечної провідності. Крім того, він володіє програмним забезпеченням АСІ-ТІРІ, що є прогностичним інструментом, використовуючи дані пацієнта для діагностики гострого коронарного синдрому.

Після аналізу сучасних моделей електрокардіографів для запису високоякісних ЕКГ в Україні, можна порівняти їхні інтерфейси та функціональні можливості для комфортного користування та отримання надійної інформації. Далі ми розпочнемо розробку методу аналізу низькочастотного компонента сигналу ЕКГ ВРЗ.

## Висновок до розділу 2

Другий розділ розглядає сучасний та високоефективний метод оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи людини - електрокардіографію високої роздільної здатності. Ефективність цього методу базується на його комп'ютерному посиленні, усередненні та фільтрації різних ділянок електрокардіограми, а після цього відбувається математична обробка отриманого сигналу. Цей підхід дозволяє виділити та детально проаналізувати низькоамплітудні компоненти ЕКГ-сигналу, які залишаються непомітними при використанні традиційних методів реєстрації ЕКГ. Важлива діагностична інформація, отримана з аналізу цих компонентів, недоступна за допомогою класичних методів.

Також в розділі проведено аналіз та структурування методологічних проблем, пов'язаних з ЕКГ високої роздільної здатності, які тісно пов'язані з основними можливостями самого методу. Детально розглянуті основні параметри, такі як тривалість відфільтрованого комплексу QRS (QRSf), тривалість низькоамплітудних сигналів у термінальній частині відфільтрованого шлуночкового комплексу (LAS40) та середньоквадратична амплітуда коливань в останні 40 мс комплексу QRS (RMS 40).

Додатково проведено аналіз сучасних ЕКГ високої роздільної здатності, наведено їхні основні характеристики та призначення, а також розглянуто їхнє місце в практичному застосуванні.

### 3 СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ НИЗЬКО-АМПЛІТУДНИХ КОМПОНЕНТІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

#### 3.1 Структура інформаційно-алгоритмічного забезпечення портативного електрокардіографа для визначення ритму серця (ЕКГ ВРЗ)

Для представлення загальної структури інформаційно-алгоритмічного забезпечення портативного електрокардіографа для визначення ритму серця (ЕКГ ВРЗ) на рисунку 3.1 необхідно визначити основні блоки, оскільки вона включає в себе методику виявлення порушень проведення серця та елементи стандартних методик:

- підготовка початкових сигналів ЕКГ, які виникають з модулів усунення трендів реєстрованих ЕКГ, синхронізації кардіоциклу за допомогою Р- або R-зубців, а також фільтрації електрокардіосигналів від перешкод;

- наступний блок - накопичення та аналіз ЕКГ в його часовій області, які реалізують алгоритми збереження початкових записів сигналів ЕКГ, а також створення вибіркового кардіоциклу з урахуванням результатів ранжування та аналізу усереднених вибіркового кардіоциклів;

- блок аналізу сигналів ЕКГ в перетворених координатах, який поєднує модулі розрахунку та аналізу коефіцієнтів розкладеного сигналу ЕКГ у змішаних координатних базисах;

- блок обробки ЕКГ в його власних підпросторах, який реалізує процедуру пацієнт-адаптивної фільтрації, багатоканального стиснення і розпізнавання образів кардіосигналів в базисі власних векторів матриці коваріації ансамблю ЕКГ;

- діагностика, яка виконує процедуру прийняття комплексного рішення про наявність чи відсутність порушень проведення серця на основі аналізу амплітудно-часових параметрів в часовій області та коефіцієнтів розкладених у всіх перетворених базисах.



Рисунок 3.1 - Композиція інформаційно-алгоритмічного забезпечення, що використовується у розроблюваному портативному електрокардіографі для визначення ритму серця (ЕКГ ВРЗ).

На рисунку 3.2 зображена схема загального алгоритму обробки сигналів ЕКГ у системі ЕКГ ВРЗ. Цифровий запис ЕКГ викликається з пам'яті та подається до блоку синхронізації, який реалізує програму виділення Р- або R-зубця в кожному серцевому циклі. Далі всю зареєстровану ЕКГ розбивається на кардіоцикли. Режими синхронізації (Р або R) ініціалізують процедури зсуву та синхронізації отриманих кардіоциклів відносно обраних моментів часу, що відповідають максимумам Р- або R-зубців.

Процедури ранжування дозволяють вибрати періоди, що відповідають нормальним серцевим скороченням. З використанням підпрограм порівняння представницького кардіоциклу з поточним кардіоциклом ЕКГ визначається кардіоцикл-еталон для обчислення взаємкореляційних характеристик.

Ансамбль реалізацій ЕКГ усереднюється та підсумовується для отримання кардіоциклів, які залишаються після програм ранжування з коефіцієнтом взаємкореляції 0,97. Для ансамблю ЕКГ визначається матриця коваріації, обчислюються її власні значення та власні вектори. На основі вагомих власних значень та відповідних головних власних векторів створюється базис підпростору образів, де визначаються коефіцієнти розкладання, що є проєкціями всіх сигналів ансамблю ЕКГ на координатні осі.

Отримані коефіцієнти розкладання використовуються в процедурах пацієнт-адаптивної фільтрації та розпізнавання образів ППП. Така деталізована обробка інформації на підпростори сигналу і шуму дозволяє провести спектральну оцінку компонентів ЕКГ для виявлення ППП.

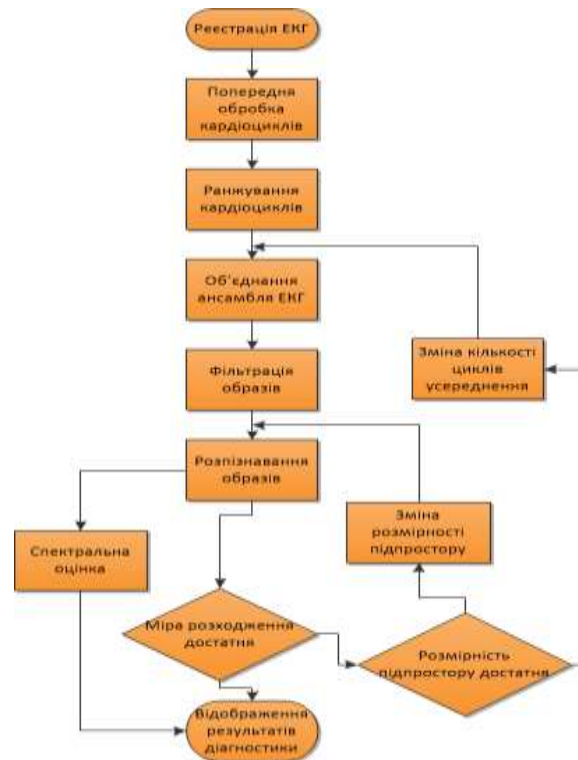


Рисунок 3.2 - Узагальнений алгоритм функціонування розробленого ЕКГ ВРЗ.

Після вивчення припустимих значень діагностичних ознак у трансформованих підпросторах можна зробити висновок щодо наявності порушень серцево-судинної системи. У випадку недостатньої точності процесів фільтрації та розпізнавання в системі виконується коригування розмірностей аналізованих підпросторів та кількості циклів усереднення. Після проведення аналізу структури інформаційно-алгоритмічного забезпечення розробленого ЕКГ ВРЗ можна перейти до наступного етапу - розробки блоків фільтрації та аналого-цифрового перетворення (АЦП).



### 3.2 розглядає підхід до визначення частот низькоамплітудних компонент ЕКГ

Спектральний аналіз представляє собою ключовий метод обробки сигналів ЕКГ, який дозволяє характеризувати частотний склад сигналу і надавати корисну інформацію. Водночас зростає інтерес до альтернативних методів спектральної оцінки, які володіють вищою ефективністю. З'являються так звані методи високороздільної спектральної оцінки, які мають переваги у частотному розділенні порівняно з традиційними методами [31]. У класичних методах спектрального аналізу роздільна здатність традиційно обмежується тривалістю спостережень. Проблеми також виникають через ефект маскування слабких сигналів бічними пелюстками спектральних ліній від потужних сигналів. Використання альтернативних методів, таких як методи високороздільної спектральної оцінки, дозволяє подолати обмеження класичних методів і досягти високої роздільної здатності в обмежених умовах [31].

Наразі існує велика кількість таких методів, зокрема методи максимальної правдоподібності, лінійного передбачення, максимальної ентропії, Проні, власних векторів (Писаренко, MUSIC, EV, ESPRIT, мінімальної норми) та інші. У даній дисертації для оцінювання низькоамплітудних компонент ЕКГ будуть використані методи MUSIC (Multiple Signal Classification) і EV (Eigenvectors), які будуть детально розглянуті в подальшому.

Метод MUSIC (Multiple Signal Classification) спрямований на спектральний аналіз сигналів, які подаються у формі суми кількох синусоїд з додаванням білого шуму. Однією з основних задач спектрального аналізу таких сигналів є визначення частот і рівнів (амплітуд і потужностей) гармонійних компонент. Метод MUSIC призначений саме для цього, оскільки він дозволяє отримати псевдоспектр (псевдоспектр) – залежність рівня сигналу від частоти. Основу методу складає аналіз власних чисел і власних векторів кореляційної матриці сигналу. Таким чином, якщо сигнал представлений у вигляді суми  $M$  комплексних експонент з випадковими початковими фазами та білим шумом:

$$x(k) = n(k) + \sum_{m=1}^M A_m \exp(jw_m kT + j\phi_m) \quad 3.1$$

де  $n(k)$  - відліки білого шуму;  $A_m$ ,  $w_m$ ,  $\phi_m$  - відповідно амплітуда, частота і початкова фаза комплексної експоненти, що входить у сигнал;  $T$  - період дискретизації. Фазові кути  $\phi_m$  рівномірно розподілені в інтервалі  $[0, 2\pi]$ .

Кореляційна функція сигналу приймає вигляд:

$$R(k) = \sigma_n^2 x_0(k) + \sum_{m=1}^M A_m^2 \exp(-jw_m kT) \quad 3.2$$

де  $x_0(k)$  - функція одиничного імпульсу, яка рівна 1 при  $k = 0$  і 0 в усіх інших випадках;  $\sigma_n$  - дисперсія шуму  $n(k)$ . Потім з відліків кореляційної функції формується кореляційна матриця розміром  $N \times N$ , при цьому розмір матриці повинен перевищувати кількість комплексних експонент  $N > M$ . Після аналізу власних чисел та власних векторів цієї кореляційної матриці доведено, що найменше власне число дорівнює  $\sigma_n^2$  та має кратність  $N - M \{(\sigma_n^2)^{(N-M)}\}$ , всі інші  $M$  власних чисел перевищують  $\sigma_n^2$ , а їхні конкретні значення прямим чином залежать від амплітуд і частот комплексних експонент. Власні вектори, які відповідають  $M$  найбільшим власним числам, є лінійними комбінаціями комплексних експонент, що входять у сигнал. Велика кількість таких лінійних комбінацій утворює сигнальний підпростір (signal subspace), а ці вектори стають базисом цього підпростору. Інші  $N - M$  власних векторів ортогональні всім комплексним експонентам у сигналі та формують базис шумового підпростору (noise subspace). Спектр комплексної експоненти обчислюється аналітично і є дельта-функцією, розташованою на власній частоті. Наведена формула представляє розрахунок псевдоспектру за методом MUSIC на нескінченних частотах  $w_m$ :

$$W(x) = \frac{1}{\sum_{k=M+1}^N [\sum_{m=1}^{N-1} V_k(n) e^{-jw_m kT}]^2} \quad 3.3$$

Тут  $V_k(n)$  -  $n$ -тий елемент  $k$ -го власного вектора кореляційної матриці. Вектори відзначаються за порядком спадання відповідних їм власних чисел.

