

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

## МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

**Система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання**

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-24м  
спеціальності 163 Біомедична інженерія  
В. В. Легенький Легенький В. В.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС  
Д. Х. Штофель Штофель Д. Х.

Опонент: д. т. н., професор каф. ІРТС  
А. О. Семенов Семенов А. О.

**Допущено до захисту**

Завідувач кафедри БМІОЕС

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

« 8 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

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

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 24 » 09 2025 р.

### ЗАВДАННЯ

#### НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Легенькому Василю Володимировичу

1. Тема роботи: Система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання

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

затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.

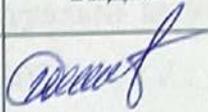
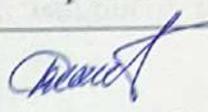
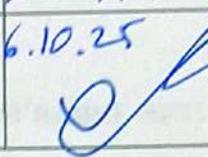
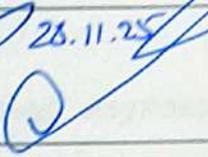
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.

3. Вихідні дані до роботи: процес оперативного втручання, моніторинг стану: ЕКГ, електрохірургічний інструмент, електромагнітні завади, науково-технічна та медична література.

4. Зміст текстової частини: аналіз методів контролю стану пацієнта під час операцій, аналіз приладів для контролю стану, розроблення системи збору даних та їх нейромережевої обробки, розрахунок економічних показників та доцільності розробки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: завади, схема вхідного каскаду для системи збору даних, архітектура нейромережі, інтерфейс програми.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 24.09.25	 8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 6.10.25	 28.11.25

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

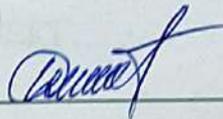
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач



Василь ЛЕГЕНЬКИЙ

Керівник роботи



Дмитро ШТОФЕЛЬ

## АНОТАЦІЯ

Легенький В. В. Система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 107 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 21 найм.; 15 рис.; 8 табл.

У магістерській кваліфікаційній роботі розв'язано актуальне науково-практичне завдання розроблення системи інтраопераційного моніторингу стану пацієнта, здатної забезпечувати надійний контроль життєво важливих параметрів в умовах інтенсивних електромагнітних завад операційної. Обґрунтовано ключову роль електрокардіографії та показано обмеженість традиційних методів фільтрації при наявності електрохірургічних артефактів. Розроблено апаратно-програмний комплекс збору та обробки біомедичних сигналів і запропоновано нейромережвий метод усунення завад на основі глибокої рекурентної нейронної мережі. Експериментальні результати підтвердили підвищення якості ЕКГ, збереження клінічно значущих характеристик і можливість роботи системи в реальному часі, що засвідчує її практичну придатність для інтраопераційного застосування.

Ключові слова: інтраопераційний моніторинг; електрокардіографія; біомедичні сигнали; електрохірургічні завади; електромагнітні артефакти; нейромережві методи; глибокі рекурентні нейронні мережі; обробка сигналів у реальному часі; фільтрація ЕКГ..

## ABSTRACT

Lehenkyi V. V. System for Patient monitoring during surgery : master's thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2025. 107 p.

In Ukrainian. Refs.: 21 titles.; 15 figs.; 8 tables.

This master's thesis addresses a relevant scientific and practical task focused on the development of an intraoperative patient monitoring system capable of providing reliable control of vital parameters under conditions of intense electromagnetic interference in the operating room. The key role of electrocardiography is substantiated, and the limitations of traditional filtering methods in the presence of electrosurgical artifacts are demonstrated. A hardware–software complex for biomedical signal acquisition and processing is developed, and a neural network–based method for ECG interference suppression using a deep recurrent neural network is proposed. Experimental results confirm a significant improvement in ECG quality, preservation of clinically relevant waveform features, and real-time system operation, demonstrating the practical applicability of the proposed approach for intraoperative monitoring.

Key words: intraoperative monitoring; electrocardiography; biomedical signals; electrosurgical interference; electromagnetic artifacts; neural network methods; deep recurrent neural networks; real-time signal processing; ECG filtering.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	6
1. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ МОНІТОРИНГУ СТАНУ ПАЦІЄНТА ПІД ЧАС ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ.....	9
1.1 Контроль життєво важливих фізіологічних параметрів пацієнта в інтраопераційному періоді .....	9
1.2 Електрокардіографія як ключовий метод контролю серцевої діяльності.....	11
1.3 Вплив анестезії та хірургічного стресу на серцеву діяльність .....	13
1.4 Електрохірургічні інструменти як джерело електромагнітних завад.....	15
1.5 Аналіз методів оцінки якості сигналу .....	27
1.6 Відкриті електрокардіографічні набори даних .....	29
1.7 Висновки до розділу 1 .....	35
2 ПРОЄКТУВАННЯ АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ ЗБОРУ ТА ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ.....	37
2.1 Стандарти електричної безпеки медичних виробів.....	37
2.2 Архітектура системи збору даних .....	38
2.3 Система автономного збору та реєстрації даних.....	44
2.4 Цифрова підсистема керування та інтерфейси передачі даних .....	45
2.5 Архітектура прикладного програмного забезпечення .....	46
2.6 Протокол передачі даних .....	52
2.7 Створення програмного забезпечення .....	56
2.8 Висновки до розділу 2 .....	59
3 ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ МЕТОДИ УСУНЕННЯ ХІРУРГІЧНИХ ЗАВАД ЕКГ- СИГНАЛІВ.....	61
3.1 Обґрунтування застосування методів глибокого навчання для фільтрації складних артефактів.....	61
3.2 Методика формування та підготовки навчального датасету.....	64
3.3 Програмна реалізація архітектури нейронної мережі .....	66
3.4 Процес навчання моделі .....	69

3.5 Верифікація та тестування нейромережевої моделі.....	71
3.6 Візуалізація роботи системи .....	73
3.7 Висновки до розділу 3 .....	74
4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	76
4.1 Технологічний аудит розробленої системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання.....	76
4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання.....	80
4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання .....	84
ВИСНОВКИ.....	89
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	91
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина .....	93
Додаток Б (довідковий) Лістинг коду програмного забезпечення .....	99
Додаток В (довідковий) Програма візуалізації ЕКГ-сигналу.....	103
Додаток Г (обов'язковий) Протокол перевірки роботи .....	107

## ВСТУП

### *Актуальність дослідження.*

Забезпечення безпеки пацієнта під час хірургічного втручання є одним із ключових завдань сучасної медицини. Умови операційної характеризуються високим рівнем фізіологічного, фармакологічного та хірургічного стресу, що може призводити до швидких і потенційно небезпечних змін функціонального стану серцево-судинної та дихальної систем. У зв'язку з цим система моніторингу стану пацієнта є невід'ємною складовою анестезіологічного забезпечення та відіграє вирішальну роль у своєчасному виявленні критичних порушень і попередженні інтраопераційних ускладнень.

Сучасні системи інтраопераційного моніторингу ґрунтуються на безперервному контролі комплексу життєво важливих параметрів, зокрема електрокардіографії, артеріального тиску, частоти серцевих скорочень та сатурації крові киснем. Серед цих показників електрокардіографія займає особливе місце, оскільки забезпечує пряме та миттєве відображення електрофізіологічного стану міокарда, часто випереджаючи гемодинамічні зміни. Саме тому якість і достовірність ЕКГ-сигналів безпосередньо впливають на ефективність роботи всієї системи моніторингу.

Разом із тим, під час хірургічних втручань система моніторингу функціонує в умовах інтенсивних технічних завод. Робота електрохірургічних інструментів, інфузійних насосів, апаратів штучної вентиляції легень та інших електромедичних пристроїв формує складне електромагнітне середовище, яке призводить до виникнення артефактів у вимірювальних каналах. Особливо критичними є електрохірургічні завади, що мають широкосмуговий, нелінійний та імпульсний характер і здатні суттєво спотворювати сигнали ЕКГ. У таких умовах традиційні методи аналогової та цифрової фільтрації часто виявляються недостатньо ефективними, що знижує надійність системи моніторингу та може призводити до хибних інтерпретацій стану пацієнта.

Актуальним напрямом розвитку систем моніторингу стану пацієнта є впровадження інтелектуальних методів обробки біомедичних сигналів, здатних адаптуватися до змінних інтраопераційних умов та забезпечувати збереження клінічно значущої інформації в режимі реального часу. Використання методів глибокого навчання у поєднанні з сучасними апаратно-програмними рішеннями збору даних дозволяє підвищити стійкість системи моніторингу до завад, забезпечити достовірність вимірювань і, як наслідок, підвищити рівень безпеки пацієнта під час хірургічного втручання.

Таким чином, актуальність даної магістерської кваліфікаційної роботи зумовлена необхідністю розроблення та вдосконалення системи моніторингу стану пацієнта, здатної забезпечувати надійний контроль життєво важливих параметрів в умовах дії інтенсивних хірургічних завад, що відповідає сучасним вимогам анестезіології, хірургії та біомедичної інженерії.

*Мета магістерської кваліфікаційної роботи* – розроблення та дослідження апаратно-програмної системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання з підвищеною стійкістю до електромагнітних завад.

*Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:*

- проаналізувати принципи та вимоги до систем інтраопераційного моніторингу стану пацієнта;
- дослідити особливості формування та спотворення біомедичних сигналів у хірургічних умовах;
- розробити апаратно-програмний комплекс збору та попередньої обробки сигналів моніторингу;
- застосувати інтелектуальні методи обробки для підвищення якості ЕКГ-сигналів;
- оцінити ефективність розробленої системи в умовах реального часу.

*Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи:* процес інтраопераційного моніторингу функціонального стану пацієнта.

*Предмет магістерської кваліфікаційної роботи:* апаратно-програмні засоби та методи обробки біомедичних сигналів у системі моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання.

*Методи дослідження.*

У роботі використано аналітично-пошукові методи; методи теорії біомедичних та біотехнічних систем; методи цифрової обробки сигналів; методи глибокого навчання; імітаційне та експериментальне моделювання.

*Новизна одержаних результатів.*

У роботі запропоновано підхід до побудови системи моніторингу стану пацієнта з використанням інтелектуальних методів обробки електрокардіографічних сигналів, що забезпечує підвищення стійкості до інтраопераційних електромагнітних завад та збереження клінічно значущих характеристик сигналів у режимі реального часу.

*Практичне значення одержаних результатів.*

Розроблена система моніторингу може бути використана в умовах операційної для підвищення надійності контролю життєво важливих параметрів, зменшення кількості хибних тривог та підвищення рівня безпеки пацієнтів під час хірургічних втручань.

## 1. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ МОНІТОРИНГУ СТАНУ ПАЦІЄНТА ПІД ЧАС ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ

### 1.1 Контроль життєво важливих фізіологічних параметрів пацієнта в інтраопераційному періоді

Сучасна анестезіологія визначається не стільки здатністю виключати свідомість, скільки здатністю контролювати та підтримувати фізіологічний гомеостаз пацієнта в умовах екстремального фармакологічного та хірургічного стресу. Інтраопераційний моніторинг, який сьогодні сприймається як невід'ємна частина клінічної рутини, пройшов складний шлях еволюції від суб'єктивного спостереження до суворо регламентованої системи стандартів.

До середини 1980-х років моніторинг часто залежав від індивідуальних уподобань лікаря, інституційних можливостей та, на жаль, часто базувався на реактивному підході – виявленні ускладнень вже після їх клінічної маніфестації. У 1970-х роках анестезіологія стикнулася з кризою довіри: зростання кількості судових позовів через лікарські помилки та широкий розголос трагічних випадків вимагали радикальних змін.

Переломним моментом стала діяльність Комітету з управління ризиками Гарвардської медичної школи під керівництвом Джона Ейххорна у 1985 році. Гарвардські стандарти ("Harvard Standards"), вперше опубліковані в JAMA у 1986 році, змінили філософію спеціальності: безпека перестала бути абстрактним поняттям і набула чітких технічних вимог. Вперше було задекларовано, що використання певних технологій є обов'язковим, а не рекомендованим.

Ця ініціатива стала шаблоном для Американського товариства анестезіологів (ASA), яке у жовтні 1986 року ухвалило перші національні стандарти базового анестезіологічного моніторингу. Результат був безпрецедентним: впровадження стандартів призвело до різкого зниження смертності та зменшення страхових премій для анестезіологів на 66% протягом

наступних п'яти років. Сьогодні ця історична спадщина лежить в основі всіх міжнародних протоколів, трансформувавши анестезіологію в одну з найбезпечніших медичних спеціальностей.

Уніфікація підходів до безпеки пацієнта реалізується через суворі стандарти, розроблені провідними професійними організаціями. Ключовими документами, що регламентують світову практику, є "Стандарти базового анестезіологічного моніторингу" Американського товариства анестезіологів (ASA) та рекомендації Європейської ради анестезіології (EBA) спільно з Асоціацією анестезіологів Великої Британії та Ірландії (AAGBI).

Центральним принципом цих стандартів є безперервна присутність кваліфікованого анестезіологічного персоналу протягом усього періоду анестезії, при цьому технічні засоби моніторингу розглядаються виключно як інструмент підтримки клінічного рішення, а не як його заміна. Стандарти ASA базуються на обов'язковому інструментальному контролі чотирьох основних фізіологічних систем: оксигенації, вентиляції, кровообігу та терморегуляції. Контроль оксигенації забезпечується безперервним вимірюванням концентрації кисню в дихальному контурі з активованими тривожними сигналами, а також пульсоксиметрією з візуалізацією плетизмограми та аудіальною індикацією змін сатурації, що дозволяє виявляти гіпоксію на ранніх етапах. Адекватність вентиляції підтверджується обов'язковою капнографією під час загальної анестезії та помірної або глибокої седації, контролем роз'єднання дихального контуру при штучній вентиляції легень та клінічною оцінкою дихальних рухів, що має вирішальне значення для своєчасного виявлення апное, гіповентиляції або неправильного положення ендотрахеальної трубки. Моніторинг кровообігу передбачає безперервну електрокардіографію від початку до завершення анестезії, регулярне вимірювання артеріального тиску та частоти серцевих скорочень з інтервалом не більше п'яти хвилин, а за наявності показань – застосування інвазивних методів вимірювання тиску, що забезпечує контроль гемодинамічної стабільності та адекватної перфузії органів. Контроль температури тіла є обов'язковим у ситуаціях, коли очікуються або можливі

клінічно значущі зміни, з метою підтримання нормотермії, профілактики гіпотермії та своєчасного виявлення зляканої гіпертермії.

Інтраопераційний моніторинг розглядається не як сукупність окремих вимірювань, а як цілісна система раннього виявлення загроз гомеостазу, що створює підґрунтя для подальшого поглибленого аналізу окремих методів контролю, зокрема електрокардіографії, як одного з фундаментальних компонентів сучасних анестезіологічних систем моніторингу [1].

## 1.2 Електрокардіографія як ключовий метод контролю серцевої діяльності

Згідно з фундаментальними стандартами Американського товариства анестезіологів (ASA) та Європейського товариства анестезіології (ESA), безперервний моніторинг ЕКГ є обов'язковим компонентом анестезіологічного забезпечення під час усіх видів загальної анестезії, регіонарної анестезії та седації. Ця вимога базується на постулаті, що зміни електричної активності серця часто передують гемодинамічним порушенням, надаючи клініцисту часове вікно для превентивних дій.

Електрокардіографія виступає основним методом оцінки циркуляції поряд з вимірюванням артеріального тиску та пульсоксиметрією. Однак, на відміну від пульсоксиметрії, яка відображає механічний результат серцевого викиду з певною затримкою, ЕКГ надає миттєву інформацію про електрофізіологічні процеси міокарда.

Електрокардіографія ґрунтується на реєстрації електричних полів, що виникають у процесі збудження міокарда та поширюються крізь об'ємні провідники біологічних тканин до поверхні тіла. У фазі деполяризації та реполяризації кардіоміоцитів формуються локальні різниці потенціалів, зумовлені рухом іонів натрію, калію та кальцію крізь клітинні мембрани. Сумарний ефект синхронної активації великої кількості клітин призводить до утворення еквівалентного електричного джерела, яке в першому наближенні може бути описане у вигляді часово-змінного електричного диполя.

У макроскопічній моделі серце розглядається як диполь із певним вектором електричного моменту, орієнтація та амплітуда якого змінюються протягом серцевого циклу. Електричне поле цього диполя поширюється в неоднорідному провідному середовищі тіла, де різні тканини – м'язи, легені, кісткові структури – мають різну електропровідність. Потенціал, що реєструється на поверхні тіла, визначається взаємною орієнтацією вектора дипольного моменту серця та геометрією розташування електродів, що формують систему відведень. Таким чином, форма та амплітуда електрокардіографічного сигналу є результатом як внутрішніх електрофізіологічних процесів у серці, так і просторової конфігурації вимірювальної системи.

У клінічній та, зокрема, хірургічній практиці застосовуються різні системи електрокардіографічних відведень, кожна з яких має власне діагностичне та практичне призначення. Класична система ЕКГ на 12 відведень забезпечує багатоплощинну оцінку електричної активності серця та широко використовується для детальної діагностики. Для отримання стандартної 12-канальної ЕКГ на тіло пацієнта накладають 10 електродів (рисунок 1.1)

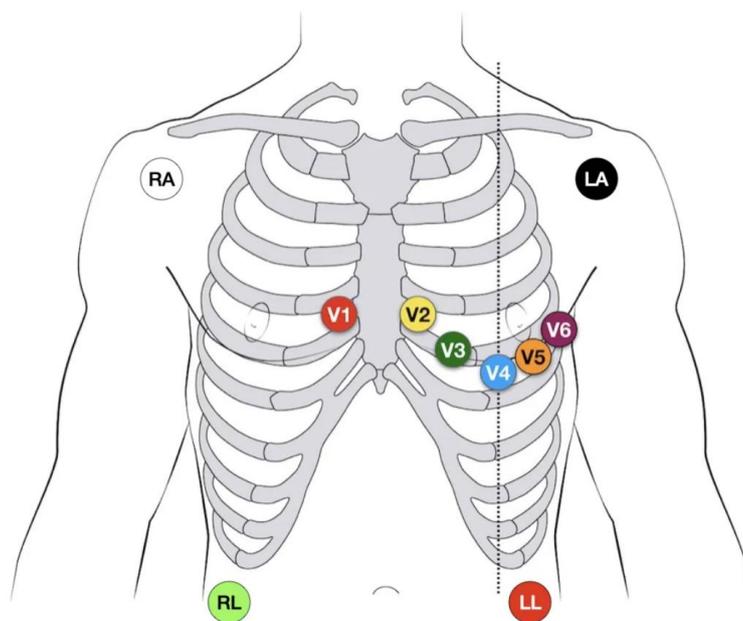


Рисунок 1.1 – Розташування електродів на грудній клітці при використанні 10-електродної системи ЕКГ [3]

Особливістю використання систем відведень у хірургічній практиці є необхідність компромісу між інформативністю та технологічною доцільністю. Вибір конфігурації електродів визначається типом оперативного втручання, положенням пацієнта, тривалістю операції та вимогами до стабільності сигналу. При цьому системи відведень, що застосовуються для моніторингу, орієнтовані насамперед на надійну реєстрацію серцевого ритму та своєчасне виявлення небезпечних змін, а не на повну електрофізіологічну діагностику.

Таким чином, електрокардіографія в умовах хірургічного втручання є поєднанням фундаментальних електрофізіологічних принципів та адаптованих вимірювальних рішень. Розуміння механізмів формування ЕКГ та особливостей різних систем відведень є необхідною передумовою для розроблення ефективних інтраопераційних моніторингових систем, здатних забезпечувати надійний контроль серцевої діяльності в умовах підвищених технічних та фізіологічних викликів [2].

### 1.3 Вплив анестезії та хірургічного стресу на серцеву діяльність

Серцево-судинна система є одним із найчутливіших органів до фармакологічного та фізіологічного стресу, що виникає під час хірургічного втручання. Анестезія, незалежно від її типу – загальна, регіональна або комбінована – безпосередньо впливає на електрофізіологічні властивості серця, змінюючи автоматизм синусового вузла, провідність імпульсу по передсердях і шлуночках та взаємодію між деполяризаційними і реполяризаційними хвилями. Більшість анестетиків, включно з інгаляційними та внутрішньовенними препаратами, пригнічують симпатичну активність серця, знижують тонус судин і впливають на іонний баланс у кардіоміоцитах, що проявляється змінами амплітуди та форми QRS-комплексу, тривалості інтервалу QT і сегмента ST. Ці фармакологічні ефекти забезпечують відносну стабільність серцевого ритму та запобігають небажаним коливанням, проте одночасно можуть маскувати ранні ознаки ішемії або порушень ритму, що виникають під дією хірургічного стресу.

Хірургічний стрес виникає під час больових подразнень, маніпуляцій на органах, втрати крові, зміни об'єму циркулюючої крові та гемодинамічного навантаження. Ці фактори активують симпатичну нервову систему, підвищують рівень катехоламінів і стимулюють серце, що проявляється збільшенням частоти серцевих скорочень, зміною амплітуди зубців Т та потенційним підвищенням ризику транзиторних аритмій. При цьому спостерігається подвійний вплив на серцеву діяльність: фармакологічне пригнічення анестетиком діє стабілізуюче, тоді як фізіологічна реакція на стрес стимулює серце, створюючи складну динаміку електрофізіологічних процесів. Внаслідок цього форма ЕКГ і амплітуда зубців можуть змінюватися протягом операції, а сегмент ST може демонструвати депресію або елевацію, що іноді сигналізує про порушення коронарного кровотоку або вплив медикаментозного та хірургічного стресу.

Особливої уваги потребує морфологія зубців ЕКГ. Під дією анестетиків та стресових чинників змінюються висота R-зубця, тривалість QRS-комплексу та конфігурація Т-хвилі. Такі зміни можуть бути тимчасовими і зворотними після стабілізації гемодинаміки або закінчення впливу препарату, однак у деяких випадках вони вказують на потенційно небезпечні порушення серцевого ритму або електролітні дисбаланси. Наприклад, інгаляційні анестетики здатні дещо сповільнювати провідність по шлуночках, що проявляється подовженням інтервалу QT, тоді як швидка болюча стимуляція або значна втрата крові може призвести до короткочасної тахікардії і змін форми Т-хвилі.

Клінічно це має велике значення для моніторингу під час операцій, оскільки інтраопераційна ЕКГ дозволяє відслідковувати зміни серцевого ритму в реальному часі та своєчасно виявляти небезпечні стани. Поява брадикардії, тахікардії, змін амплітуди або форми QRS та Т-хвиль може вимагати корекції анестезії, додаткових фармакологічних втручань або зміни позиції пацієнта. Аналіз ЕКГ у такому контексті дозволяє розрізнити фізіологічну відповідь на стрес і патологічні зміни, що є критично важливим для безпеки пацієнта.

Додатково важливо враховувати, що фізіологічні та фармакологічні ефекти на серце взаємодіють з особливостями операційного середовища. Наприклад,

зміни положення пацієнта, використання електрохірургічного обладнання та зміни температури тіла можуть впливати на провідність серця і електропровідність тканин, що відображається на поверхневому ЕКГ. В умовах таких комплексних впливів розробка систем моніторингу повинна забезпечувати стабільну реєстрацію сигналу, здатну відтворювати навіть незначні зміни форми зубців і сегментів, що дозволяє анестезіологу своєчасно реагувати на будь-які відхилення від норми.

Таким чином, серцево-судинна система під час операційного втручання перебуває під подвійним впливом: з одного боку, фармакологічне пригнічення анестетиками стабілізує функцію серця і зменшує небажані коливання, з іншого – фізіологічна реакція на хірургічний стрес активує симпатичну нервову систему і може провокувати тимчасові або постійні зміни ритму. Розуміння цих взаємодій є критично важливим для налаштування систем моніторингу, оцінки безпеки пацієнта та своєчасного виявлення потенційно небезпечних змін у серцевій діяльності під час всього хірургічного втручання [4].

#### 1.4 Електрохірургічні інструменти як джерело електромагнітних завад

В сучасній хірургічній практиці одночасне використання систем життєзабезпечення та активного хірургічного впливу створює складну електромагнітну обстановку, яка вимагає глибокого аналізу з точки зору біомедичної інженерії та фізики. Ключовим конфліктом у цьому середовищі є взаємодія між електрохірургічними пристроями (Electrosurgical Units – ESU) та системами реєстрації біопотенціалів, зокрема електрокардіографами (рисунок 1.2).

Електрохірургія, яка базується на використанні змінного струму радіочастотного діапазону (RF) для розрізання та коагуляції тканин, є джерелом найбільш інтенсивних та широкосмугових завад в операційній. Пікові значення напруги на активному електроді можуть досягати тисяч вольт, а спектр випромінювання охоплює діапазон від сотень кіловат до сотень мегагерц.

Натомість, система моніторингу ЕКГ призначена для реєстрації сигналів мілівольтового рівня в смузі частот 0,05–150 Гц. Такий колосальний дисбаланс енергетичних рівнів – різниця в амплітуді сягає 120 дБ і більше – створює передумови для виникнення складних інтерференційних явищ, які неможливо усунути простими методами лінійної фільтрації.

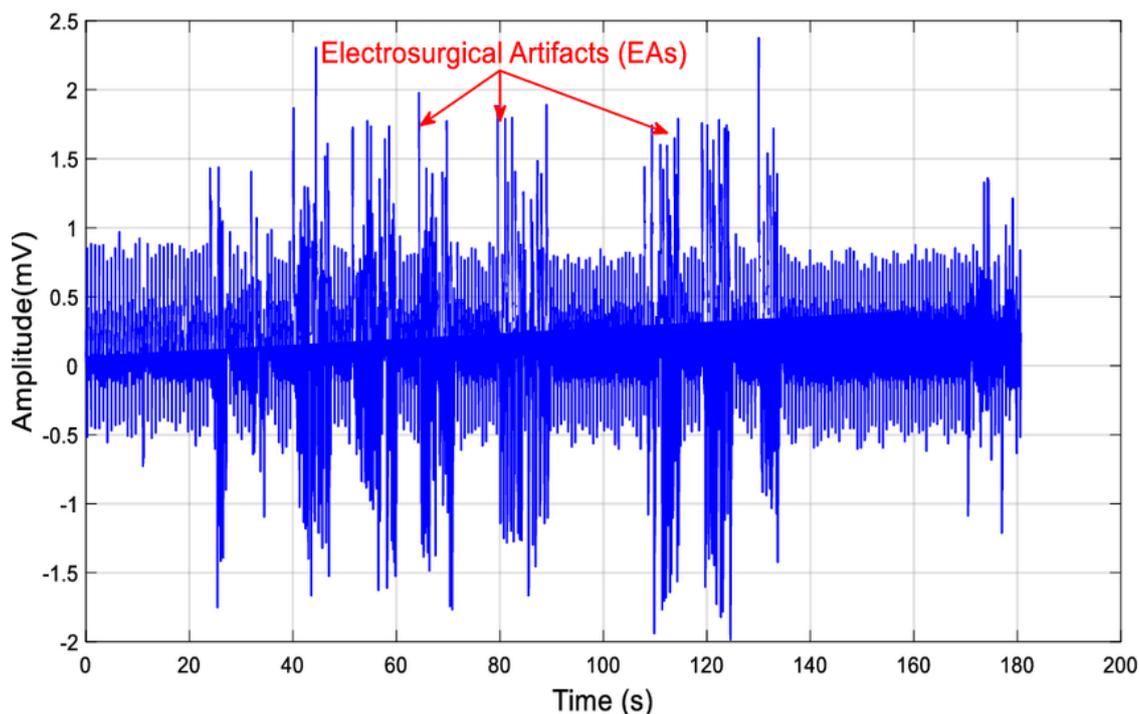


Рисунок 1.2 – ЕКГ із електрохірургічними артефактами [7]

Розуміння фізики цих процесів є критичним для розробки стійких алгоритмів обробки сигналів та апаратних рішень захисту. Ми розглянемо генерацію завад як багатостадійний процес: від формування електричної дуги в газовому проміжку до нелінійної демодуляції на входних каскадах підсилувачів та цифрових артефактів дискретизації.