Зовнішня сума за  $k$ , від  $M+1$  до  $N$ , врахована в обчисленнях лише для шумових власних векторів, тоді як внутрішня сума визначає обчислення спектра власного вектора на частоті  $w$ . Оскільки шумові власні вектори ортогональні всім комплексним експонентам з частотами  $wm$ , що входять у сигнал, при  $w \rightarrow w_m$  всі внутрішні суми стрімко збільшуються до нуля, іншими словами,  $W(w_0) \rightarrow \infty$ . Частоти визначаються, прирівнюючи знаменник до нуля:

$$\sum_{k=M+1}^N \left[ \sum_{m=1}^{N-1} V_k(n) e^{-jwmI} \right]^2 = 0 \quad 3.4$$

Розкриємо квадрат модуля:

$$\sum_{k=M+1}^N \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{l=1}^{N-1} V_k(n) V_k^*(l) e^{-jw(m-l)T} \quad 3.5$$

З цього можна вивести, що ліва частина отриманого виразу в кінцевому підсумку є поліномом ступеня  $2N-2$  відносно  $e^{(-jwT)}$ . Корені цього полінома, які розташовані на одиничному колі, рівні  $\exp(-jw_m T)$ , і для обчислення їх частот потрібно визначити аргументи цих комплексних чисел та поділити їх на  $T$ . Все, що було описано, входить у ідеалізовану модель сигналу (3.1) та аналітично отриману кореляційну функцію (3.2). Однак у реальних ситуаціях сигнал може не абсолютно відповідати моделі (3.1); коли кореляційну матрицю оцінюють на основі результатів спостережень, піки в (3.3) можуть мати обмежену висоту, а корені полінома можуть не точно лежати на одиничному колі. Однак, якщо сигнал досить близький до моделі, то метод MUSIC може надавати вражаючі результати.

Метод аналізу власних векторів (eigenvectors, EV) є дуже подібним до методу MUSIC. Однак його відмінність полягає в тому, що в останніх двох формулах під час сумування за  $k$  використовуються вагові коефіцієнти, які є обернено пропорційними відповідним власним числам. Таким чином,

$$W(x) = \frac{1}{\sum_{k=M+1}^N \frac{1}{\lambda_k} \left[ \sum_{m=1}^{N-1} V_k(n) e^{-jwmI} \right]^2} \quad 3.6$$

і рівняння для відшукування власних частот

$$\sum_{k=M+1}^N \frac{1}{\lambda_k} \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{l=1}^{N-1} V_k(n) V_k^*(l) e^{-jw(m-l)T} \quad 3.7$$

Тут  $\lambda$  - це власне число, що відповідає  $k$ -тому власному вектору  $V_k(mk)$ . При фіксованому значенні  $M$  метод EV породжує менше неточних спектральних піків, ніж MUSIC, і, як правило, краще відтворює форму спектра шуму. Важливо зауважити, що MUSIC і EV не надають прямої спектральної площини потужності, але надають псевдоспектри, які дозволяють отримати оцінки гармонійних складових з дозволом, що перевищує той, який можна отримати за допомогою авторегресійної моделі [29, 30].

### 3.3. Впровадження процесу оцінювання частоти потенціалів передсердь

Предложений алгоритм оцінювання частоти пізніх потенціалів передсердь (рис. 3.3) у цій роботі вирізняється високою роздільною здатністю та здатністю проводити оцінку частоти при низьких відношеннях сигнал/шум. В порівнянні з іншими традиційними методами, цей алгоритм може ефективно визначати близькі за частотою синусоїди або інші вузькосмугові спектральні компоненти.

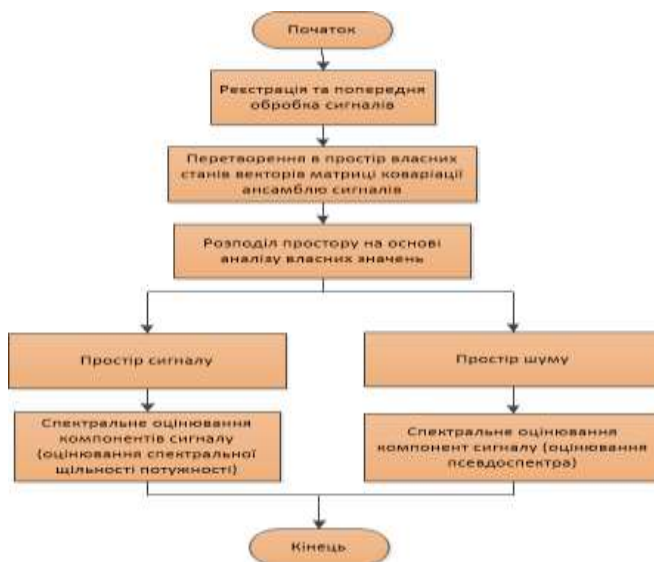


Рисунок 3.3 - Схема алгоритму для оцінювання спектрів низькоамплітудних компонент ЕКГ.

У процесі виявлення та спектральної оцінки низькоамплітудних компонент ансамблю ЕКГ (ППП або ППШ), існуючі методи піддавались модифікації шляхом використання розподілу вихідного сигналу між підпростором сигналу та шуму відносно обраного діапазону власних значень. Крім того, пропонується використовувати алгоритм фільтрації ЕКГ ВРЗ, застосовуючи фільтри з кінцевою імпульсною характеристикою (КИХ) (Residual Filtering (FRF)). Основною метою алгоритму FRF є зменшення впливу артефактів на сигнали в системі ЕКГ ВРЗ, при цьому не спотворюючи кардіоцикл. Цей алгоритм включає в себе модуль відновлення усередненого кардіоцикла (Median update) та функції віднімання усередненого кардіоцикла з поточної ЕКГ ВРЗ. Ці етапи створюють різницевий сигнал (residual signal), який проходить через фільтри нижніх (Low pass filter) та верхніх (High pass filter) частот, після чого його знову поєднують з усередненим кардіоциклом (Рис. 3.4).

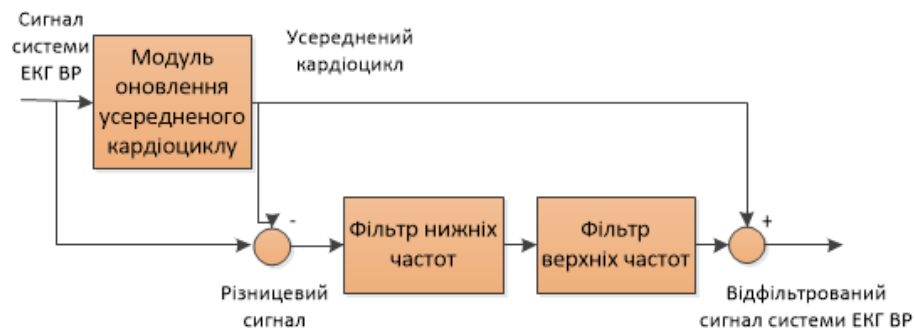


Рисунок 3.4 - Схема блоків алгоритму фільтрації з кінцевою імпульсною характеристикою (FRF).

Встановлено, що усереднений кардіоцикл оновлюється лише у випадку достатньої кореляції поточного кардіоциклу з усередненим. У випадку нормальної кореляції усереднений кардіоцикл оновлюється на зазначений коефіцієнт від різниці між поточним та усередненим кардіоциклами. Неперервне оновлення забезпечується встановленням межі кореляції, а коефіцієнт оновлення гарантує збіг усередненого кардіоциклу з поточним нормальним кардіоциклом. Функція віднімання відокремлює усереднений кардіоцикл за умови відповідності поточного кардіоциклу. Віднімання відбувається в інтервалі від початку QRS до

закінчення хвилі Т, з уникненням обробки хвилі Р через можливі помилки при фібриляції передсердь або Атріо-вентрикулярних блоках. На виході отримуємо різницевий сигнал, який фільтрується низькочастотним та високочастотним фільтрами для зменшення рухових артефактів та коливань базової лінії. Вибір граничних частот фільтрів дозволяє уникнути спотворень хвилі Р та шлуночкових екстрасистол. Функція віднімання є ключовою частиною алгоритму, забезпечуючи ефективність FRF. Реалізація цього рішення виконана в середовищі Matlab, що забезпечує зручний інтерфейс та використання функцій `rmusic` і `reig` для обробки та візуалізації масивів даних.

#### 3.4 Розробка графічного інтерфейсу користувача для проведення спектрального аналізу ЕКГ ВРЗ

Середовище MATLAB має в своєму арсеналі середу GUIDE, призначену для створення програм з графічним інтерфейсом. Використання цієї середу полегшується завдяки доступу до елементів управління (наприклад, кнопок та розкриваючихся списків), які можна розташовувати за допомогою миші, а також програмувати їхні події відповідно до взаємодії користувача. Кількість основних вікон необмежена, і вони можуть відображати графічну та текстову інформацію без будь-яких помилок або збоїв. Для реалізації програми, розробленої в рамках даної роботи, було використано середовище GUIDE. Запуск та редагування програми здійснюється з командного рядка MATLAB, а поведінку інтерфейсу програмується в M-file редакторі за допомогою мови MATLAB.

Основні вихідні дані, введені в програму, описують стандартні (ідеалізовані) характеристики реального кардіоциклу: частоту серцевих скорочень (ЧСС) - 60 уд/хв, частоту дискретизації ЕКГ - 1000 Гц, кількість модельованих кардіоциклів - 10, відносне відхилення ЧСС - 0%, рівень мережевого перешкодження (50 Гц) - 0 дБ.

На рисунку 3.5 наведено інтерфейс програми, де створений кардіоцикл на основі вказаних вихідних даних.

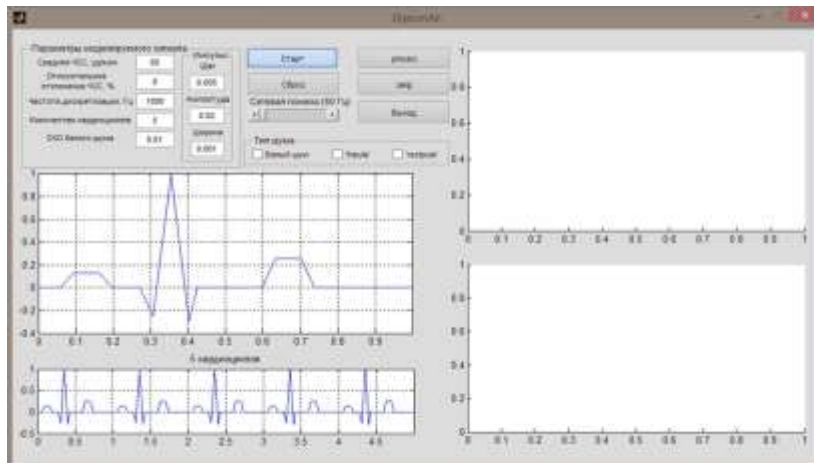


Рисунок 3.5 - Графічний інтерфейс програми з визначеними початковими параметрами.