Електрохірургічний вплив базується на перетворенні електричної енергії в теплову безпосередньо в об'ємі біологічної тканини. На відміну від електрокаутеру, де нагрівається сам інструмент, в електрохірургії пацієнт є частиною електричного кола. Змінний струм високої частоти протікає через клітинні структури, викликаючи їх нагрів згідно із законом Джоуля-Ленца:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t \quad (1.1)$$

де  $Q$  – виділена теплота,  $I$  – сила струму,  $R$  – імпеданс тканини,  $t$  – час впливу.

Робочі частоти ESU лежать у діапазоні від 300 кГц до 4 МГц. Вибір цього спектру зумовлений фундаментальними властивостями збудливих тканин (нервів та м'язів). При частотах нижче 100 кГц змінного струму достатньо для деполяризації клітинних мембран, що викликає потенціал дії та, як наслідок, скорочення м'язів (ефект Фарадея) або больові відчуття. При підвищенні частоти понад 100 кГц тривалість одного півперіоду стає коротшою за рефрактерний період іонних каналів мембрани, і деполяризація не відбувається. Це дозволяє пропускати через тіло значні струми (до кількох ампер) без ризику електрошоку або фібриляції серця, викликаючи лише термічний ефект.

Електрохірургічні інструменти можуть працювати в монополярному або біполярному режимі, що визначає шлях протікання струму через тканини пацієнта та особливості формування електромагнітних завад.

У монополярному режимі струм протікає від активного електрода, яким зазвичай є інструмент хірурга, через тіло пацієнта до пасивного, або нейтрального, електрода великої площі, що зазвичай розміщується на стегні або спині (рисунок 1.3). Ця конфігурація є найбільш проблематичною з точки зору електромагнітної сумісності через декілька факторів. По-перше, формування великої петлі струму: шлях струму через тіло пацієнта охоплює значний об'єм, внаслідок чого тіло фактично стає випромінюючою антеною, а електроди ЕКГ, розташовані на грудній клітці, часто опиняються безпосередньо в зоні розтікання струмів високої густини між операційним полем та нейтральним електродом. По-друге, спільний імпеданс: різниця потенціалів, що виникає на шкірі пацієнта внаслідок протікання робочого струму електрохірургічного апарату, прикладається синфазно або диференційно до входів підсилювачів ЕКГ. По-третє, паразитні зв'язки: висока напруга на активному електроді, що може

досягати до 5 кВ у режимі спреї-коагуляції, створює інтенсивне електричне поле, яке через паразитну ємність зв'язку наводить струми зміщення в кабелях відведень ЕКГ та у самому моніторі. Особливістю монополярного режиму є використання електродів різної площі для концентрації енергії: активний електрод має малу площу контакту, що забезпечує надвисоку густину струму і миттєвий нагрів тканини до температур випаровування, тоді як нейтральний електрод має велику площу, що знижує густину струму до безпечних значень і запобігає опікам у місці його накладання. Будь-яке порушення контакту нейтрального електрода призводить до ризику радіочастотних опіків у місцях альтернативного стікання струму на землю, наприклад через електроди ЕКГ, що є критичним аспектом безпеки.

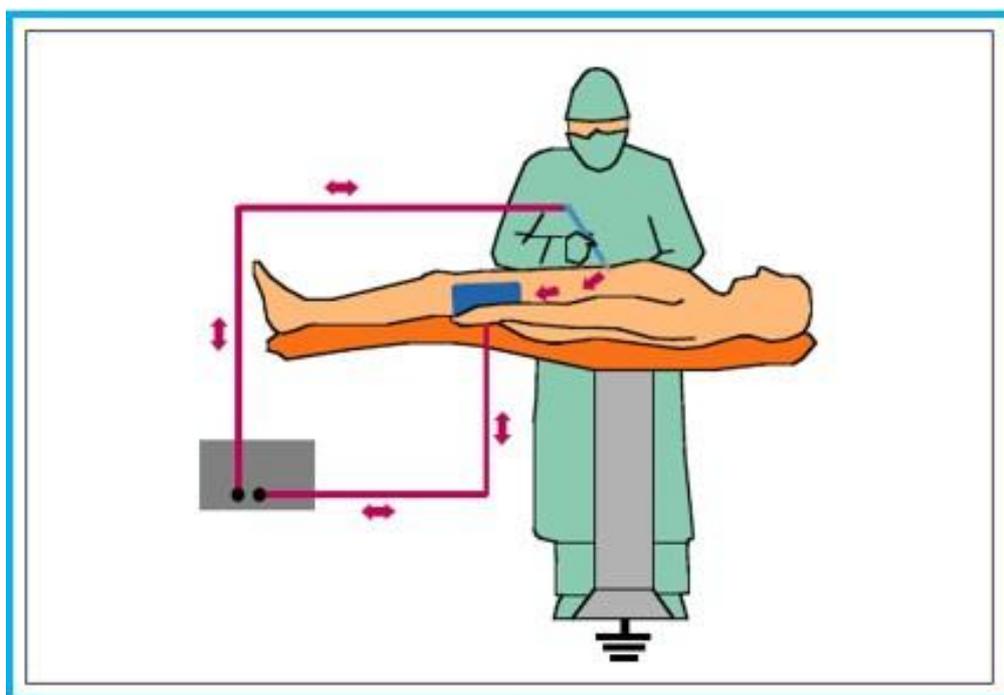


Рисунок 1.3 – Монополярний режим роботи електрохірургічних інструментів

[6]

У біполярному режимі (рисунок 1.4) функції активного та зворотного електродів виконують дві ізольовані частини одного інструменту, наприклад бранші біполярного пінцета, і струм протікає виключно між ними через

невеликий об'єм захопленої тканини. З точки зору фізики завад біполярний режим є значно "тихішим", оскільки відсутній шлях струму через все тіло пацієнта, випромінюючий контур має мінімальну площу, що різко знижує індуктивне наведення на навколишню апаратуру, а також використовуються значно менші напруги, сотні вольт проти тисяч у монополярному режимі, що зменшує ємнісне наведення. Проте навіть у біполярному режимі можливе виникнення іскрових розрядів при висиханні тканини між електродами, що генерує широкосмуговий спектральний шум, хоча і меншої потужності, ніж у монополярному режимі [5].

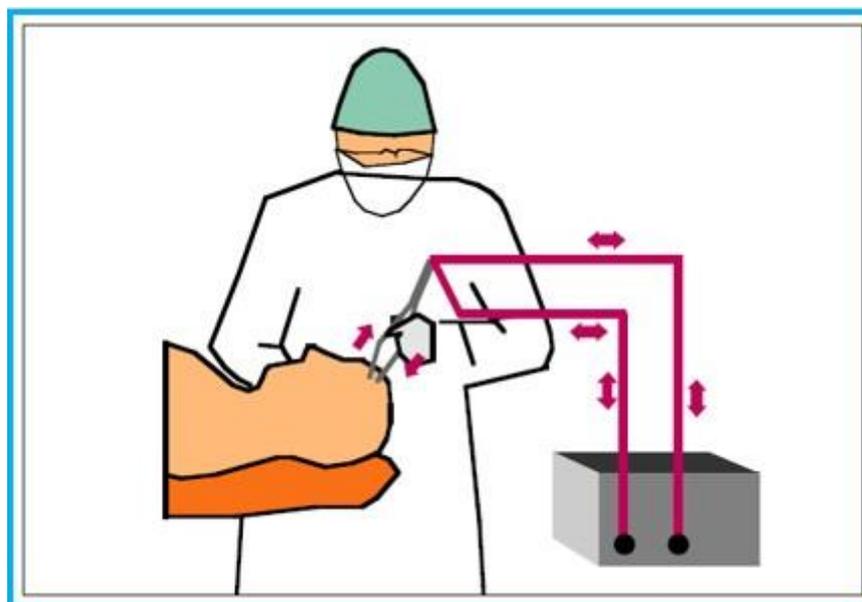


Рисунок 1.4 – Біполярний режим роботи електрохірургічних інструментів [6]

Сучасні електрохірургічні генератори є складними джерелами живлення, здатними формувати різні типи хвильових форм для досягнення специфічних клінічних ефектів. Спектральний склад завади безпосередньо залежить від обраного режиму роботи.

У режимі чистого розрізання (Pure Cut) електрохірургічний генератор забезпечує миттєве випаровування внутрішньоклітинної рідини, що призводить

до вибухового розриву клітинних оболонок і розділення тканини. Для цього необхідна безперервна подача високої середньої потужності. Форма хвилі в цьому режимі є неперервною, немодульованою синусоїдою з прогальністю 100%, тобто генератор працює постійно протягом усього часу активації. Коефіцієнт амплітуди (Crest Factor) близький до 1,4, що означає відношення пікової напруги до середньоквадратичної напруги (RMS); низький Crest Factor свідчить про те, що пікова напруга мінімально перевищує ефективну напругу, необхідну для підтримки дуги. Типові значення пікової напруги становлять 200–1000 В. Спектр сигналу в режимі Pure Cut є теоретично найчистішим і складається з основної гармоніки, наприклад 300–500 кГц, та ряду вищих гармонік, амплітуда яких швидко спадає. Основний механізм завади у цьому режимі пов'язаний із прямим проникненням основної частоти, яка, проте, відносно легко фільтрується аналоговими фільтрами низьких частот на вході ЕКГ.

Електрохірургічні генератори працюють у різних режимах (рисунок 1.5), кожен із яких формує специфічний сигнал і створює різні рівні електромагнітних завад, що критично впливає на якість реєстрації ЕКГ під час операції.

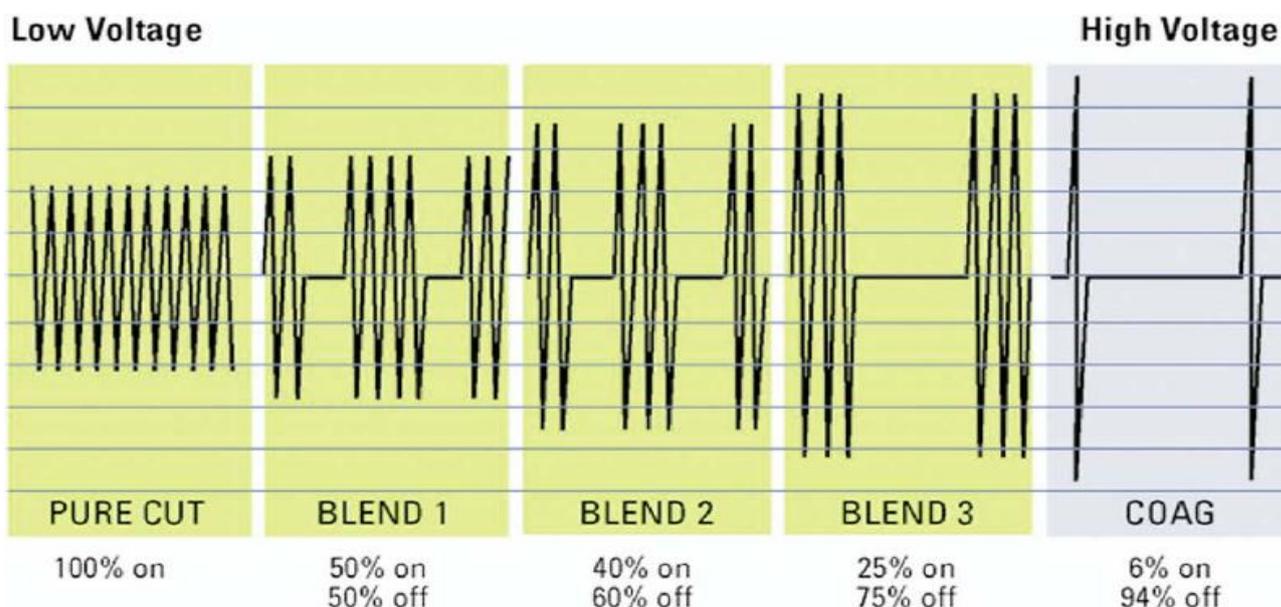


Рисунок 1.5 – Режими роботи електрохірургічних генераторів [8]

У режимі чистого розрізання (Pure Cut) електрохірургічний генератор викликає миттєве випаровування внутрішньоклітинної рідини, що призводить до вибухового розриву клітинних оболонок і ефективного розділення тканини. Для цього генератор подає безперервну високу середню потужність протягом усього часу активації. Хвиля в цьому режимі має неперервну синусоїдальну форму без модуляції, а прогальність сигналу становить 100%, тобто генератор працює постійно. Пікова напруга трохи перевищує ефективну напругу, необхідну для підтримки електричної дуги, і зазвичай коливається від 200 до 1000 вольт. Спектр сигналу у режимі Pure Cut є порівняно чистим і включає основну гармоніку в діапазоні 300–500 кГц та ряд вищих гармонік, амплітуда яких швидко зменшується. Основна завада у цьому режимі пов'язана з прямим проникненням високочастотної енергії, яка, проте, відносно легко фільтрується аналоговими низькочастотними фільтрами на вході ЕКГ.

У режимі коагуляції (Coagulation або Fulguration) електрохірургічний генератор спрямований на денатурацію білків і утворення тромбів для гемостазу без розрізання тканини. Для цього тканину нагрівають повільніше, даючи час для формування коагуляту, одночасно забезпечуючи достатнє глибоке проникнення тепла. Хвиля в цьому режимі складається з переривчастих пакетів згасаючих синусоїдальних коливань. Прогальність сигналу зазвичай низька, у межах 6–10%, що означає, що активна генерація енергії відбувається лише протягом короткої частки часу, а решту 90–94% часу генератор не подає енергію. Пакети імпульсів повторюються з частотою модуляції приблизно 20–50 кГц. Коефіцієнт амплітуди у цьому режимі високий і може досягати 8–10 та більше, оскільки для забезпечення тієї ж середньої потужності, що й у режимі розрізання, при низькій прогальності необхідно значно підвищити пікову напругу. Пікові значення напруги можуть досягати 2000–5000 вольт і більше, особливо в режимах спреї-коагуляції, де необхідно пробивати довгі повітряні проміжки. Саме режим коагуляції є джерелом найскладніших електромагнітних завад: імпульсний характер сигналу з крутими фронтами та високою напругою створює широкий спектр гармонік, а частота повторення пакетів значно ближча до смуги

пропускання ЕКГ, ніж основна несуча частота, що ускладнює фільтрацію і робить його особливо критичним для інтраопераційного моніторингу серцевої діяльності.

Режими "Blend" є комбінацією розрізання та коагуляції і дозволяють хірургу одночасно розрізати тканину та забезпечувати гемостаз країв рани. Хвиля в цих режимах має амплітудно-модульовану синусоїдальну форму, а прогальність сигналу варіюється від 25% до 80% залежно від вибраного ступеня змішування (Blend 1, Blend 2, Blend 3). Пікова напруга та коефіцієнт амплітуди займають проміжне положення між режимами розрізання та коагуляції: чим менша прогальність і більший ефект коагуляції, тим вища пікова напруга. Генератор у цих режимах фактично перемикається між станами увімкнено та вимкнено з певною періодичністю, що додає до спектру сигналу додаткові потужні компоненти на частоті комутації, ускладнюючи фільтрацію завад і створюючи проміжну завадостійкість між чистим розрізанням та коагуляцією.

Одним із ключових, але часто недооцінених аспектів електрохірургічних завад є фізика електричного розряду, що виникає між активним електродом і тканиною. У режимах розрізання та безконтактної коагуляції, зокрема спреї-коагуляції, ланцюг замикається через шар іонізованого газу – плазму, яка є суттєво нелінійним та стохастичним джерелом радіочастотного шуму. При наближенні активного електрода до тканини напруженість електричного поля в зазорі зростає, і коли вона перевищує поріг проббою, що становить близько 30 кВ/см у повітрі, але менше для насиченої парою атмосфери операційної, відбувається лавинна іонізація. У результаті формується плазмовий канал, через який протікає струм високої густини. Дослідження фізики мікроплазми в електрохірургії показують, що цей розряд має характеристики тліючого розряду атмосферного тиску з переходами в дуговий режим, що пояснює широкосмугову природу індукованих завад та їх складність для фільтрації на вході електрокардіографа.

Іскровий розряд не є стабільним провідником: точки прив'язки дуги на поверхні електрода та тканини постійно хаотично мігрують внаслідок

мікробухів тканини, утворення бульбашок пари та окислення поверхні металу, що додає до детермінованого сигналу генератора потужну шумову компоненту. Цей шум має природу так званого "рожевого" шуму, спектральна щільність якого перебиває весь радіочастотний діапазон. На відміну від гармонік основної частоти, він не корельований з фазою генератора, що робить методи синхронної фільтрації малоефективними. Крім того, плазмовий канал та інтерфейс «метал-плазма-тканина» мають нелінійну вольт-амперну характеристику, подібну до діода. Оскільки електрони значно рухливіші за іони, а робота виходу електронів з розпеченого металевого електрода відрізняється від роботи виходу з холодної вологої тканини, провідність дуги залежить від полярності прикладеної напруги. Це призводить до часткового випрямлення високочастотного струму, у спектрі сигналу з'являється постійна складова та низькочастотні гармоніки, які можуть безпосередньо потрапляти в смугу пропускання ЕКГ. Цей ефект особливо виражений у монополярних режимах через сильну асиметрію електродів, що робить його важливим фактором виникнення інтраопераційних завад [5].

Математичний опис сигналу завади дозволяє глибше зрозуміти природу проблем, що виникають при цифровій обробці.

Сигнал у режимі коагуляції можна представити як послідовність згасаючих синусоїдальних імпульсів. Один період такого сигналу  $x(t)$  на інтервалі повторення  $T_{mod} = 1/f_{mod}$  описується виразом:

$$x(t) = \begin{cases} A \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} \cdot \sin(2\pi f_c t + \phi_0), & 0 \leq t < T_{on} \\ 0, & T_{on} \leq t < T_{mod} \end{cases} \quad (1.2)$$

де:  $A$  – пікова амплітуда;  $f_c$  – несуча частота (наприклад, 400–500 кГц);  $\tau$  – стала часу згасання контуру генератора;  $T_{on}$  – тривалість активної фази імпульсу;  $f_{mod}$  – частота модуляції (20–50 кГц).

Згідно з властивостями перетворення Фур'є, спектр такого радіоімпульсного сигналу є дискретним (лінійчатим). Він складається з

центральної компоненти на частоті  $f_c$  та нескінченного ряду бокових смуг, віддалених одна від одної на частоту модуляції  $f_{mod}$ .

$$X(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n \cdot \delta(f - (f_c + n \cdot f_{mod})) \quad (1.3)$$

Амплітуди гармонік  $C_n$  визначаються обвідною спектру одиночного імпульсу, яка має форму функції  $\text{sinc}(x)$  або, у випадку згасаючої синусоїди, форму резонансної кривої Лоренца.

Ключові висновки зі спектрального аналізу показують, що сигнал електрохірургічної завади має складну структуру. Замість однієї частоти 400 кГц утворюється щільний спектр компонент, наприклад 350, 375, 400, 425 і 450 кГц при частоті модуляції 25 кГц, що формує так званий «ліс» гармонік. Круті фронти імпульсів та швидке згасання розширюють спектр до десятків мегагерц, тобто енергія завади присутня далеко за межами номінальної робочої частоти генератора. Крім того, несиметрія імпульсів, зокрема через часткове випрямлення дуги, створює низькочастотні компоненти на частотах 20–100 кГц, що відповідає звуковому діапазону [9].

Передача енергії від джерела (ESU) до приймача (ЕКГ) відбувається трьома основними шляхами. Розуміння цих шляхів є необхідним для пояснення того, як мегагерцові сигнали впливають на низькочастотну апаратуру.

Кондуктивний зв'язок є найбільш очевидним шляхом проникнення завад. Оскільки пацієнт гальванічно підключений до обох пристроїв, струми електрохірургічного генератора, протікаючи через тканини тіла, створюють падіння напруги, яке пропорційне струму та опорі тканин. Якщо електроди ЕКГ, наприклад RA і LA, розташовані на ділянках шкіри, через які проходить зворотний струм до нейтрального електрода, різниця потенціалів між ними може досягати кількох вольт. Це явище називають «помилковим диференціальним сигналом». Сучасні підсилювачі мають високий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу, що перевищує 100 дБ, але він ефективний лише для

сигналів у смузі пропускання та за умови ідеального балансу імпедансів електродів. Завади ESU часто перетворюються із синфазних у диференційні через неоднаковий імпеданс контактів «шкіра-електрод», що значно ускладнює їхню фільтрацію.

Змінний струм високої частоти здатний протікати через діелектрики (ізоляцію проводів, повітря, сухі тканини) як струм зміщення.

Ємнісний зв'язок проявляється тоді, коли змінний струм високої частоти здатний протікати через діелектрики, такі як ізоляція проводів, повітря або сухі тканини, як струм зміщення. Через високі напруги електрохірургічного генератора, які можуть досягати близько 4000 В, навіть дуже малі ємності стають провідниками значних струмів. Тіло пацієнта має власну ємність відносно операційного столу та землі, через яку струм ESU може стікати, замикаючись через ланцюги заземлення монітора ЕКГ. Крім того, якщо кабелі ЕКГ та активного електрода ESU прокладені поруч, виникає перехресна ємнісна наводка, що також спричинює додаткові завади у сигналі.

Індуктивний зв'язок виникає через те, що кабелі відведень ЕКГ разом із тілом пацієнта утворюють замкнені провідні контури або петлі. Кабель активного електрода ESU, по якому протікає струм у кілька ампер, діє як первинна обмотка трансформатора, створюючи змінне магнітне поле. Згідно з законом електромагнітної індукції Фарадея, у петлі ЕКГ наводиться електрорушійна сила завади, пропорційна площі петлі та швидкості зміни магнітного потоку. Оскільки струм ESU має високочастотну складову, навіть невеликі петлі можуть генерувати значні напруги завад, що робить критично важливим скручування проводів відведень для мінімізації площі цих петель.

Демодуляція на вхідних каскадах є критичним механізмом, що пояснює появу низькочастотних артефактів, таких як зміщення ізолінії або хибні зубці, від високочастотного джерела. Вхідні ланцюги ЕКГ підсилювачів містять напівпровідникові компоненти: захисні діоди від дефібриляції, польові транзистори вхідних каскадів інструментальних підсилювачів. Всі ці елементи є нелінійними. Коли на вхід потрапляє потужна ВЧ завада (яка пройшла через

фільтри через паразитні ємності), рп-переходи діодів та транзисторів починають працювати як детектори огибаючої (АМ-демодулятори). Сигнал коагуляції являє собою ВЧ несучу, промодульовану імпульсами 20–50 кГц. Внаслідок детектування виділяється низькочастотна огибаюча цих імпульсів. Якщо підсилювач має обмежену швидкість наростання вихідної напруги, він може додатково інтегрувати ці імпульси, перетворюючи їх на компоненти спектру в діапазоні 0–100 Гц, які неможливо відрізнити від біосигналів. Крім того, сам контакт електрода Ag/AgCl зі шкірою при високих густинах струму виявляє властивості напівпровідникового випрямляча, демодулюючи сигнал ще до його потрапляння в кабель.

З переходом до повністю цифрової обробки сигналів виникла нова проблема – аліасинг (aliasing), або ефект накладення спектрів. Це явище є прямим наслідком дискретизації неперервного сигналу, що містить частотні компоненти, які перевищують половину частоти дискретизації (частоту Найквіста).

Теорема Котельникова-Найквіста-Шеннона стверджує, що для точного відновлення сигналу частота дискретизації повинна бути щонайменше вдвічі більшою за максимальну частоту корисного сигналу. У системах ЕКГ спектр корисного сигналу обмежений приблизно 150 Гц, тому типова частота дискретизації коливається від 250 до 1000 Гц. Однак на вході аналого-цифрового перетворювача присутній не лише корисний сигнал, а й потужна завада електрохірургічного генератора, спектр якої простягається до мегагерц. Якщо аналоговий антиаліасинговий фільтр перед АЦП не забезпечує достатнього пригнічення, наприклад через недостатню крутизну спаду або обхід завади через паразитні шляхи, умова Найквіста для шумових компонент порушується, що може призводити до накладання високочастотних завад у смугу пропускання ЕКГ і спотворення сигналу.

При дискретизації будь-яка частотна компонента, яка перевищує частоту Найквіста, не зникає, а відображається у першій зоні Найквіста як помилковий сигнал, явище яке називають аліасингом. Частота цього відображеного сигналу

залежить від того, наскільки він перевищує кратне значення частоти дискретизації, і його можна розглядати як "дзеркальне" відображення високочастотної завади в діапазоні смуги пропускання ЕКГ. Це призводить до того, що навіть надвисокочастотні компоненти електрохірургічних завад можуть накладатися на корисний сигнал і створювати хибні артефакти у вимірюваній електрокардіограмі.

Оскільки спектр іскрового розряду є широкосмуговим і "рожевим", він містить енергію на всіх частотах. При дискретизації відбувається сумування потужності шуму з усіх зон Найквіста (High Frequency Zones) в одну базову смугу (Baseband). Якщо АЦП має смугу пропускання вхідного каскаду 1 МГц, а частота дискретизації 1 кГц, то шум з 1000 зон Найквіста "складеться" в спектр 0–500 Гц. Це призводить до катастрофічного погіршення співвідношення сигнал/шум (SNR). ЕКГ сигнал може повністю потонути в "білому шумі", який насправді є сумою аліасів високочастотного шуму іскри.