процесі натискання кнопки "СТАРТ" відбувається зчитування даних з файлу та їх відображення на графіку, тому необхідно створити функцію для цього. Вхідними даними є структура дескрипторів об'єктів `handles` із посиланнями на всі об'єкти програми, де полями структури `handles` є теги об'єктів. Так, `handles.fs` є посиланням на вікно введення частоти дискретизації. Під час роботи з програмою дослідник повинен ввести середню частоту серцевих скорочень (ЧСС), відносне відхилення ЧСС від середнього значення, частоту дискретизації кардіосигналу, кількість модельованих кардіоциклів, параметри шуму і параметри модельованих низькоамплітудних компонент ЕКГ.

На етапі програмування слід враховувати можливі події, що виникають при зверненні користувача до відповідних полів введення нових даних. Наприклад, під час введення значень ЧСС виникає подія `Callback` відповідного елемента інтерфейсу, і програмування та обробка події `Callback` можуть виглядати наступним чином:

```
function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
    StrVal = get(hObject, 'String');
    Val = str2double(StrVal);
    handles.freq_ss = Val;
    guidata(hObject, handles);
end
```

У даній функції `str2double` використовується для конвертації символічного значення ЧСС у числове значення, і `handles.freq_ss = Val` присвоює отримане значення дескриптору `handles.freq_ss`. Отже, отримані дані зберігаються в масиві даних `guidata`.

Аналогічно програмуються події, яким відповідає введення оператором відповідних полів значень відносного відхилення ЧСС (`krnd`), частоти дискретизації (`fs`) і кількості кардіоциклів (`ncardio`).

На рисунку 3.6 представлені результати зміни даних параметрів та їх вплив на вихідний кардіоцикл. Користувач може змінювати рівень шуму від 0 до -6 дБ, користуючись відповідним елементом на панелі інтерфейсу. Програмний код цього елемента управління може мати наступний вигляд:

```
function slider1_Callback(hObject, eventdata, handles)
    a50 = get(hObject, 'Value');
    handles.a50 = a50;
    a50dB = 20 * log10(1 / a50);
    str = sprintf('% 3.3f Umax (-% 3.1f dB)', a50, a50dB);
    set(handles.text7, 'String', str);
    guidata(hObject, handles);
end
```

На рисунку 3.7 представлені результати внесення мережної перешкоди в кардіоцикл.

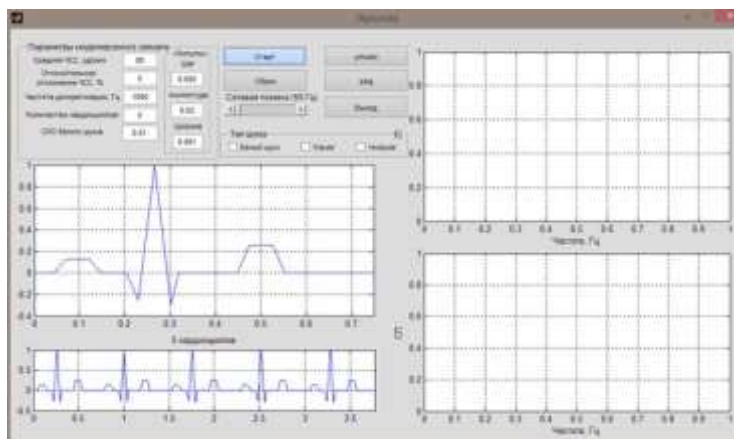


Рисунок 3.6 - Варіації виду кардіоцикла при зміні вихідних параметрів моделювання



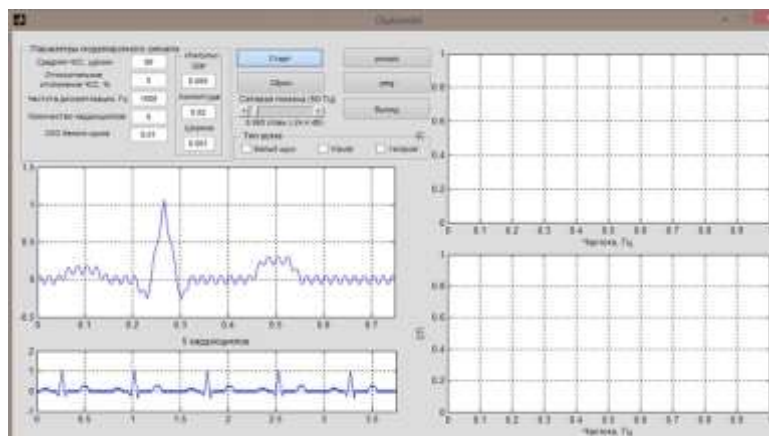


Рисунок 3.7 - Зміна виду кардіоциклу при внесенні мережевої перешкоди

Після отримання нових значень функцій та їх внесення в масив даних для подальшого використання, необхідно сформувати новий кардіоцикл, який враховуватиме ці зміни. При натисканні кнопки "СТАРТ" відбувається формування нового кардіоциклу. Наступний етап - програмування події, яка виникає при зверненні до цієї кнопки.

```
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
    handles = guidata(gcf); % Зчитати guidata
    chss = handles.freq_ss; % ЧСС, уд/хв
    fs = handles.fs; % Частота дискретизації, Гц
    handles.kr = handles.krnd / 100; % Відхилення ЧСС від норми
    ncardio = handles.ncardio; % Кількість модельованих кардіоциклів
    handles.Tc = 60 / chss; % Тривалість кардіоциклу, с
    L = round(handles.Tc * fs);
    [ecg, indx] = ecg_model(L);
    handles.indx = [171:265]; % 195
    t = (0:(length(ecg)-1)) / fs;
    axes(handles.axes1)
    a50 = handles.a50;
    noise50 = a50 * sin(2 * pi * 50 * t);
    handles.u = ecg + noise50;
    plot(t, handles.u, '-'), grid on
```

```

xlim([0 t(end)])

% Після введення кількості кардіоциклів, їх послідовність виводиться в
нижнє вікно інтерфейсу,

% також задаються порожні масиви, куди будуть вноситися значення
кожного нового сформованого кардіоциклу.

handles.u1 = [];

% Задаємо програмний цикл, який формує послідовність кардіоімпульсів
від 1 до ncardio

for k = 1:ncardio

    Tc_rnd = handles.Tc * ((rand-0.5) * handles.kr + 1);
    L = round(Tc_rnd * fs);
    u = ecg_model(L);
    handles.u1 = [handles.u1, u];
end

% Програмуємо введення мережевої перешкоди
t1 = (0:length(handles.u1)-1) / fs;
a50 = handles.a50;
noise50 = a50 * sin(2 * pi * 50 * t1);

% Висновок графіка функції
axes(handles.axes2)

plot(t1, handles.u1 + noise50), grid on
xlim([0 t1(end)])

title(sprintf('%d кардіоциклів', ncardio))

guidata(hObject, handles); % Зберегти значення в guidata

end

```

Отримані значення зберігаються в масиві даних guidata, що дозволяє функціям, які використовуються пізніше в програмі, звертатися до останніх змін у значеннях. Також важливим етапом є реалізація формування кардіоцикла з використанням алгоритму лінійної інтерполяції опорних точок. Спочатку створюється функція для присвоєння значень ЕКГ, яка моделюється. Потім визначаються початкові масиви координат еталонного кардіоциклу, а нормування

амплітуди відбувається з метою зведення його до динамічного діапазону амплітуд реального кардіосигналу.

Для нормування координат вибірок та їх відтворення із заданим числом обчислюється за формулою:

$$d = \text{round}(d0 * L / d0(\text{end}));$$

$$d(\text{end}) = L;$$

$$n = \text{length}(d) - 1;$$

Обчислення додаткових вибірок і значень амплітуди в кардіоциклі в нових точках вибірок проводяться за допомогою лінійної інтерполяції. Кутівий коефіцієнт та інтерпольоване значення амплітуди обчислюються для кожного інтервалу вибірок. Введений цикл повторюється  $n_{\text{cardio}}$  разів, де  $n_{\text{cardio}}$  - це кількість кардіоциклів:

for i = 1:n

$$m = d(i):d(i+1)-1;$$

$$\text{slope} = (a(i+1) - a(i)) / (d(i+1) - d(i)); \quad \% \text{ нахил}$$

$$x(m + 1) = a(i) + \text{slope} * (m - d(i));$$

$$\text{slope1} = (p(i+1) - p(i)) / (d(i+1) - d(i)); \quad \% \text{ нахил}$$

$$px(m + 1) = p(i) + \text{slope1} * (m - d(i));$$

end

Виконання цього циклу повторюється  $n_{\text{cardio}}$  разів, що визначається користувачем через відповідне поле програмного інтерфейсу. На рис.3.8 зображено нижнє вікно інтерфейсу, де виводиться загальна кількість кардіоциклів.

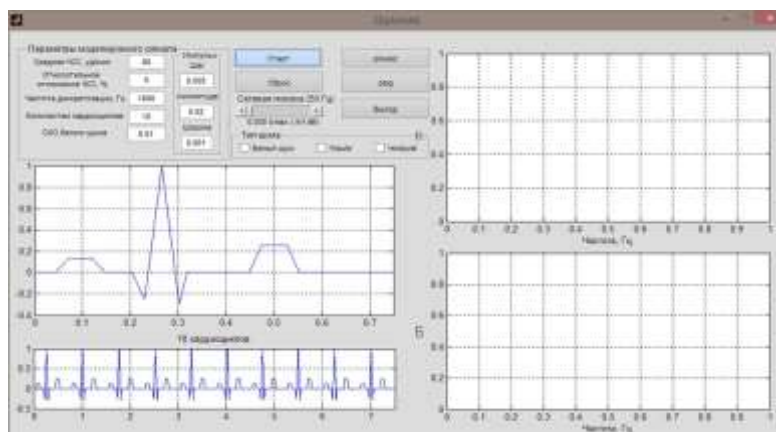


Рисунок 3.8 - Зміна кількості кардіоциклу до 10

Для скидання всіх значень на вихідні дані та очищення вікна, в якому виводиться кардіосигнал, необхідно натискати кнопку "СКИДАННЯ".

```
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
    axes(handles.axes1)
    cla
    axes(handles.axes2)
    cla
```

Кнопка "ВИХІД" означає завершення роботи програми.

```
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
    btn = questdlg('Завершити роботу програми?', 'Вихід з програми', 'Yes', 'No',
'Yes');
    switch btn
        case {'No'} % No action
        case {'Yes'}
            close
    end
```

У даній програмі впроваджена система дослідження запропонованого підходу, оскільки основною метою кваліфікаційної роботи є вивчення можливостей алгоритмів спектрального аналізу при виявленні низькоамплітудних компонент ППП ЕКГ ВРЗ. Програма також дозволяє моделювати три види низькоамплітудних компонент для дослідження методів MUSIC і EV. На рис. 3.9 представлено результат спектрального оцінювання чистого модельного ЕКГ сигналу. Обидва методи добре виділяють Р-зубець, з єдиною відмінністю в 50 дБ між рівнями Р-зубця.