Аліасинг стосується не лише частоти, але й впливає на роботу цифрових фільтрів через амплітудні ефекти. Імпульси ECU мають величезну амплітуду. Якщо вони викликають насичення АЦП (clipping), сигнал перетворюється на прямокутні "полиці". Спектр зрізаного сигналу (clipped signal) теоретично нескінченний. Цифрові фільтри, особливо IIR (фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою), при подачі на них ступінчастого сигналу насичення можуть генерувати власні коливальні перехідні процеси ("дзвін" або Gibbs phenomenon), які тривають значно довше за саму заваду, спотворюючи морфологію QRS-комплексу та ST-сегменту навіть у паузах між імпульсами коагуляції [10].

### 1.5 Аналіз методів оцінки якості сигналу

Для забезпечення надійного ЕКГ-моніторингу використовуються методи автоматичної оцінки якості сигналу, що базуються на Signal Quality Index (SQI). SQI дозволяє системі визначати ступінь зашумленості сигналу і в реальному часі

відокремлювати достовірні кардіоцикли від артефактів, мінімізуючи ризик помилкових показань під час активної роботи коагулятора.

Однією з груп методів оцінки SQI є статистичні метрики, які аналізують розподіл амплітуд і форми сигналу. До них належать куртозис (kurtosis) та асиметрія (skewness), що дозволяють визначити наявність аномально високих або низьких піків у сигналі, характерних для електрохірургічних завад або механічних артефактів. Куртозис вимірює "гостроту" розподілу сигналу і дозволяє виявляти короточасні високоамплітудні сплески, які не відповідають фізіологічним кардіоциклами. Асиметрія показує зміщення розподілу амплітуд від нормального середнього значення, що допомагає відокремлювати асиметричні артефакти від регулярних коливань ЕКГ. Використання цих метрик у реальному часі дозволяє фільтрувати неінформативні або спотворені сегменти сигналу без затримки, що є критичним для хірургічного моніторингу.

Крім статистичних методів, застосовуються також частотні та часові SQI, що аналізують спектральні характеристики сигналу та його морфологію у часовій області. Наприклад, у спектральній області можна виділити частотні компоненти електрохірургічного шуму, який зазвичай перебуває у діапазоні сотень кГц до декількох МГц, тоді як основний сигнал ЕКГ зосереджений у діапазоні 0,05–150 Гц. Порівнюючи спектральний склад сигналу з нормою, система може виявляти періоди, коли ЕКГ спотворена, і тимчасово ігнорувати ці дані при обчисленні частоти серцевих скорочень.

Сучасні алгоритми SQI часто поєднують комбіновану оцінку, що враховує статистичні, часові та спектральні характеристики сигналу, забезпечуючи більш надійне визначення його якості. Такий підхід дозволяє системі не тільки виявляти присутність шуму, але й оцінювати ступінь впливу артефактів на достовірність критичних показників. У контексті інтраопераційного моніторингу це критично важливо, оскільки хибна ЧСС або невірна індикація аритмії може призвести до помилкових клінічних рішень.

Таким чином, інтеграція SQI у систему моніторингу серцевої діяльності дозволяє забезпечити стабільну візуалізацію ЕКГ, своєчасне реагування на

потенційно небезпечні стани та автоматичну корекцію обчислень ЧСС під час роботи електрохірургічного обладнання. Використання метрик, таких як куртозис і асиметрія, у поєднанні зі спектральними та часовими методами, створює багаторівневий підхід до забезпечення якості сигналу та підвищує надійність інтраопераційного моніторингу [11].

## 1.6 Відкриті електрокардіографічні набори даних

Відкриті дані являють собою форму представлення інформації, яка є загальнодоступною та зручною для використання дослідниками, розробниками та аналітиками. Вони можуть зберігатися у різних форматах, таких як бінарні файли або структуровані таблиці, що дозволяє легко завантажувати їх у бази даних, виконувати аналіз та перетворювати в наочні візуалізації. Такі дані відіграють фундаментальну роль у розвитку бізнесу, стартапів та наукових проєктів, оскільки забезпечують швидкий доступ до великого обсягу інформації без необхідності створювати її з нуля. Для того, щоб відкриті дані були корисними та надійними, вони повинні відповідати ряду важливих характеристик. По-перше, вони мають бути стандартизованими, тобто мати чітку структуру, відхилення від якої фіксується системою та не допускає завантаження некоректних записів. По-друге, формат даних має бути зрозумілим та зручним для обробки, що дозволяє інтегрувати їх із різними аналітичними інструментами та платформами. Важливою особливістю є наявність багатих API та можливостей інтеграції, які дають змогу автоматизувати обмін даними між різними джерелами та системами. Нарешті, відкриті дані повинні бути соціально взаємодіючими, тобто підтримувати обговорення, оцінку та рецензування користувачами та спільнотами, що дозволяє підвищувати їхню якість, точність та актуальність. У сукупності ці характеристики забезпечують ефективність використання відкритих даних для наукових досліджень, розробки нових технологій і прийняття обґрунтованих рішень у бізнесі та медицині.

У вільному доступі сьогодні існує кілька великих баз даних, що містять відкриті дані фізіологічних сигналів, зокрема електрокардіограм (ЕКГ). Найбільшою та найвідомішою з них є PhysioNet, яка була створена у 1999 році як частина дослідницького проєкту для роботи зі складними фізіологічними сигналами. PhysioNet виник завдяки спільній роботі різних груп комп'ютерних вчених, фізиків, математиків, біомедичних дослідників, клініцистів та викладачів із Бостонського медичного центру Бет-Ізраель Діаконесс, Гарвардської медичної школи, Бостонського університету, університету Макгілла та Массачусетського технологічного інституту. Багато з учасників працювали разом понад 20 років над проблемами характеристики та розуміння динаміки фізіології людини, наслідків динамічних змін у діагностиці та лікуванні патофізіології, розробки нових методів фізіологічного моніторингу в амбулаторних і екстрених умовах та створення обґрунтованих моделей для прийняття медичних рішень в інтенсивній терапії.

Група Массачусетського технологічного інституту надала для PhysioNet свої 11 баз даних та програмне забезпечення для їх аналізу, що стало основою для створення PhysioBank і PhysioToolkit. Вільна доступність цих ресурсів призвела до значного зростання інтересу до них у світі, оскільки дослідники та студенти, які раніше не мали доступу до таких даних, змогли розпочати нові дослідницькі проєкти, порівнювати методи та розробляти власні алгоритми. Початкові внески швидко доповнили додаткові колекції даних і програмного забезпечення від співробітників та науковців з різних країн, що дозволило значно збільшити обсяг бази. PhysioBank на сьогодні містить понад 90 000 записів фізіологічних сигналів, що займають більше ніж 4 терабайти даних, організованих у більш ніж 80 базах даних, які охоплюють короткі записи тривалістю кілька хвилин та довготривалі, що фіксують сигнали протягом годин і днів, включно з ЕКГ, артеріальним тиском, пульсоксиметрією та іншими параметрами. PhysioToolkit містить понад сотню інструментів для обробки сигналів, візуалізації даних, імпорту та експорту в різних форматах, що дозволяє

дослідникам зручно працювати з фізіологічними даними та створювати власні колекції.

Ще однією великою відкритою базою даних ЕКГ є ECG-ViEW II, яка суттєво відрізняється від PhysioNet своєю структурою та способом зберігання інформації. На відміну від баз, що містять безпосередньо оцифровані сигнали ЕКГ, ECG-ViEW II зберігає числові параметри ЕКГ у вигляді таблиць, що включають RR-інтервали, PR-інтервали, тривалість комплексу QRS, QT та скоригованого QTc, осі зубців та інші важливі характеристики серцевого ритму. Це дозволяє проводити швидкий статистичний аналіз без необхідності обробки первинних сигналів, що особливо зручно для великих когорт пацієнтів та проведення епідеміологічних досліджень.

Окрім електрофізіологічних параметрів, база даних містить клінічні й демографічні дані, серед яких вік та стать пацієнтів, наявність супутніх захворювань, рівні основних електролітів у крові, використання медикаментів та інші клінічно значущі показники. Такий комплексний підхід дозволяє аналізувати не лише короткострокові зміни ЕКГ, але й довготривалі тенденції, пов'язані зі старінням серця, хронічними захворюваннями, впливом ліків та зовнішніх факторів.

ECG-ViEW II містить майже 1 мільйон записів ЕКГ (979 273 записи) від 461 178 пацієнтів, що охоплюють період спостереження у 19 років. Це робить базу унікальною для досліджень, пов'язаних із динамікою електрофізіологічних показників у великій популяції, дозволяючи виявляти закономірності та тенденції, які неможливо помітити у невеликих вибірках. Велика кількість даних і тривалість спостереження забезпечують високу статистичну надійність результатів та відкривають можливості для розробки алгоритмів прогнозування ризику серцево-судинних подій, автоматичної діагностики аритмій, виявлення прихованих патологій та оцінки ефективності лікування.

База ECG-ViEW II є надзвичайно цінною для клінічних та наукових досліджень, оскільки дозволяє аналізувати вплив хвороб, ліків та демографічних факторів на електрофізіологічні характеристики серця, формувати стандарти

інтерпретації ЕКГ та розробляти нові методи обробки та аналізу даних. Завдяки своїй структурованості та масштабності, вона стає ключовим ресурсом для дослідників, що працюють у галузі кардіології, біомедичної інженерії, машинного навчання та штучного інтелекту у медицині.

Ще однією важливою базою даних ЕКГ є CSRC (Cardiac Signal Research Consortium), яка відрізняється від попередніх тим, що фокусується на довготривалих записах та високоточних сигналах для досліджень аритмій та інших серцевих розладів. CSRC містить дані як із коротких стандартних 12-канальних ЕКГ, так і з тривалих амбулаторних записів Холтера, що дозволяє досліджувати як епізодичні, так і хронічні зміни серцевої електрофізіології. База включає часові ряди з високою роздільною здатністю, що дозволяє аналізувати дрібні хвильові особливості сигналу, такі як мікроаритмії, варіабельність комплексу QRS та тонкі зміни сегмента ST.

CSRC також містить клінічні дані пацієнтів, включаючи діагнози, історію захворювань, інформацію про проведені втручання та медикаментозну терапію, що робить її особливо корисною для досліджень, які поєднують сигнал ЕКГ з клінічним контекстом. Довготривалі записи дозволяють аналізувати вплив різних факторів, включно з фізичним навантаженням, змінами рівня електролітів та коливанням серцевого ритму протягом доби. База CSRC активно використовується для розробки алгоритмів автоматичної діагностики аритмій, машинного навчання у кардіології та моделювання електрофізіологічних процесів серця.

Ще одним цікавим ресурсом є РТВ-XL (Physikalisch-Technische Bundesanstalt eXtended Large ECG Database), який містить понад 21 000 12-канальних ЕКГ записів, оцифрованих із високою роздільною здатністю. Ця база відрізняється від попередніх своїм акцентом на якість сигналу та детальну анотацію. Кожен запис включає інформацію про наявні патології, такі як ішемія, інфаркт міокарда, аритмії та інші серцево-судинні порушення, а також класифікацію за міжнародними стандартами, наприклад, за SCP-ECG і SNOMED-CT. РТВ-XL є особливо цінною для розробки і тестування алгоритмів

штучного інтелекту у діагностиці серцевих захворювань, оскільки містить як чисті, так і патологічні сигнали, що дозволяє будувати збалансовані навчальні набори даних.

Ще одним прикладом великої відкритої бази є MIT-BIH Arrhythmia Database, яка зберігає оцифровані двоканальні ЕКГ з Холтера з позначенням аномальних серцевих подій. Вона складається з 48 записів по 30 хвилин, але кожен сигнал містить детальні анотації типу аритмії, що робить базу золотим стандартом для досліджень аритмій і розробки алгоритмів їх автоматичного виявлення. Завдяки цьому MIT-BIH активно використовується для тестування та порівняння нових методів обробки сигналів та штучного інтелекту у кардіології.

Таким чином, сучасні відкриті бази даних ЕКГ охоплюють широкий спектр інформації: від первинних сигналів з високою роздільною здатністю до агрегованих числових параметрів, від коротких стандартних записів до довготривалих моніторингів, а також включають різноманітні клінічні та демографічні дані. Така різноманітність дозволяє дослідникам поєднувати статистичний аналіз, моделювання, машинне навчання та клінічну інтерпретацію для вивчення роботи серця, діагностики захворювань, оцінки ефективності лікування та прогнозування ризиків серцево-судинних ускладнень.

Аналізуючи наявні відкриті бази даних ЕКГ, окрім проблеми відсутності необхідних записів сигналів, було виявлено ще кілька суттєвих обмежень, які впливають на ефективність їх використання. По-перше, більшість даних у базах PhysioNet та ECG-VIEW II представлені у вигляді CSV-файлів. Однак значна частина цих файлів має некоректний або неповний формат, що ускладнює їх автоматичну обробку та інтеграцію в дослідницькі проєкти. За оцінками, близько 80% CSV-файлів потребують ручного редагування перед використанням, що значно збільшує витрати часу та ресурси на підготовку даних.

По-друге, дані залишаються розрізненими, а єдині стандарти подання інформації відсутні. Різні бази використовують власні формати, структури та способи анотації даних, що створює труднощі при порівнянні та об'єднанні наборів даних для комплексного аналізу. Відсутність стандартизації також

ускладнює автоматизацію обробки сигналів та розробку універсальних алгоритмів.