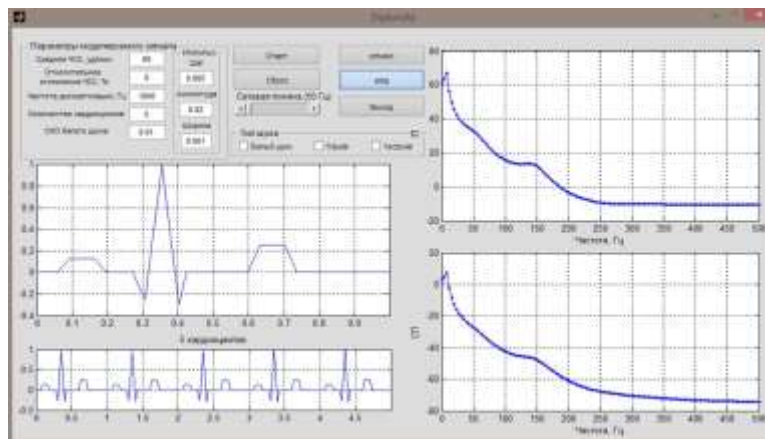


Рисунок 3.9 - Спектральне оцінювання чистого модельного ЕКГ

На рисунку 3.10 представлені можливості обох методів у виявленні адитивної мережевої перешкоди. Обидва методи ефективно виділяють складову з частотою 50 Гц, і рівень сигналу відзначається різницею на рівні 50 дБ, як і раніше.

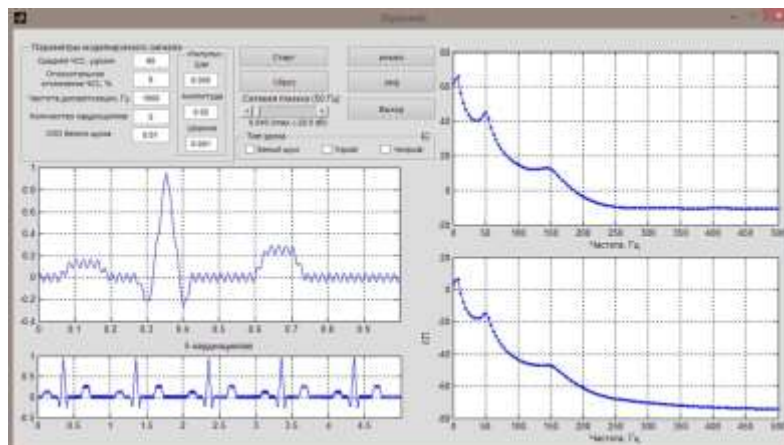


Рисунок 3.10 - Спектральне оцінювання ЕКГ сигналу з мережевою адитивної перешкодою.

На рисунку 3.11 (а, б, в) представлені відображення результатів введення моделі низькоамплітудних компонент передсердь (ППП) ЕКГ ВРЗ у формі трикутних імпульсів та додавання адитивного білого шуму. Також наголошується вплив зростання рівня середньоквадратичного відхилення (СКО) білого шуму на результати спектрального оцінювання. Збільшення СКО призводить до частотного зсуву та зростання амплітуди гармонійних складових вихідного модельного ЕКГ сигналу.

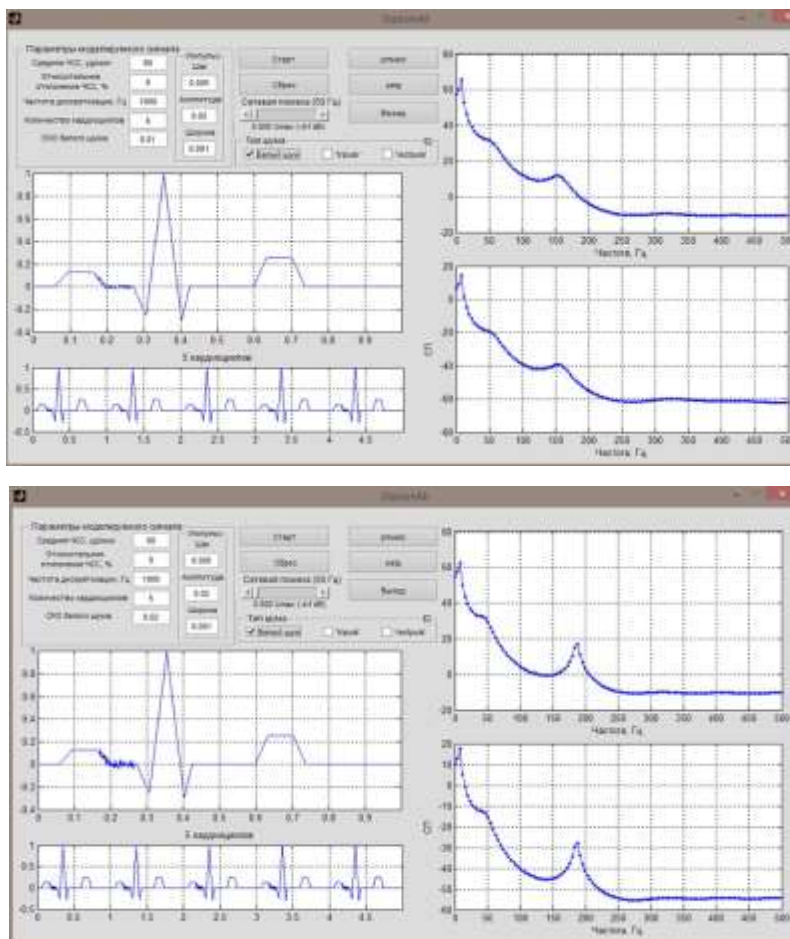


Рисунок 3.11 - Спектральне оцінювання ЕКГ сигналу з наявністю низькоамплітудних компонент ППП ЕКГ ВРЗ і білого шуму

На рисунках 3.12 та 3.14 відображено можливості методів при введенні моделі низькоамплітудних компонент передсердь (ППП) ЕКГ ВРЗ у формі послідовності трикутних і прямокутних імпульсів. В залежності від змін параметрів цих імпульсів, в деяких випадках методи MUSIC і EV показують трошки відмінні результати.

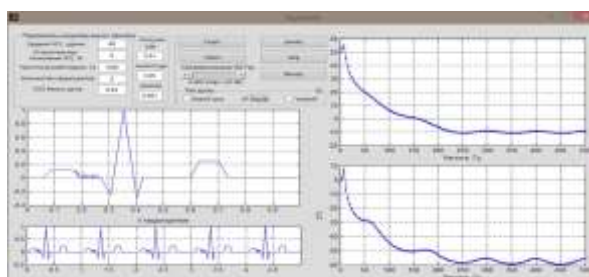


Рисунок 3.12 - Спектральне оцінювання ЕКГ сигналу з наявністю ППП у формі трикутних імпульсів (період проходження імпульсів - 0,01)

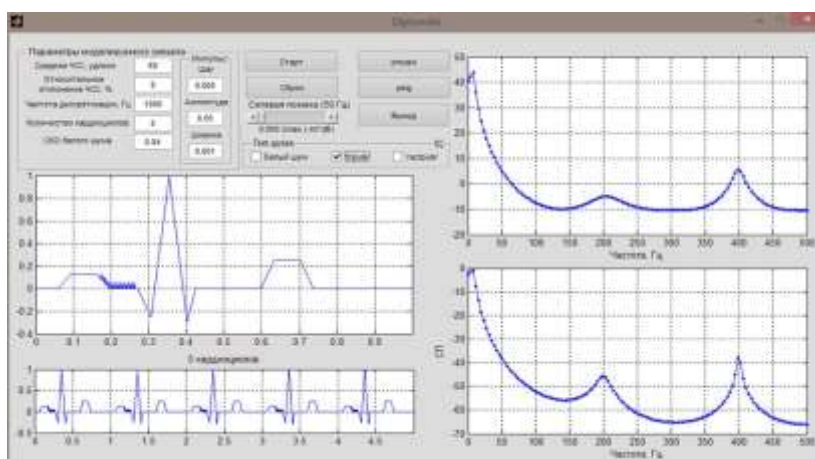
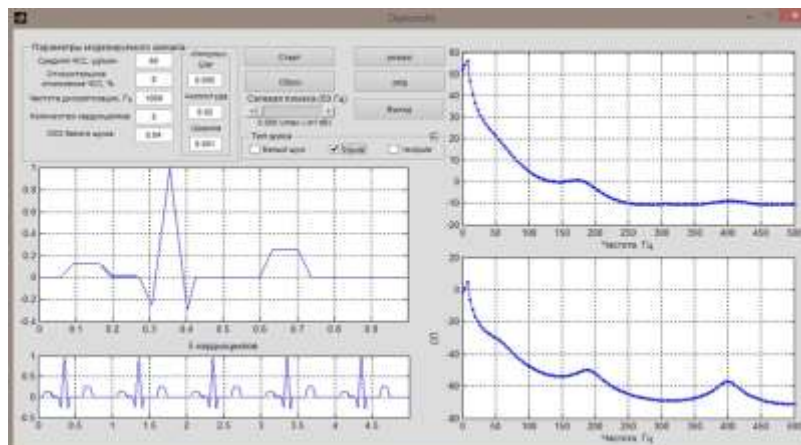


Рисунок 3.13 - Спектральне оцінювання ЕКГ сигналу з наявністю ППІ у формі трикутних імпульсів зі змінним періодом проходження (0,005)

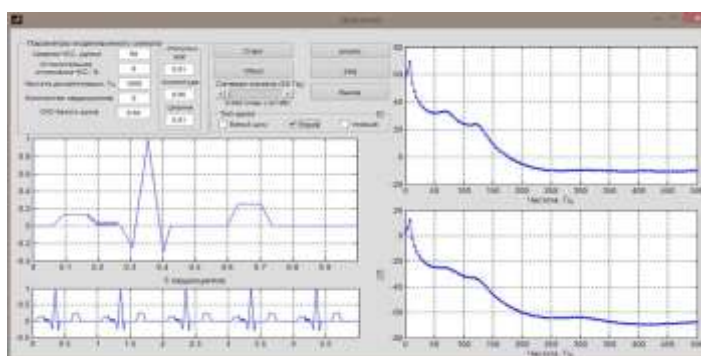
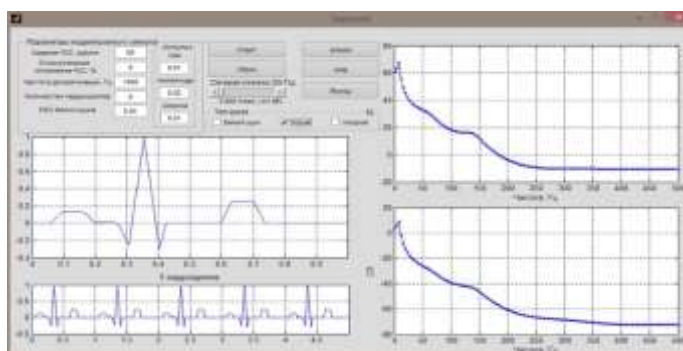


Рисунок 3.14. Спектральне оцінювання ЕКГ сигналу з наявністю ППІ у формі трикутних імпульсів зі зміненою шириною

На рисунку 3.15 представлені результати спектрального аналізу ЕКГ з включенням передсердніх пульсацій у формі білого шуму при наявності адитивної мережевої перешкоди. Обидва методи демонструють вражаючі результати в цьому випадку.