По-третє, відсутність API для безпосереднього доступу до даних означає, що для використання цих ресурсів у власних проєктах необхідно завантажувати файли локально та самостійно відстежувати їх актуальність і зміни. Для великих наборів даних це створює суттєві складнощі та ризики помилок. В ідеалі доступ через API дозволив би працювати з даними без необхідності завантаження, забезпечуючи автоматичне оновлення та інтеграцію в аналітичні чи дослідницькі платформи.

По-четверте, через розрізненість даних відсутній єдиний механізм пошуку, що ускладнює пошук потрібних записів серед різних джерел відкритих даних. Користувачі не можуть виконати централізований пошук по всіх доступних базах, що обмежує ефективність досліджень та збільшує час на пошук релевантної інформації.

Нарешті, одним із ключових недоліків цих відкритих баз є відсутність записів ЕКГ під час використання електрохірургічного обладнання або інших спеціалізованих медичних процедур. Це створює обмеження для розробки нових цифрових фільтрів і алгоритмів обробки сигналів, а також для перевірки ефективності існуючих методів. Відсутність таких даних значно зменшує можливості дослідників у створенні та тестуванні алгоритмів, здатних адекватно працювати в умовах клінічної практики з високим рівнем електромагнітних перешкод [12].

Таким чином, хоча відкриті бази даних ЕКГ є потужним ресурсом для наукових та клінічних досліджень, їхні структурні, технічні та змістові обмеження потребують додаткових рішень для ефективного використання у сучасних аналітичних та розробницьких проєктах.

## 1.7 Висновки до розділу 1

У результаті проведеного аналізу теоретичних основ інтраопераційного моніторингу стану пацієнта та специфіки реєстрації електрокардіографічного сигналу в умовах хірургічного втручання встановлено, що інтраопераційний контроль зазнав значної еволюції – від суб'єктивного клінічного спостереження до суворо регламентованої системи міжнародних стандартів, зокрема рекомендацій ASA та ESA, у межах яких безперервна електрокардіографія є обов'язковим компонентом моніторингу, оскільки зміни електричної активності серця часто передують розвитку небезпечних гемодинамічних порушень. Показано, що серцево-судинна система пацієнта під час операції перебуває під комплексним впливом фармакологічних та фізіологічних факторів: з одного боку, анестетики стабілізують ритм серця, але можуть маскувати патологічні зміни, а з іншого – хірургічний стрес активує симпатичну нервову систему, що призводить до змін амплітуд зубців ЕКГ та сегмента ST. Особливу технічну складність для інтраопераційної реєстрації сигналу становить використання електрохірургічних пристроїв, які є джерелом інтенсивних широкосмугових електромагнітних завад, енергетичний рівень яких може перевищувати корисний сигнал ЕКГ більш ніж на 120 дБ. При цьому нелінійні ефекти іскрового розряду формують шумові компоненти типу «рожевого шуму», що не корелюють із фазою генератора та є вкрай складними для традиційної фільтрації. Встановлено, що високочастотні завади електрохірургічного обладнання призводять до ефектів аліасингу та насичення аналого-цифрових перетворювачів, що істотно погіршує співвідношення сигнал/шум і викликає тривалі перехідні процеси у цифрових фільтрах, унаслідок чого спотворюється морфологія кардіоциклу. Разом із тим показано, що застосування індексів якості сигналу, зокрема статистичних метрик куртозису та асиметрії, дає змогу в режимі реального часу виявляти артефакти та знижувати ризик помилкових клінічних рішень під час активної роботи хірургічного обладнання. Аналіз відкритих баз даних електрокардіографічних сигналів, таких як PhysioNet, MIT-BIH та PTB-XL,

виявив критичний дефіцит записів ЕКГ, що містять артефакти реального електрохірургічного впливу, що суттєво обмежує можливості розробки та валідації завадостійких алгоритмів обробки сигналів. Таким чином, встановлені обмеження існуючих систем моніторингу та відсутність спеціалізованих експериментальних даних обґрунтовують необхідність розробки апаратно-програмного комплексу, здатного забезпечувати стабільну реєстрацію «сирих» біомедичних даних в умовах інтенсивних електромагнітних завад для їх подальшого інтелектуального аналізу.

## 2 ПРОЄКТУВАННЯ АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ ЗБОРУ ТА ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ

### 2.1 Стандарти електричної безпеки медичних виробів

Забезпечення електричної безпеки при розробці апаратно-програмного комплексу для інтраопераційного моніторингу ЕКГ є критичним завданням, оскільки пацієнт у стані хірургічного втручання є надзвичайно вразливим до впливу електричного струму. Прямий контакт електродів із тілом пацієнта та використання іншого електрохірургічного обладнання вимагають суворого дотримання міжнародних та національних стандартів.

Основним стандартом, що регулює вимоги до медичного електрообладнання, є ДСТУ EN 60601-1 (міжнародний аналог – ІЕС 60601-1). Відповідно до цього стандарту, розроблена система моніторингу ЕКГ класифікується за рядом критичних параметрів. По-перше, клас захисту від ураження електричним струмом визначає вимоги до ізоляції та заземлення системи. Система повинна відповідати Класу I, що передбачає наявність захисного заземлення, або Класу II, що передбачає подвійний або посилений захист. Для портативних та завадостійких комплексів перевага надається Класу II із додатковою гальванічною розв'язкою, що забезпечує підвищений рівень безпеки пацієнта. По-друге, тип робочої частини (Applied Part) визначається залежно від безпосереднього контакту обладнання з організмом. Оскільки електроди ЕКГ мають прямий контакт із серцево-судинною системою пацієнта через провідність тканин, система класифікується як тип CF (Cardiac Floating). Цей тип передбачає найвищий ступінь захисту та суворі обмеження щодо струмів витоку.

Особливістю інтраопераційного моніторингу є необхідність захисту вхідних ланцюгів ЕКГ від високих напруг. Згідно зі стандартом ІЕС 60601-2-27, ЕКГ-апарати повинні відповідати специфічним вимогам безпеки. По-перше, захист від дефібриляції передбачає, що вхідні каскади підсилювача ЕКГ повинні

витримувати розряд дефібрилятора до 5 кВ без пошкодження електронних компонентів і відновлювати моніторинг протягом декількох секунд після впливу. По-друге, захист від електрохірургічних завад зумовлений використанням у операційній електрокоагуляторів. У таких умовах система повинна мати вбудовані фільтри низьких частот та відповідне екранування, що запобігає термічним опікам у місцях кріплення ЕКГ-електродів, викликаним протіканням струмів високої частоти.

Гальванічна ізоляція включає два основні напрямки. По-перше, ізоляція живлення передбачає використання джерел живлення з низькою бар'єрною ємністю, що зменшує вплив сторонніх електромагнітних перешкод на електронні ланцюги. По-друге, ізоляція сигналів та інтерфейсів даних забезпечується застосуванням цифрових ізоляторів між аналого-цифровими перетворювачами та центральними обчислювальними або комунікаційними модулями, що дозволяє мінімізувати передавання шумів і перешкод до обробки та відображення ЕКГ-сигналу [13].

## 2.2 Архітектура системи збору даних

Системи збору даних (Data Acquisition Systems, DAS) у медичній апаратурі виконують функцію ключового інтерфейсу між безперервними фізіологічними процесами організму та цифровим обчислювальним середовищем. Архітектура DAS визначає фундаментальні характеристики приладу, включно зі смугою пропускання, фазовою точністю, динамічним діапазоном та стійкістю до перехресних завад. У біомедичній інженерії традиційно виділяють три основні топології побудови вхідних трактів: скануючу (scanning), мультиплексну (multiplexed) та паралельну або синхронну (simultaneous sampling), кожна з яких має свої переваги і обмеження залежно від вимог до точності, швидкості та обробки багатоканальних сигналів.

Мультиплексна архітектура, історично найбільш поширена в системах середнього класу точності, базується на принципі розподілу ресурсу одного

високошвидкісного аналого-цифрового перетворювача (АЦП) між декількома вхідними каналами. У такій схемі аналогові сигнали від електродів проходять через каскади попереднього підсилення та аналогової фільтрації (anti-aliasing filters), після чого подаються на входи аналогового мультиплексора (MUX).

Функціонування мультиплексної системи базується на циклічному процесі комутації каналів, який керується центральним процесором або контролером прямого доступу до пам'яті (DMA). Контролер послідовно підключає вихід кожного каналу до входу пристрою вибірки-зберігання (Sample-and-Hold, S/H) та аналого-цифрового перетворювача (АЦП), забезпечуючи по черзі опитування всіх каналів системи. Для того щоб підтримувати задану частоту дискретизації на кожному каналі, АЦП має працювати з достатньою сумарною швидкістю перетворення, яка забезпечує своєчасне опитування всіх каналів без втрати інформації. Такий підхід гарантує підтримання необхідної точності та тимчасової роздільної здатності сигналів у мультиплексованій системі збору даних.

Переваги мультиплексної архітектури полягають у її економічній ефективності та уніфікації характеристик каналів. Використання єдиного аналого-цифрового перетворювача дозволяє суттєво знизити вартість компонентної бази та спростити трасування друкованої плати, зменшуючи її площу. Крім того, оцифровування всіх каналів одним фізичним пристроєм усуває проблему розбіжності коефіцієнтів підсилення та нелінійності між каналами, яка є характерною для паралельних архітектур і може призводити до помилок при обробці сигналів.

Проте в контексті прецизійної електрокардіографії, особливо при 12-канальному записі, мультиплексування має суттєвий недолік, що полягає у часовому перекосі сигналів. Оскільки вибірки каналів здійснюються послідовно, між відліками сусідніх каналів виникає детермінована затримка, а в 12-канальній системі затримка між першим та останнім відведенням може бути достатньою для спотворення фазових співвідношень сигналів. Це критично впливає на точність векторкардіографічного аналізу та визначення електричної осі серця, де

одночасність вимірювання потенціалів у різних точках тіла є базовою вимогою. Крім того, перемикання мультиплексора генерує комутаційні завади, що вимагає від вихідних підсилювачів каналів високої швидкості наростання напруги для перезаряду вхідної ємності АЦП, що значно ускладнює проектування малопотужних та портативних пристроїв [14].

Для усунення недоліків мультиплексованої архітектури у висококласній медичній техніці застосовується паралельна або синхронна архітектура одночасної вибірки (Simultaneous Sampling), яка забезпечує одночасне зчитування сигналів із всіх каналів. Реалізація такої архітектури може здійснюватися двома способами: через повністю паралельний тракт АЦП для кожного каналу або через використання індивідуальних пристроїв вибірки-зберігання (Sample-and-Hold, S/H) для кожного каналу з подальшою послідовною оцифровкою значень одним швидким АЦП. У розроблюваному комплексі застосовано сучасну реалізацію паралельної архітектури на базі спеціалізованого аналогового інтерфейсу (Analog Front-End, AFE) ADS1298 компанії Texas Instruments (рисунок 2.1).

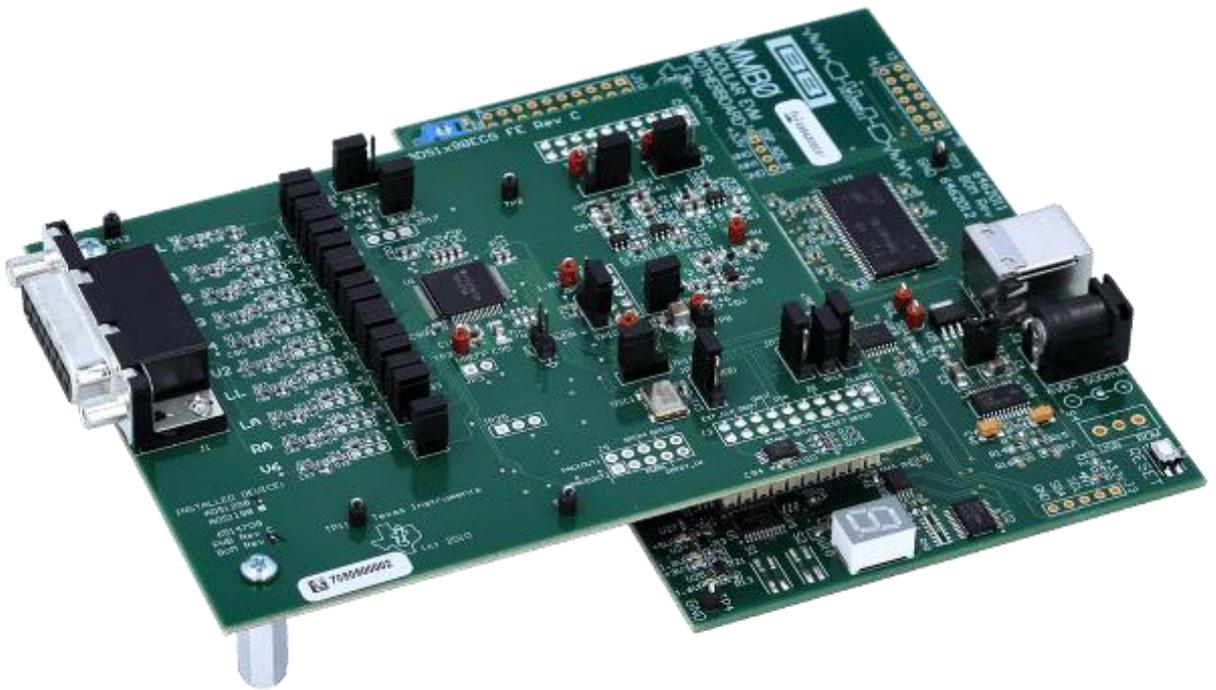


Рисунок 2.1 – Аналоговий вхідний інтерфейс для вимірювання біопотенціалів ADS1298 [15]

Ця мікросхема містить вісім незалежних 24-бітних дельта-сигма АЦП, які працюють паралельно, забезпечуючи одночасне зчитування сигналів з усіх каналів. Використання ADS1298 дозволяє усунути часовий перекіс сигналів, характерний для мультиплексних систем, підвищити точність фазових співвідношень у багатоканальних записах та значно спростити проектування високоточних 12-канальних електрокардіографічних систем. Крім того, інтегровані в мікросхему підсилювачі та вбудовані функції синхронізації знижують рівень комутаційних завад і забезпечують стабільність сигналу, що критично для наукових досліджень та клінічного аналізу.