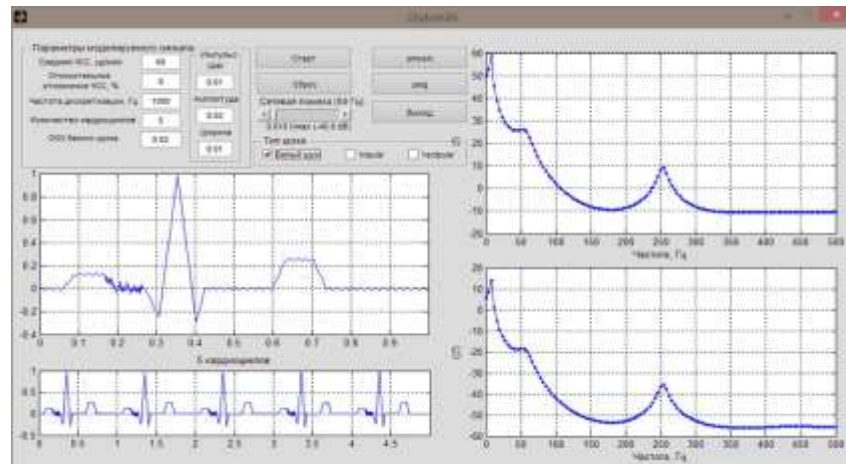


Рисунок 3.15 - Спектральне оцінювання ЕКГ сигналу з наявністю ППП і білого шуму при наявності адитивної мережевої перешкоди

### Висновок до 3 розділу

У висновку до третього розділу була розглянута загальна структура алгоритмічного та інформаційного забезпечення портативного ЕКГ ВРЗ. Ця структура включає декілька основних блоків, а також схему узагальненого алгоритму обробки електрокардіосигналів в системі ЕКГ ВРЗ, де цифровий запис ЕКГ викликається з пам'яті в блок синхронізації. Додатково були розглянуті та проаналізовані інструменти оцінювання низькоамплітудних компонент ЕКГ - методи MUSIC (Multiple Signal Classification) і EV (Eigenvalues). Також був запропонований алгоритм оцінювання частоти пізніх потенціалів передсердь, який має можливість забезпечити високі характеристики розділової здатності та оцінювання частоти при низьких відношеннях сигнал/шум. В результаті розроблена програма дозволяє створювати тестові еталонні сигнали з заданими параметрами, які можуть бути використані для тестування різних методів обробки ЕКГ сигналів ВР.



## 4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» може бути віднесено до фундаментальних і пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

### 4.1 Оцінювання наукового ефекту

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання.

Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 4.1 та 4.2.

Таблиця 4.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи виставлені експертами

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	0	0	0
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (повному або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	52	0	50

Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	0	48	0
Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	0	0	0
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	0	0	0
<b>Середнє значення балів експертів</b>		50,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як нова, тобто отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних знань (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту) та проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів.

Таблиця 4.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	0	0	0
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	62	0	63
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	0	60	0
Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	0	0	0
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	0	0	0
<b>Середнє значення балів експертів</b>	61,7		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [29]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (4.1)$$

де  $k_{нов}$ ,  $k_{теор}$  - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи,  $k_{нов} = 50,0$ ,  $k_{теор} = 61,7$  балів;

0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{нау} = 0,6 \cdot k_{нов} + 0,4 \cdot k_{теор} = 0,6 \cdot 50,0 + 0,4 \cdot 61,67 = 54,67 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника  $E_{нау}$  проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи», даний рівень становить 54,67 балів і відповідає статусу - середній рівень. Тобто у даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

#### 4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

#### 4.2.1 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, копіювальникам, 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 [29]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.2)$$

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,  $T_p=21$  дні.

$$Z_o = 16210,00 \cdot 25 / 21 = 19297,62 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Науковий керівник дослідної роботи	16210,00	771,90	25	19297,62
Інженер-дослідник біомедичної апаратури	15430,00	734,76	12	8817,14
Науковий співробітник	15000,00	714,29	25	17857,14
Консультант (лікар-кардіолог вищої кваліфікації)	15500,00	738,10	5	3690,48
Всього				49662,38

### Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ( $Z_p$ ) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.3)$$

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:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.4)$$

де  $M_M$  – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), приймемо  $M_M=6700,00$  грн;

$K_i$  – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [29];

$K_c$  – 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  $T_p = 21$  дн;

$t_{зм}$  – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 6700,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (21 \cdot 8) = 59,22 \text{ грн.}$$

$$Z_{p1} = 59,22 \cdot 6,00 = 355,34 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – 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
Підготовка робочого місяця інженера-дослідника БМА	6,00	2	1,10	59,22	355,34
Інсталяція програмного забезпечення математичного моделювання	5,00	3	1,35	72,68	363,42
Формування (введення) бази даних результатів дослідження моделі	14,00	3	1,35	72,68	1017,56
Формування програмних блоків автоматизованої системи оцінювання функціонального стану ССС	8,00	4	1,50	80,76	646,07
Компіляція програмних блоків автоматизації процесу оцінювання стану ССС	13,20	5	1,70	91,53	1208,15
Всього					3590,54

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

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

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.5)$$

де  $H_{\text{дод}}$  – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 12%.

$$Z_{\text{дод}} = (49662,38 + 3590,54) \cdot 12 / 100\% = 6390,35 \text{ грн.}$$



#### 4.2.2 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:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{доо}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.6)$$

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

$$Z_n = (49662,38 + 3590,54 + 6390,35) \cdot 22 / 100\% = 13121,52 \text{ грн.}$$

#### 4.2.3 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 «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

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

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.7)$$

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.

$$M_1 = 3,0 \cdot 211,00 \cdot 1,04 - 0 \cdot 0 = 658,32 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – 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 (500) 80% Shick	211,00	3,0	0	0	658,32
Папір для записів А4 (100) 65%, 65 г/м	105,00	3,0	0	0	327,60
Тонер HP (99 black)	5600,00	0,025	0	0	145,60
Диск оптичний CD-R	25,60	3,0	0	0	79,87
Канцелярське приладдя	220,00	3,0	0	0	686,40
Інші матеріали	450,00	1,0	0	0	468,00
Спирт технічний	189,00	0,1	0	0	19,66
Всього					2385,45

#### 4.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі ( $K_6$ ), які використовують при проведенні НДР на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.8)$$

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

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

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

$$K_6 = 1 \cdot 280,00 \cdot 1,1 = 3263,40 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Датчик для ФПГ	1	280,00	3263,40
Електроди для ЕКГ (комплект)	1	1230,00	1353,00
Електроди для реографії	1	560,00	616,00
Комплект інтерфейсів	2	820,00	1804,00
Всього			7036,40

#### 4.2.5 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:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.}i} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

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

$C_{\text{пр.}i}$  – 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.

$$B_{\text{спец}} = 34500,00 \cdot 1 \cdot 1,04 = 35880,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання спеціалізованого обладнання по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Блок фотоплетизмографії	1	34500,00	35880,00
Блок електрокардіографії	1	28800,00	29952,00
Блок реографії	1	25650,00	26676,00
Передавачі сигналу	2	8500,00	17680,00
Приймач сигналу	1	6800,00	7072,00
Всього			117260,00

#### 4.2.6 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:

$$B_{npz} = \sum_{i=1}^k C_{inpz} \cdot C_{npz.i} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

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

$C_{npz.i}$  – 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.

$$B_{npz} = 9830,00 \cdot 1 \cdot 1,01 = 9928,30 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Математичне середовище розробки MatLab 20 Pro	1	9830,00	9928,30
Всього			9928,30

#### 4.2.7 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:

$$A_{обл} = \frac{Ц_б}{T_г} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.11)$$

де  $Ц_б$  – 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;

$T_г$  – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (6550,00 \cdot 2) / (3 \cdot 12) = 363,89 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
ОС Windows	6550,00	3	2	363,89
Прикладний пакет Microsoft Office	6660,00	3	2	370,00
Прикладне програмне забезпечення проектування автоматизованих систем	7990,00	3	2	443,89
Прикладне програмне забезпечення моделювання поведінки систем	8120,00	3	2	451,11
Приміщення лабораторії досліджень	455000,00	25	2	3033,33
Робоче місце інженера-дослідника БМА	8410,00	5	2	280,33
Принтер HP 1600 laserJet	8259,00	5	2	275,30
ЕОМ для формування та дослідження автоматизованих систем	47580,00	3	2	2643,33
Всього				7861,19

## 4.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію ( $B_e$ ) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.12)$$

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  $C_e = 7,50$  грн;

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

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

$$B_e = 0,45 \cdot 55,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 185,63 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Блок фотоплетизмографії; Блок електрокардіографії; Блок реографії; Передавачі сигналу; Приймач сигналу	0,45	55,0	185,63
Робоче місце інженера-дослідника БМА	0,10	220,0	165,00
Принтер HP 1600 laserJet	0,25	2,3	4,31
ЕОМ для формування та дослідження автоматизованих систем	0,36	220,0	594,00
Всього			948,94

#### 4.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» 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» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де  $H_{cv}$  – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo  $H_{cv} = 20\%$ .

$$B_{cv} = (49662,38 + 3590,54) \cdot 20 / 100\% = 10650,58 \text{ грн.}$$

#### 4.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де  $H_{cn}$  – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo  $H_{cn} = 30\%$ .

$$B_{cn} = (49662,38 + 3590,54) \cdot 30 / 100\% = 15975,88 \text{ грн.}$$



#### 4.2.11 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:

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

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

$$I_e = (49662,38 + 3590,54) \cdot 50 / 100\% = 26626,46 \text{ грн.}$$

#### 4.2.12 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:

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

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

$$B_{нзв} = (49662,38 + 3590,54) \cdot 100 / 100\% = 53252,92 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{дод} + Z_n + M + K_g + B_{специ} + B_{прг} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сн} + I_e + B_{нзв}. \quad (4.17)$$

$B_{заг} = 49662,38 + 3590,54 + 6390,35 + 13121,52 + 2385,45 + 7036,40 + 117260,00 + 9928,30 + 7861,19 + 948,94 + 10650,58 + 15975,88 + 26626,46 + 53252,92 = 324690,91$  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  $\eta$  - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo  $\eta=0,9$ .

$$ЗВ = 324690,91 / 0,9 = 360767,68 \text{ грн.}$$

#### 4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер.

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник  $K_p$  рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t}, \quad (4.19)$$

де  $I$  – коефіцієнт важливості роботи. Приймемо  $I=4$ ;

$n$  – коефіцієнт використання результатів роботи;  $n=0$ , коли результати роботи не будуть використовуватись;  $n=1$ , коли результати роботи будуть

використовуватись частково;  $n = 2$ , коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках;  $n = 3$ , коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo  $n = 2$ ;

$T_C$  – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo  $T_C = 3$ ;

$R$  – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то  $R = 4$ ; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то  $R = 3$ ; якщо нижче відомих результатів, то  $R = 1$ . Прийmemo  $R = 3$ ;

$B$  – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo  $B = 360767,68$  грн;

$t$  – час проведення дослідження. Прийmemo  $t = 0,17$  років, (2 міс.).