Синхронна архітектура на базі ADS1298 забезпечує ряд ключових переваг для високоточного багатоканального запису ЕКГ. По-перше, всі вісім каналів тактуються від одного джерела опорної частоти і виконують вибірку сигналу в абсолютно ідентичні моменти часу, що повністю усуває фазовий перекіс і гарантує ідеальну часову кореляцію між відведеннями. Це критично важливо для достовірного аналізу морфології QRS-комплексу та детекції аритмій. По-друге, використання 24-бітних дельта-сигма перетворювачів дозволяє досягти надзвичайно високої роздільної здатності та широкого динамічного діапазону, що практично усуває необхідність у значному аналоговому підсиленні перед АЦП. Завдяки цьому навіть мікрвольтові сигнали ЕКГ можуть бути достовірно зареєстровані на фоні повної шкали у кілька вольт, включаючи значну постійну складову, що виникає на межі "електрод-шкіра". Таке DC-з'єднання забезпечує швидке відновлення сигналу після перевантажень, викликаних дефібриляцією або електрокоагуляцією, оскільки відсутні розділові конденсатори з великими постійними часу перезаряду. По-третє, інтегрована цифрова фільтрація дельта-сигма архітектури передбачає передискретизацію (oversampling) з наступною децимацією, що ефективно виконує роль антиаліасингового фільтра і пригнічує високочастотні завади. Це дозволяє спростити аналогову частину системи, обмежившись простими RC-фільтрами першого порядку для захисту від радіочастотних перешкод, що особливо важливо в умовах операційної з працюючим електрохірургічним обладнанням. Вибір архітектури на базі

ADS1298 забезпечує отримання первинних даних високої якості без фазових спотворень, що є критичною умовою для подальшого аналізу сигналів, створення наукових датасетів і розробки алгоритмів реконструкції та шумоподавлення.

Отже, для реалізації поставлених завдань – збору високоякісних сигналів в умовах хірургічних втручань – архітектура одночасної вибірки на базі інтегрованого AFE є безальтернативною. Вона дозволяє фіксувати миттєвий стан електричного поля серця в усіх відведеннях, що дає можливість алгоритмічно розділяти корисний сигнал та просторово корельовані завади від коагулятора.

Апаратна реалізація системи включає спеціалізований аналоговий вхідний каскад (Analog Front-End, AFE), спроектований на основі референсної архітектури ADS1298 від компанії Texas Instruments (рисунок 2.2).

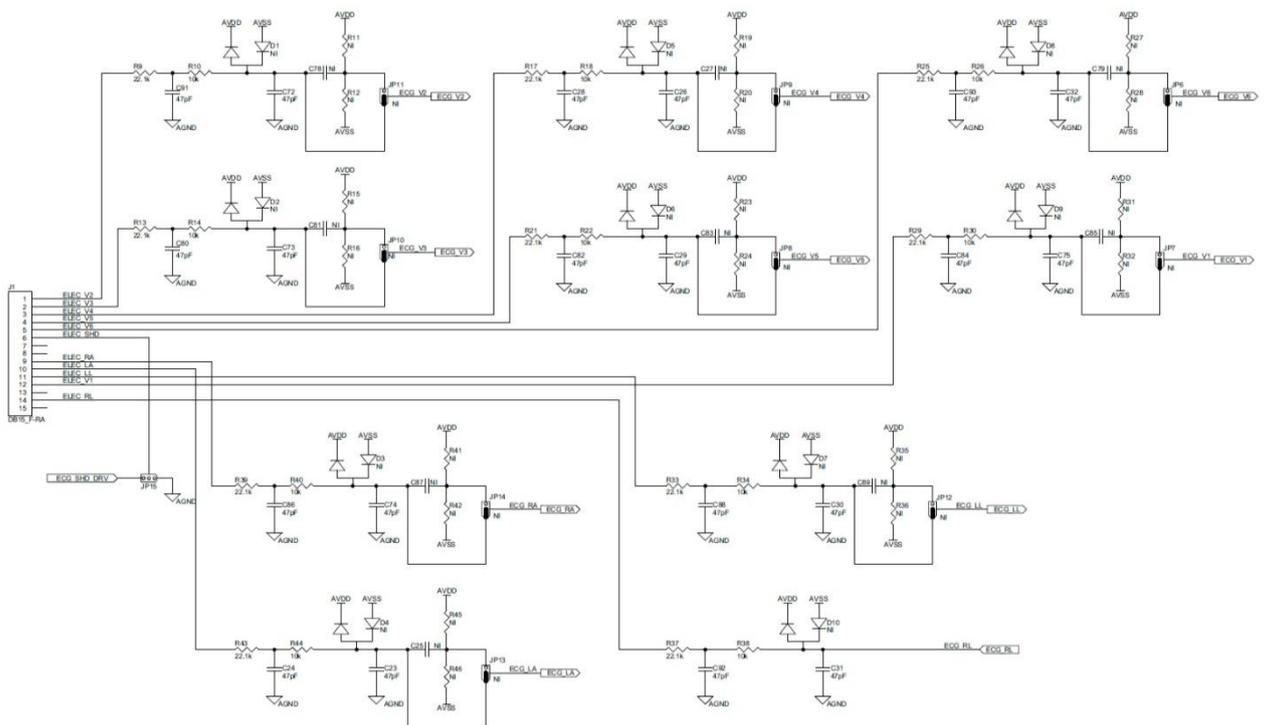


Рисунок 2.2 – Схема вхідного каскаду реєстрації сигналів

Основним завданням цього вузла є забезпечення прецизійного знімання біоелектричних потенціалів серця при одночасному забезпеченні високого рівня захисту пацієнта та стійкості до електромагнітних завад хірургічного середовища. Вхідним інтерфейсом системи виступає роз'єм J1 (тип DB15), який забезпечує підключення 10-електродного кабелю пацієнта. Схема підключення реалізована таким чином, щоб забезпечити реєстрацію стандартних 12 відведень ЕКГ: через контакти роз'єму на вхід надходять потенціали кінцівок (RA, LA, LL) та шість прекордіальних (грудних) потенціалів (V1–V6). Окремий контакт роз'єму (пін 13) виділений для електрода правої ноги (RL), що виконує роль активного зворотного зв'язку для придушення синфазних завад. Кожен вимірювальний канал системи оснащений індивідуальним ланцюгом пасивної фільтрації та багаторівневого захисту. Первинний каскад складається з резистивних ділянок (наприклад, R9 номіналом 22.1 кОм та R10 на 10 кОм), які виконують роль обмежувачів струму. Це є критичним фактором безпеки, що обмежує струми витоку на пацієнта та захищає вхідні каскади АЦП від високовольтних сплесків, характерних для роботи хірургічного коагулятора. Паралельно до ліній сигналу встановлені конденсатори (наприклад, C91 та C72 ємністю 47 пФ), які спільно з резисторами утворюють фільтри низьких частот (ФНЧ). Ці фільтри призначені для відсікання радіочастотних (РЧ) завад до моменту їх потрапляння в АЦП, що запобігає ефекту демодуляції ВЧ-сигналу на електродах. Для захисту від екстремальних перенапруг у схемі передбачені обмежувальні діоди (D1–D10), підключені до шин живлення AVDD та AVSS. У разі виникнення імпульсної завади амплітудою понад напругу живлення, діоди відкриваються, шунтуючи енергію завади та запобігаючи виходу мікросхеми з ладу.

Сформовані таким чином первинні сигнали (ECG\_RA, ECG\_LA, ECG\_LL, ECG\_V1–V6) спрямовуються на диференційні входи 24-бітного АЦП ADS1298. Використання такої апаратної конфігурації у поєднанні з активним приводом правої ноги (Right Leg Drive) забезпечує формування високоякісного датасету

«сирих» даних, які є придатними для подальшої інтелектуальної обробки засобами глибокого навчання.

### 2.3 Система автономного збору та реєстрації даних

В умовах операційної використання бездротових каналів передачі біомедичних даних є потенційно ризикованим, оскільки електромагнітне середовище хірургічного залу характеризується високим рівнем індустриальних та радіочастотних завад.

З метою підвищення надійності та безпеки системи у проєкті реалізовано підхід автономної реєстрації біомедичних сигналів без використання бездротових або мережових інтерфейсів у режимі реального часу. Зокрема, передбачено безпосередній запис даних на SD-карту у бінарному форматі. Такий підхід дозволяє гарантувати повну цілісність інформаційних пакетів, виключає втрати даних, пов'язані з перешкодами у каналі зв'язку, а також забезпечує повну гальванічну ізоляцію пацієнта від будь-якого зовнішнього мережового обладнання. Відсутність фізичного або радіочастотного з'єднання з комп'ютерними системами під час операції суттєво знижує ризик наведення небезпечних струмів та відповідає сучасним вимогам електробезпеки медичних приладів.

Важливим аспектом реалізації автономної реєстрації є вибір параметрів дискретизації сигналу. У даній системі частоту дискретизації встановлено на рівні 1000 Гц, що значно перевищує мінімальні вимоги для стандартного аналізу ЕКГ, проте є виправданим в умовах інтенсивних електромагнітних завад. Така частота дозволяє точно фіксувати швидкі фронти імпульсів, зумовлених роботою електрохірургічного коагулятора, а також зберігати їхню часову структуру. Надалі це створює можливість для нейромережових алгоритмів не лише відфільтровувати шум, але й ідентифікувати його характерні патерни, зокрема випадки, коли високочастотні завади демодулюються у низькочастотну область спектра та маскуються під фізіологічні компоненти сигналу.

Окрему увагу в проєкті приділено питанням електричної ізоляції та захисту пацієнта від радіочастотних струмів. Для цього застосовано комплексну методику, яка поєднує оптичну ізоляцію сигнальних трактів із пасивною фільтрацією радіочастотних компонентів на вході підсилювача. Така комбінація дозволяє ефективно пригнічувати наведені РЧ-струми, запобігати насиченню вхідних каскадів та зменшувати рівень артефактів у корисному сигналі. У результаті забезпечується як електробезпека пацієнта, так і стабільність роботи системи збору даних навіть за наявності потужних джерел електромагнітних завад.

#### 2.4 Цифрова підсистема керування та інтерфейси передачі даних

Цифрова підсистема керування розробленого комплексу виконує роль центрального вузла, що координує роботу прецизійного аналогового інтерфейсу та засобів збереження інформації. Основним компонентом цієї підсистеми є високоефективний мікроконтролер (MCU), вибір якого ґрунтується на необхідності забезпечення високої пропускну здатності та стабільності часових характеристик збору даних. Для реалізації поставлених завдань обрано 32-бітний мікроконтролер архітектури ARM Cortex-M, що володіє апаратним модулем швидкісного послідовного периферійного інтерфейсу (SPI). Вибір контролера з високою тактовою частотою та підтримкою DMA (Direct Memory Access) є критично важливим, оскільки система повинна без затримок опрацьовувати потік даних від восьми паралельних 24-бітних АЦП. При встановленій частоті дискретизації 1000 Гц сумарний потік «сирих» даних від ADS1298 разом із статусним словом становить понад 216 кбіт/с, що вимагає від MCU швидкого зчитування та сегментації пакетів для подальшого запису на SD-карту у бінарному форматі.

Взаємодія між мікроконтролером та аналоговим інтерфейсом ADS1298 реалізована через протокол SPI у режимі Master-Slave. Особливістю функціонування даної системи є робота у синхронному режимі, де критичну роль

відіграє апаратна лінія готовності даних DRDY (Data Ready). Оскільки АЦП виконує внутрішню фільтрацію та децимацію сигналу паралельно по всіх каналах, мікроконтролер налаштований на обробку переривань по спадаючому фронту сигналу на виводі DRDY. Це гарантує, що зчитування результатів квантування відбувається миттєво після завершення циклу перетворення, усуваючи будь-який часовий перекид або джиттер, що особливо важливо для збереження фазових співвідношень у багатоканальному записі ЕКГ.

Процес ініціалізації системи передбачає програмне керування внутрішніми регістрами ADS1298 через SPI-команди для активації спеціалізованих функцій обробки біопотенціалів. Конфігурація регістрової структури дозволяє апаратно реалізувати формування центрального терміналу Вільсона (WCT) та активного приводу правої ноги (RLD). Зокрема, через налаштування регістрів WCT1 та WCT2 забезпечується підключення внутрішніх підсилювачів до відповідних електродів кінцівок (RA, LA, LL) для створення стабільної віртуальної опорної точки, відносно якої реєструються грудні відведення V1–V6. Одночасно з цим, через налаштування регістрів RLD\_SENSP та RLD\_SENSN активується петля зворотного зв'язку RLD, яка виділяє синфазну заваду з вхідних каналів та подає її інвертовану копію на електрод RL пацієнта. Таке програмно-апаратне керування внутрішніми ресурсами мікросхеми дозволяє мінімізувати кількість зовнішніх аналогових компонентів, знизити рівень шумів і забезпечити високу якість формування первинного датасету для подальшої нейромережевої обробки.