Визначення показників  $I$ ,  $n$ ,  $T_C$ ,  $R$ ,  $B$ ,  $t$  здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів [29].

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t} = \frac{4^2 \cdot 3 \cdot 3}{360,8 \cdot 0,17} = 2,39.$$

Якщо  $K_p > 1$ , то науково-дослідну роботу на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

#### 4.4 Висновок до розділу 4

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» складають 360767,68 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» є середній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи  $K_p > 1$ , що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

## 5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Виробнича діяльність може бути джерелом негативних впливів на життя та здоров'я її учасників, що призводять до травматизму, захворювань, повної втрати працездатності тощо. Абсолютної безпеки трудової діяльності, тобто стану, в якому виключені всі небезпеки для працівників, просто не існує. Саме тому роботодавцям важливо усвідомити необхідність забезпечення безпеки праці, а без належного методичного інструментарію, реалізація практичних засобів захисту учасників трудового колективу від різного роду небезпек та загроз, не видається можливою. Дослідження на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» проводилося із використанням ПК та певного програмного забезпечення. На дослідника, згідно Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу», мають вплив такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

- фізичні: підвищена запиленість і загазованість повітря робочої зони; підвищена та знижена температура повітря робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; підвищена та знижена вологість повітря; підвищена та знижена рухливість повітря; підвищена та знижена іонізація повітря; підвищене значення напруги в електричному ланцюзі, замикання якого може відбутися через тіло людини; підвищений рівень статичної електрики; нестача природного світла; недостатня освітленість робочої зони; підвищена яскравість світла; знижена контрастність;

- хімічні: токсичні (озон, вуглекислий газ);

- психофізіологічні: фізичні перевантаження (статичні); нервово-психічні перевантаження (розумові перенапруження; перенапруження аналізаторів; емоційні перевантаження).

На підставі виокремлених факторів, розробляємо технічні рішення щодо безпечного виконання дослідження, а також технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії.

## 5.1 Технічні рішення з безпечного виконання дослідження

### 5.1.1 Вимоги безпеки під час роботи з екранними пристроями

Екранні пристрої – це електронні засоби, які відтворюють будь-яку графічну або алфавітно-цифрову інформацію (рідкокристалічні, плазмові, проєкційні, органічні світлодіодні монітори й інші новітні розробки у сфері інформаційних технологій). Під час роботи з екранними пристроями на працівників впливають чинники важкості й напруженості трудового процесу, фізичні, хімічні та біологічні чинники. Ризики від впливу основних видів небезпеки необхідно усунути або мінімізувати. Для цього вживають запобіжних заходів, щоб запобігти прогнозованим ризикам і забезпечити безпеку під час експлуатації екранних пристроїв. Відтак, організація робочого місця користувача ПК має відповідати ергономічним вимогам ДСТУ 8604:2015, НПАОП 0.00-7.15-18, характеру та особливостям трудової діяльності.

Відповідно до вимог ст. 5 Закону України «Про охорону праці» працівників потрібно під розписку поінформувати про умови праці та наявність на їх робочих місцях небезпечних та шкідливих виробничих факторів (фізичних, хімічних, біологічних, психофізіологічних), які виникають під час роботи з екранними пристроями та ще не усунуто, а також про можливі наслідки їх впливу на здоров'я працівників. Також роботодавець повинен забезпечити навчання і перевірку знань працівників з питань охорони праці та безпечного використання екранних пристроїв до початку роботи з ними. Такий обов'язок передбачений і у випадках модифікації та організації роботи обладнання. Під час облаштування робочого місця працівника з екранними пристроями необхідно обирати таке устаткування, яке не створює зайвого шуму та не виділяє надлишкового тепла.

Робочі місця працівників, які працюють з екранними пристроями, мають відповідати ергономічним, антропологічним, психофізіологічним вимогам, а також характеру виконуваних робіт. Вони повинні бути спроектовані так і мати такі розміри, щоб працівники мали простір для зміни робочого положення і рухів.

Робочі місця працівників з екранними пристроями не повинні обмежувати

рухів персоналу. Робочий стіл або робоча поверхня повинні бути достатнього розміру та мати поверхню з низькою відбивною здатністю, допускати гнучкість під час розміщення екрана, клавіатури, документів і відповідного устаткування. Робоче крісло має бути стійким і дозволяти працівнику легко рухатися та займати зручне положення. Сидіння має регулюватися по висоті, спинка сидіння – як по висоті, так і по нахилу. Слід передбачати підніжку для тих, кому це необхідно для зручності.

Щоб не зашкодити здоров'ю і життю працівників, на підприємстві мають дотримуватися таких правил:

- не обслуговувати, ремонтувати, налагоджувати екранні пристрої безпосередньо на робочому місці працівника під час роботи з ними;
- не вимикати захисні пристрої, не змінювати самочинно конструкцію та склад екранних пристроїв або їх технічне налагодження;
- не працювати з екранними пристроями, у яких під час роботи виникають нехарактерні сигнали, нестабільне зображення на екрані й інші несправності.

У приміщеннях, де працюють з комп'ютерами, важливо підтримувати чистоту. Для цього щодня необхідно проводити вологе прибирання, щоб видалити пил і бруд, які можуть накопичуватися на меблях, обладнанні та підлозі. Це допоможе запобігти поширенню інфекцій та алергенів, а також підвищити комфорт і продуктивність праці.

### 5.1.2 Електробезпека

Дотримання правил електробезпеки належить до щоденних обов'язків персоналу виробничого приміщення. У досліджуваному приміщенні змонтована трифазна чотирипровідна мережа із заземленою нейтраллю напругою 380/220 В. Відповідно з НПАОП 40.1-1.32-01 умови праці за ступенем небезпеки ураження працівників електричним струмом є умовами без підвищеної небезпеки, оскільки відсутні фактори підвищеної небезпеки ураження електричним струмом.

Основними факторами небезпеки в приміщеннях з екранними пристроями:

- 1) Експлуатація несправного обладнання, що може призвести до короткого

замикання, загоряння або ураження електричним струмом.

2) Неправильна експлуатація використання обладнання. Зокрема, підключення до мережі несправного обладнання, використання пошкоджених проводів або розеток, може призвести до електротравми.

3) Недбалість працівників, наприклад, залишення включеного обладнання без нагляду, може призвести до пожежі або електротравми.

Порядок використання екранних пристроїв в процесі проведення дослідження визначається настановою з експлуатування її заводу-виробника. Допуск працівників до роботи здійснюється шляхом проведення навчання, до програми якого мають бути включені питання безпеки під час експлуатації комп'ютерної техніки як електротехнічного пристрою.

Основні заходи щодо забезпечення електробезпеки в досліджуваному приміщенні:

1) Електроустаткування повинно бути розраховано на відповідну потужність і навантаження. Монтаж електроустаткування має проводитися кваліфікованими фахівцями. Під час монтажу та експлуатації ліній електромережі необхідно повністю унеможливити виникнення електричного джерела загоряння внаслідок короткого замикання та перевантаження проводів, обмежувати застосування провідників з легкозаймистою ізоляцією і, за можливості, перейти на негорючу ізоляцію.

2) Регулярний огляд та ремонт електроустаткування.

3) Навчання працівників з питань електробезпеки. Розробляти окрему інструкцію з охорони праці під час використання на виробництві комп'ютерної техніки недоцільно, достатньо розробити загальну інструкцію з електробезпеки, яка враховує специфіку експлуатації цього обладнання.

Для нейтралізації зарядів статичної електрики в приміщенні, де виконується робота на комп'ютерах, в тому числі на лазерних та світлодіодних принтерах, рекомендується збільшувати вологість повітря за допомогою кімнатних зволожувачів. Не рекомендується носити одяг з синтетичних матеріалів.

## 5.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

### 5.2.1 Мікроклімат

Під час трудової діяльності працівник перебуває у тепловій взаємодії з виробничим середовищем. За належних мікрокліматичних умов в організмі людини за допомогою терморегуляції підтримується постійна температура тіла. Мікрокліматичні умови виробничого середовища вагомо впливають на стан організму робітника, його працездатності протягом зміни та робочого дня.,

Мікроклімат виробничих приміщень нормується в залежності від теплових характеристик виробничого приміщення, категорії робіт по важкості і періоду року. Робота дослідника відноситься до категорії Ia. Допустимі параметри мікроклімату для категорії Ia наведені в табл.2.1.

Таблиця 2.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

Для забезпечення допустимих умов праці під час виконання поставленого завдання передбачені наступні заходи:

- централізована система опалення, що сприяє підтримці оптимальних температурних показників;
- регулярне вологе прибирання, в процесі якого видаляється пил, що сприяє зменшенню концентрації шкідливих речовин у повітрі.
- провітрювання через вікна та двері.

### 5.2.2. Склад повітря робочої зони

У складі атмосферного повітря міститься 78% азоту, 21% кисню, 0,03% вуглекислого газу та інертні гази. Концентрація кисню менш ніж 9% призводить



до кисневого голодування тканин організму людини; перевищення вмісту азоту в повітрі більш ніж 83% - провокує задуху. Допустимий показник вуглекислого газу в приміщенні 0,1...0,2%, на робочих місцях – до 0,5%. Ступінь отруєння залежить від токсичності речовин, їх кількості, часу дії, шляху, яким вони потрапили в організм, метеорологічних умов, індивідуальних особливостей організму тощо. Важливим також є показник йонного складу, що поділяються на негативні та позитивні йони, які бувають – легкими, середніми та важкими. Важкі йони утворюються по причині осадження легких йонів на поверхності: пилу, краплин.

Допустимі граничні концентрації шкідливих речовин у досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м <sup>3</sup>		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Пил нетоксичний	10	4	4
Озон	0,16	0,03	1
Вуглекислий газ	3	1	4

Забезпечення складу повітря робочої зони здійснюється за допомогою системи кондиціонування та вологого прибирання. За наявності великих концентрацій озону або інших шкідливих речовин можуть бути передбачені додаткові заходи для забезпечення здорового та безпечного робочого середовища.

### 5.2.3 Виробниче освітлення

Важливим є вимоги до освітлення приміщення, адже тривала робота за комп'ютером та з документами в процесі проведення дослідження при недостатньому рівні освітленості призводить до значного перенапруження зору. Природне освітлення повинно забезпечувати коефіцієнт природної освітленості не нижче 1,5%. Регулювання рівня освітленості природним світлом рекомендовано застосовувати жалюзі. Робоче місце, обладнане персональним

комп'ютером – має бути розташовано так, щоб уникнути попадання прямого сонячного світла в очі.

Відповідно до ДБН В.2.5-28:2018 система природного освітлення в досліджуваному приміщенні відноситься до бокової. Характеристика зорових робіт – високої точності. Нормовані значення штучного, природного та суміщеного освітлення наведені в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 – Вимоги до освітлення приміщень виробничих підприємств

Харак-ка зорової роботи	Найменшій або еквівалентний розмір об'єкта розрізнення, мм	Розряд зорової роботи	Під-розряд зорової роботи	Контраст об'єкта з фоном	Характеристика фону	Штучне при системі комбінованого освітлення		Природне Ен пр	Сумісне Е сум
						всього	у т. ч. від загального		
Високої точності	Від 0,3 до 0,5 включно	III	в	малий середній великий	світлий середній темний	600	200	-	3,0

Для забезпечення достатнього освітлення здійснюють систематичне очищення скла та світильників від пилу (не рідше двох разів на рік), використовують жалюзі. В разі нестачі природного освітлення, використовують загальне штучне освітленням, що створюється за допомогою світлодіодних ламп. Важливо підтримувати чистоту підвіконня, щоб на нього не потрапляли пил та бруд.

#### 5.2.4 Виробничий шум

Критеріями оцінки постійних шумів є рівні звукового тиску в октавних смугах з середньгеометричними значеннями частот 31,5, 63, 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Гц. Для орієнтовної оцінки допускається використовувати рівень звуку, дБА. Критеріями оцінки непостійних шумів є еквівалентні (за енергією)

рівні звуку, дБА та максимальні рівні звуку, дБА. Рівні звукового тиску в октавних смугах частот, рівні звуку та еквівалентні рівні звуку на робочих місцях, обладнаних ПК, мають відповідати вимогам наведеним в таблиці 2.4 (відповідно до ДСН 3.3.6.037-99).

Таблиця 2.4 – Допустимі рівні звуку, еквівалентні рівні звуку і рівні звукового тиску в октавних смугах частот

Вид трудової діяльності, робочі місця	Рівні звукового тиску в дБ в октавних смугах із середньо геометричними частотами, Гц								
	31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000
Оператори з обробки інформації	96	83	74	68	63	60	57	55	54

Рівень шуму в досліджуваному приміщенні відповідає нормованому значенні. Однак, раціональним рішенням буде установка пластикових вікон, для зменшення рівня шуму, джерело якого може бути ззовні.

#### 5.2.5. Електромагнітні випромінювання

Ступінь впливу ЕМП на організм людини залежить від діапазону частот, інтенсивності та характеру випромінювання (неперервного чи модульованого), режиму опромінювання, розміру поверхні тіла, що зазнає опромінювання, індивідуальних особливостей організму. Тривалий та інтенсивний вплив ЕМП призводить, в першу чергу, до функціональних змін в серцево- судинній і центральній нервовій системах. Внаслідок переходу електромагнітної енергії в теплову при дії ЕМП спостерігається підвищення температури тіла та селективне нагрівання органів і тканин організму. Таке нагрівання особливо небезпечне для органів із слабкою терморегуляцією (головний мозок, очі, нирки, шлунок тощо).

Показники напруженості електростатичного поля на робочих місцях, у зоні екрану монітора, на поверхнях обладнання, клавіатури та друкувального пристрою не повинні перевищувати гранично допустимі встановлені норми.

Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань на робочому місці дослідника наведені в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 – Допустимі значення параметрів неіонізуючого електромагнітного випромінювання

Найменування параметра	Допустимі
Напруженість електричної складової електромагнітного поля на відстані 50см від поверхні відеомонітора	10В/м
Напруженість магнітної складової електромагнітного поля на відстані 50см від поверхні відеомонітора	0,3А/м
Напруженість електростатичного поля не повинна перевищувати:	20кВ/м
для дорослих користувачів	
для дітей дошкільних установ і що вчатьс	15кВ/м
середніх спеціальних і вищих учбових закладів	

Для зменшення впливу електромагнітного випромінювання на дослідника слід дотримуватися раціонального режиму роботи та відпочинку.

### 5.2.6 Психофізіологічні фактори

Оцінка психофізіологічних факторів під час виконання дослідження на тему «Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи» здійснюється відповідно до Гігієнічної класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

Загальні енергозатрати організму: до 174 Вт.

Стереотипні робочі рухи (кількість за зміну): до 40 000.

Робоча поза: вільна зручна поза, можливість зміни пози («сидячи – стоячи») за бажанням працівника; перебування в позі «стоячи» до 40% часу зміни.

Нахили тулуба (вимушені, більше 30°), кількість за зміну: до 50 раз.

Класи умов праці за показниками напруженості праці:

Інтелектуальні навантаження:

– зміст роботи – творча діяльність, що вимагає вирішення складних завдань за відсутності алгоритму;

– сприймання інформації та їх оцінка – сприймання сигналів з наступним порівнянням фактичних значень параметрів з їх номінальними значеннями. Заключна оцінка фактичних значень параметрів;

– розподіл функцій за ступенем складності завдання – обробка, виконання завдання та його перевірка.

Сенсорні навантаження:

– зосередження (% за зміну) – до 5-75%;

– щільність сигналів (звукові за 1 год) – до 150;

– навантаження на слуховий аналізатор (%) – розбірливість слів та сигналів від 50 до 80 %;

– спостереження за екранами відеотерміналів (годин на зміну) – 4-6 год.

– навантаження на голосовий апарат (протягом тижня) – від 16 до 20.

Емоційне навантаження:

ступінь відповідальності за результат своєї діяльності – є відповідальним за функціональну якість основної роботи; Ступінь ризику для власного життя – вірогідний;

Режим праці:

– тривалість робочого дня – 8 год;

– змінність роботи – однозмінна (без нічної зміни).

За зазначеними показниками важкості та напруженості праці, робота, яка виконується належить до допустимого класу умов праці (напруженість праці середнього ступеня).

### 5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

#### 5.3.1. Вплив іонізуючого випромінювання на організм людини.

В процесі життєдіяльності людина постійно зазнає впливу іонізуючого випромінювання від природних джерел (космічне випромінювання, концентрація

радону-222 у повітрі приміщень, природні радіонукліди у будівельних матеріалах і продуктах харчування) та за певних умов може попадати під вплив іонізуючого випромінювання від штучних джерел (медичне опромінювання, умови праці пов'язані з ДІВ, радіаційні аварії тощо). Механізм процесів, що виникають у людини під дією іонізуючих випромінювань, надзвичайно складний. Основне значення у них мають продукти, які утворюються внаслідок опромінення і які є хімічно високоактивними. Вони руйнують структуру клітин, тканин та органів і, таким чином, негативно впливають на біохімічні процеси і генетику клітин.

Біологічна дія зростає зі збільшенням дози опромінення, її потужності, тривалості дії і розміру поверхні, яка зазнає опромінення. Клітини, тканини і органи мають різноманітну чутливість (радіочутливість). В порядку спадання радіочутливості тканини і органи поділяють на 3 групи: 1-ша – усе тіло, статеві залози і червоний кістковий мозок; 2-га – м'язи, щитовидна залоза, жирова тканина, печінка, нирки, селезінка, шлунково-кишковий тракт, легені, кришталік ока або інші органи, які не входять у 1-шу і 3-тю групи; 3-тя група – шкіра, кістки, кисті рук, передпліччя, гомілки і стопи.

Серйозною небезпекою для здоров'я є віддалені наслідки, які розвиваються у двох випадках:

- 1) після перенесеної гострої або хронічної променевої хвороби;
- 2) внаслідок тривалої дії (інколи протягом десятків років) незначних доз радіації, що перевищують рівень природного фону. Вірогідність віддалених наслідків зростає зі збільшенням добової та річної дози опромінення і залежить від кількості опромінених осіб.

### 5.3.2. Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту приміщення цокольного поверху

Коефіцієнт протирадіаційного захисту приміщення, в якому перебуватимуться люди розраховуватимемо за формулою

$$K_3 = \frac{0,77 \times K_1 \times K_{CT} \times K_{II}}{K_M \times (1 - K_{III}) \times [(K_0 \times K_{CT} + 1) \times (K_{II} + 1)]}$$

Для розрахунку використаємо такі дані:

1. Стіни залізобетонні (50 см), маса 1м<sup>2</sup>- 800 кг;
2. Стіни залізобетонні (40 см), маса 1м<sup>2</sup>- 640 кг;
3. Перегородки цегляні (30 см), маса 1м<sup>2</sup>- 450 кг;
4. Маса 1 м<sup>2</sup> міжповерхового перекриття - 690 кг/м<sup>2</sup>.
5. Площа віконних прорізів: ВК-11 – 0,54 м<sup>2</sup>; ВК-12 – 0,36 м<sup>2</sup>;
6. Площа дверних прорізів: ДН-3 – 2,2 м<sup>2</sup>; Д-4 – 1,7 м<sup>2</sup>;
7. Висота підвіконників – 1,2 м;
8. Площа підлоги для розрахунку приміщення – 42 м<sup>2</sup>;
9. Висота приміщення – 2,5 м;
10. Ширина зараженої ділянки, що примикає до приміщення – 7,8 м;
11. Плоскі кути:

Кут  $\alpha_1 = 52^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (50 см) площею 15,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 0,54 м<sup>2</sup>;
- стіна залізобетонна (50 см) площею 15,5 м<sup>2</sup>.

Кут  $\alpha_2 = 128^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (50 см) площею 19,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 0,36 м<sup>2</sup>;
- стіна цегляна (30 см) площею 19,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 1,7 м<sup>2</sup>;
- стіна залізобетонна (40 см) площею 19,5 м<sup>2</sup>.

Кут  $\alpha_3 = 52^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (50 см) площею 15,5 м<sup>2</sup>;
- стіна цегляна (30 см) площею 15,5 м<sup>2</sup>.

Кут  $\alpha_4 = 128^\circ$ . Проти кута розташовані:

- стіна залізобетонна (50 см) площею 19,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 0,36 м<sup>2</sup>.

Розв'язання

1. Визначаємо приведені маси стін і перегородок, розташованих проти плоских кутів.

Кут  $\alpha_1 = 52^\circ$ .

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 15,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 0,54 м<sup>2</sup>

$$\alpha_{ст} = \frac{0,54}{15,5} = 0,035, G_{пр} = 800 \times (1 - 0,035) = 772 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 15,5 м<sup>2</sup>

$$G_{\text{пр}} = 800 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін і перегородок плоского кута  $\alpha_1$

$$G_{\Sigma}^1 = 772 + 800 = 1572 \text{ (кг)}.$$

Кут  $\alpha_2 = 128^\circ$ .

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 19,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 0,36 м<sup>2</sup>

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{0,36}{19,5} = 0,02, G_{\text{пр}} = 800(1 - 0,02) = 784 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни цегляної (30 см) площею 19,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 1,7 м<sup>2</sup>

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{1,7}{19,5} = 0,09, G_{\text{пр}} = 450(1 - 0,09) = 410 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (40 см) площею 19,5 м<sup>2</sup>

$$G_{\text{пр}} = 640 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін плоского кута  $\alpha_2$

$$G_{\Sigma}^2 = 784 + 410 + 640 = 1465 \text{ (кг)}.$$

Кут  $\alpha_3 = 52^\circ$ .

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 15,5 м<sup>2</sup>

$$G_{\text{пр}} = 800 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни цегляної (30 см) площею 15,5 м<sup>2</sup>

$$G_{\text{пр}} = 450 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін плоского кута  $\alpha_3$

$$G_{\Sigma}^3 = 800 + 450 = 1250 \text{ (кг)}.$$

Кут  $\alpha_4 = 128^\circ$ .

Маса 1 м<sup>2</sup> стіни залізобетонної (50 см) площею 19,5 м<sup>2</sup> з прорізом площею 0,36 м<sup>2</sup>

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{0,36}{19,5} = 0,02, G_{\text{пр}} = 800(1 - 0,02) = 784 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса 1 м<sup>2</sup> стін плоского кута  $\alpha_4$

$$G_{\Sigma}^4 = 784 \text{ (кг)}.$$

Сумарні маси 1 м<sup>2</sup> стін і перегородок проти плоских кутів приміщення

$$G_{\Sigma}^1 = 1572 \text{ (кг)}; G_{\Sigma}^2 = 1465 \text{ (кг)};$$



$$G_{\Sigma}^3 = 1250 \text{ (кг)}; G_{\Sigma}^4 = 784 \text{ (кг)}.$$

Сумарна маса стін і перегородок проти першого, другого і третього внутрішніх кутів приміщення більше  $1000 \text{ кг/м}^2$ , тому коефіцієнт  $K_1$ , що враховує долю радіації після послаблення зовнішніми і внутрішніми стінами складе

$$K_1 = \frac{360}{36 + \sum \alpha_i} = \frac{360}{36 + 128} = 2,2.$$

За мінімальною сумарною масою стін  $G_{\text{сер}} = 784 \text{ кг/м}^2$  визначаємо коефіцієнт  $K_{\text{СТ}} = 226$ .

За шириною будівлі визначаємо коефіцієнт, який враховує долю розсіювання випромінювання  $K_{\text{Ш}} = 0,47$  (висота приміщення складає  $2,5 \text{ м}$ ).

Коефіцієнт  $K_0$ , що враховує зниження поглинальної здатності зовнішніх стін за рахунок наявності в них віконних і дверних прорізів та проникнення в приміщення вторинного випромінювання, з врахуванням висоти від підлоги до вікон  $1,2 \text{ м}$  розрахуємо

$$K_0 = 0,8 \frac{S_0}{S_{\text{П}}} = 0,8 \frac{0,36}{42} = 0,007,$$

де  $S_0 = 0,36 \text{ м}^2$  – загальна площа віконних перерізів приміщення, що виходять на вулицю;  $S_{\text{П}} = 42 \text{ м}^2$  – площа підлоги приміщення.

Коефіцієнт, що враховує зниження дози радіації в будинку, розташованому районі забудови, від екранувальної дії сусідніх споруд  $K_{\text{М}} = 0,55$  [49].

Коефіцієнт, що враховує кратність послаблення радіації перекриттям підвалу  $K_{\text{П}} = 800$  [49].

Тоді

$$\begin{aligned} K_3 &= \frac{0,77 \times K_1 \times K_{\text{СТ}} \times K_{\text{П}}}{K_{\text{М}} \times (1 - K_{\text{Ш}}) \times [(K_0 \times K_{\text{СТ}} + 1) \times (K_{\text{П}} + 1)]} = \\ &= \frac{0,77 \times 2,2 \times 226 \times 800}{0,55 \times (1 - 0,47) \times [(0,007 \times 226 + 1) \times (800 + 1)]} = 1109 \end{aligned}$$

Проведені для приміщення цокольного поверху розрахунки показали, що коефіцієнт протирадіаційного захисту цього приміщення складає  $1109$ , тому дане приміщення можна використати як протирадіаційне укриття для чого необхідно забезпечити можливість герметизації приміщення та встановити фільтровентиляційну систему.

## ВИСНОВКИ

Згідно з глобальною статистикою, аритмія передсердь високих градацій (тахіаритмія) в пацієнтів, які перевищують 60 років, виявляється в 10-17% випадків. Таким чином, виникає необхідність у створенні модуля ЕКГ ВРЗ для підвищення ефективності діагностики передсердних аритмій, що характеризуються високою поширеністю і можуть викликати серйозні тромбоемболічні ускладнення. Проблема покищо вирішується лише частково через технічні та інформаційно-алгоритмічні обмеження кардіологічних систем для ранньої діагностики серцевих тахіаритмій.

У даній кваліфікаційній роботі вивчено причини виникнення порушень ритму серця та основні аспекти побудови та принцип дії сучасних електрокардіографів і систем ЕКГ ВРЗ. Також розглянуті існуючі алгоритми оцінювання низькоамплітудних компонент ЕКГ сигналу, і розроблено методику виявлення цих компонент на основі спектрального оцінювання. Спектральне оцінювання електрокардіосигналу виконано за допомогою методів MUSIC (Multiple Signal Classification) і EV (Eigenvectors). Впроваджений алгоритм спектрального оцінювання низькоамплітудних компонент ЕКГ сигналу реалізовано у вигляді програмного комплексу в середовищі MATLAB.

Розроблений програмний комплекс дозволяє створювати тестові сигнали з заданими параметрами, включаючи додавання низькоамплітудних компонент у зоні передперіодичної повторюваності. Використання методів MUSIC і EV дозволяє достовірно виявляти низькоамплітудні компоненти ЕКГ сигналу. Цей програмний комплекс може бути використаний для підвищення достовірності діагнозу та покращення лікувального процесу у відповідних медичних центрах.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Електрокардіографія. Функціональні ЕКГ проби. Добове моніторування артеріального тиску. Холтеровське моніторування ЕКГ. Аналіз варіабельності серцевого ритму (BCP). / В. А. Візір, І. Б. Приходько, О. В. Деміденко [та ін.]. – Запоріжжя, 2014. – 116 с..
2. Кардіопортал. Нормальна ЕКГ в стандартних відведеннях. - Режим доступу до ресурсу : <http://www.cardioportal.ru/kardiologiya/3.html>.
3. Отримання та обробка біосигналів/ Р. О. Коломієць, Т. М.Нікітчук, Д. С. Морозов - – СПб, 2017. - 232 с.
4. База знань з біології людини. - Режим доступу к ресурсу:<http://humbio.ru/humbio/har3>.
5. Tom Meany. AD7732/AD7734/AD7738/AD7739 in low power applications. Application Note, AN-664.//Analog Devices Inc.,[www.analog.com](http://www.analog.com).
6. Інтернет ресурс: <http://www.heart-disease.ru/diseases/arrhythmia/>
7. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали.Генезис, обробка, моніторинг. — К.: Нора-принт, 2003. — 426 с.
8. Blaszyk K, Kulakowski P, Poloniecki J, Odemuyiwa O, Camm AJ, Malik M. Spectral temporal mapping versus time domain analysis of the signal averaged electrocardiogram: reproducibility of results. Eur Heart J 1992;13(Abstract suppl.):646.
9. Klein M, Evans SJL, Blumberg S, Cataldo L, Bodenheimer MM. Use of P-wave triggered, P-wave signal-averaged electrocardiogram to predict atrial fibrillation after coronary artery bypass surgery. Am Heart J 1995;129:895-901.
10. Simson MB. Use of signal in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. Circulation 1981;64:235-42
11. Zimmermann M, Adamec R, Simonin P, Richer J. Beat-to-beat detection of ventricular late potentials with high-resolution electrocardiography. Am J Cardiol 1991;121:576-85.
12. Haberl R, Jilge G, Pultar R, Steinbeck G. Comparison of frequency and time domain analysis of the signal averaged electrocardiogram in patients with ventricular tachycardia and coronary artery disease: methodologic validation and clinical relevance. JACC 1988;12:150-8.
13. Cain ME,

Ambos HD, Witkowski FX, Sobel BN. FFTA of signal-averaged electrocardiograms for identification of patients prone to sustained ventricular tachycardia. *Circulation* 1984;69(4):711-20.

14. Lindsay BD, Ambos BS, Scherchtman KB, Cain M.E. Improved selection of patients for programmed ventricular stimulation by frequency analysis of signal-averaged electrocardiograms. *Circulation* 1986;73:675-83.

15. Kelen GI, Henkin R, Fontaine JM, El-Sherif N. Effects of analysed signal duration and phase on the results of FFTA of the surface electrocardiogram in subjects with and without late potentials. *Am J Cardiol* 1987;60:1282-9.

16. Worley SJ, Mark DB, Smith WM. Comparison of time domain and frequency domain variables from the signal-averaged electrocardiograms: a multivariable analysis. *JACC* 1988;11:1041-51.

17. Mashac I, Weiss A, Winters SL, Barecca P, Gomes AA. Comparative study of frequency domain and time domain analysis of the signal-averaged electrocardiograms in patients with ventricular tachycardia. *JACC* 1988.

18. Buckingham TA, Greenwalt T, Lingle A, et al. In anterior myocardial infarction, frequency domain is better than time-domain analysis of the signal-averaged ECG for identifying patients at risk for sustained ventricular tachycardia. *PACE* 1992;15(11, Pt. 1):1681-7.

19. Simson MB, Unterriver WI, Spielman SR, et al. Relation between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia. *Am J Cardiol* 1983;51:105-12

20. Josephson ME, Horowitz LN, Farshidi A. Continuous local electrical activity: A mechanism of recurrent ventricular tachycardia. *Circulation* 1978;57:659-65.

21. Breithardt G, Borggrefe M, Karbenn U. Clinical significance and limitations of ventricular late potentials. In: Lethal arrhythmias resulting from myocardial ischemia and infarction. Eds. MR Rosen, I Palti. Boston, 1989:254-6.

22. Simson MB, Kindwall E, Buxton AE, et al. Signal-averaging of the ECG in the management of patients with ventricular tachycardia: Prediction of antiarrhythmic drug efficacy. In: Brugada P, Wellen HHJ. *Cardiac Arrhythmias: where to go from here?* Mount Kisco, NY, Futura, 1987:299-310.

23. Prilutski D. A., Kurekov S. F. and Selishchev S. V. Sigma-Delta Analogue-to-Digital Converters for ECG acquisition systems. // Proceeding of XXV-th International Conference on Electro cardiology.- Budapest, 3-6 June, 1998.
24. Sigma-Delta ADCs and DACs. Application Note, AN-283.//Analog Devices Inc., [www.analog.com](http://www.analog.com).
25. AD7738: 8-channel, high throughput, 24-bit Sigma-Delta A/D Converter Datasheet. Revision 0, 11/02, Analog Devices Inc.
26. Mary McCarthy. Peak-to-Peak resolution versus Effective resolution. Application Note, AN-615.//Analog Devices Inc., [www.analog.com](http://www.analog.com).
27. Безпека життєдіяльності, основи охорони праці: навч. посіб. /О.П. Яворовський, В.М. Шевцова, В.І. Зенкіна та ін.; за заг. ред О.П.Яворовського. – К.: ВСВ —Медицина, 2015. – 288 с.
28. Охорона праці в медичній галузі : навч.-метод. посіб. / О.П.Яворовський, М.І. Веремей, В.І. Зенкіна та ін. – К. : ВСВ —Медицина, 2015. – 208 с.
29. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

ПРОТОКОЛ  
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ  
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Автоматизація процесу оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

**Показники звіту подібності Unicheck**

**Оригінальність 96,8 %**


**Схожість 3,2 %**

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 розгляд експертної комісії кафедри.

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.

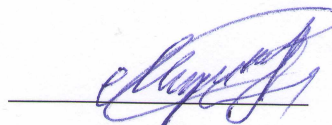
Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.


Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи



Моргін А. Є.

Керівник роботи



Тимчик С. В.