## 2.5 Архітектура прикладного програмного забезпечення

Для розробки програмно-апаратного комплексу необхідно заздалегідь визначити програмні засоби, які будуть використані для створення його компонентів. Програмна частина високого рівня включає програмне забезпечення, що працює на комп'ютері, відповідає за зчитування, обробку, зберігання та візуалізацію даних, а також забезпечує взаємодію користувача з

системою. Програмна частина низького рівня реалізується на мікроконтролері та відповідає за безпосередню взаємодію з апаратною частиною.

Для реалізації програмної частини комплексу, що відповідає за зчитування, візуалізацію та конвертацію біомедичних даних, було обрано фреймворк Qt.

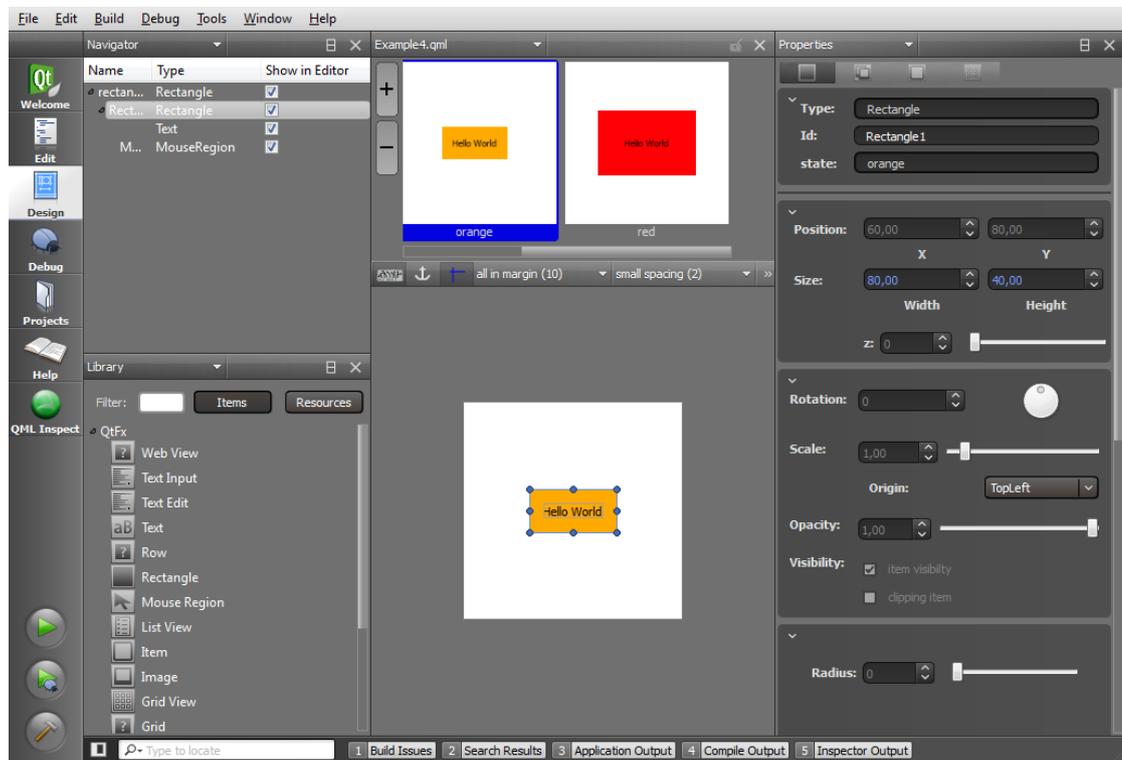


Рисунок 2.3 – Інтерфейс середовища Qt [16]

Qt є багатоплатформовим фреймворком для розробки програмного забезпечення на мові програмування C++, що забезпечує також «прив'язки» до інших мов, таких як Python (PyQt, PySide), Ruby (QTRuby), Java (Qt Jambi) та PHP (PHP-Qt). Від моменту свого створення у 1996 році, Qt стала основою для численних програмних проєктів і слугує фундаментом популярного робочого середовища KDE, яке використовується в багатьох дистрибутивах Linux. Однією з ключових особливостей Qt є його крос-платформеність: написані програми можуть бути легко скомпільовані для роботи на різних операційних системах без необхідності змінювати вихідний код. Фреймворк включає всі необхідні класи для створення прикладного програмного забезпечення, починаючи від

компонентів графічного інтерфейсу і закінчуючи класами для роботи з мережею, базами даних та XML. Qt є повністю об'єктно-орієнтованим, розширюваним та підтримує техніку компонентного програмування, що робить його зручним для створення складних і надійних програмних комплексів [17]. Інтерфейс середовища Qt представлено на рисунку 2.3.

На рисунку 2.4 представлено структурну блок-схему програмно-апаратного комплексу моніторингу стану пацієнта. Зі схеми видно, що робота комплексу забезпечується взаємодією декількох ключових блоків. До основних внутрішніх модулів монітора належать модуль електрокардіографії (ЕКГ) та модуль неінвазивного вимірювання артеріального тиску. Додатково до них інтегровано модуль запису даних на SD-картку, який відповідає за збереження інформації для подальшого аналізу. Взаємодія всіх апаратних компонентів контролюється та координується програмним забезпеченням, яке забезпечує збір, обробку та передачу даних для подальшого використання як у реальному часі, так і для створення навчальних наборів даних для алгоритмів обробки сигналів.

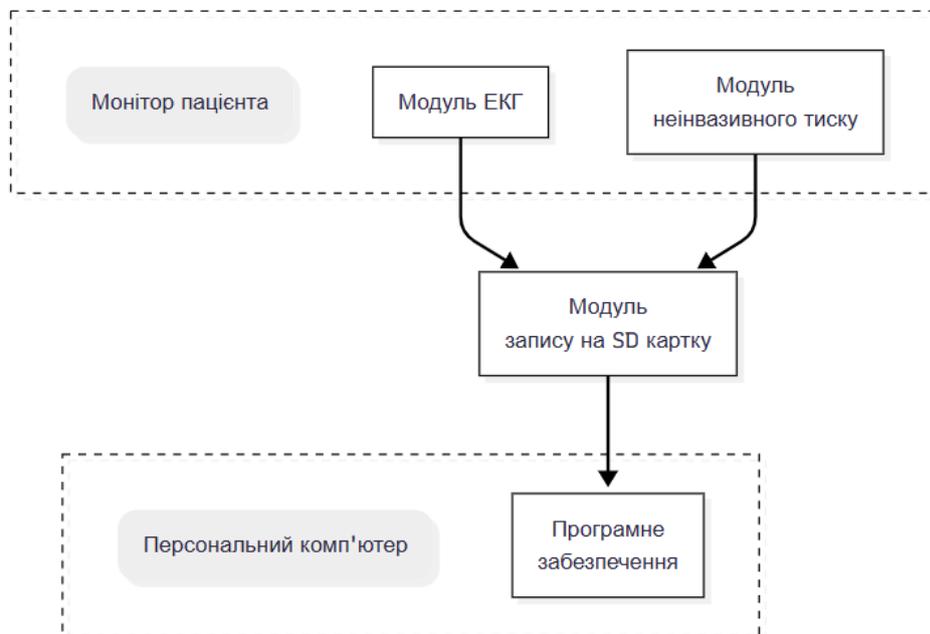


Рисунок 2.4 – Блок-схема архітектури програмно-апаратного комплексу моніторингу пацієнта

Модулі для реєстрації електрокардіограми (ЕКГ) та неінвазивного контролю кров'яного тиску (НІКТ) забезпечують збір фізіологічних сигналів і передають отримані дані на модуль запису. Цей модуль виконує збереження бінарної інформації безпосередньо на SD-картку, що гарантує цілісність та точність первинних даних. Після завершення сеансу моніторингу SD-картка вилучається і підключається до персонального комп'ютера або ноутбука, на якому спеціальне програмне забезпечення виконує конвертацію бінарних даних у зручний для аналізу табличний формат CSV. Використання цього формату дозволяє одразу додавати анотації, проводити статистичний та графічний аналіз, а також будувати різноманітні графіки для оцінки роботи монітора пацієнта, виявлення потенційних помилок у реєстрації сигналів та перевірки точності алгоритмів обробки.

Для апаратної частини комплексу частини комплексу була розроблена функціональна схема. Для модулів ЕКГ та неінвазивного тиску їх апаратна частина є ідентична. Для модуля запису на карту пам'яті була створена інша – відмінна від ЕКГ та неінвазивного тиску функціональна схема, адже даний модуль виконує зовсім інакші функції. На рисунку 2.5 представлена функціональна схема апаратної частини комплексу.

На функціональній схемі апаратної частини чітко видно взаємодію всіх компонентів системи, шляхи передачі даних від датчиків до записуючого модуля, а також основні блоки, що забезпечують стабільну роботу та надійне зберігання даних. Такий підхід дозволяє не лише зрозуміти логіку роботи апаратної частини, але й спланувати оптимальне розміщення елементів, підключення живлення та інтерфейсів для подальшого програмного керування.

У модулях ЕКГ та неінвазивного вимірювання тиску була реалізована функціональна підсистема для передачі первинних сигналів, що дозволяє збирати дані безпосередньо з сенсорів і передавати їх до модуля запису на SD-картку. Цей процес включає кілька логічних етапів, кожен з яких відповідає певному функціональному елементу системи. Перед початком роботи модулів виконується ініціалізація всіх необхідних налаштувань, наприклад вибір режиму

роботи, швидкості передачі даних та конфігурації UART-порту для подальшої комунікації. Далі відбувається перевірка наявності підключення модуля запису до сенсорного блоку, що гарантує готовність системи до роботи та дозволяє уникнути втрати даних.

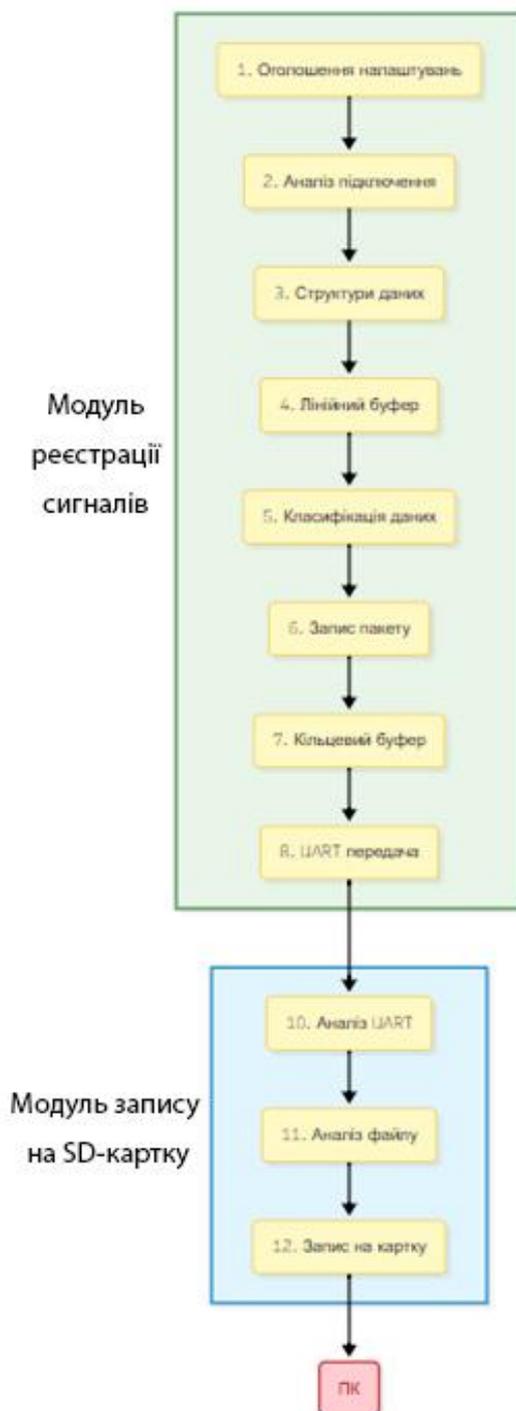


Рисунок 2.5 - Функціональна схема апаратної частини комплексу

Зібрані дані формуються у спеціальні структури, які забезпечують їх впорядковане зберігання та подальшу обробку. Кожен байт сигналу послідовно записується у лінійний буфер, де здійснюється первинна організація даних. Після цього відбувається класифікація сигналів за типом, призначенням і визначається спеціальний PID-номер, що полегшує ідентифікацію пакету під час передачі та запису. На основі лінійного буфера формується пакет даних відповідно до визначеного протоколу, після чого пакет поміщається у кільцевий буфер, де зберігаються всі підготовлені пакети до моменту відправки.

Коли кільцевий буфер заповнюється, дані передаються через UART-порт, причому здійснюється аналіз роботи порту та перевірка, які порти активні в даний момент. Паралельно відбувається контроль файлу для запису на SD-картку, перевіряється його наявність, цілісність та заповненість. Якщо файл готовий до запису, пакети даних по черзі записуються на карту пам'яті, забезпечуючи безперервну реєстрацію сигналів. Таким чином, функціональні елементи модулів ЕКГ, неінвазивного тиску та запису на SD-картку працюють у тісній взаємодії, забезпечуючи надійну передачу та збереження фізіологічних даних у структурованому та доступному для подальшого аналізу вигляді.

Система забезпечує передачу великих пакетів даних з високою швидкістю, що дозволяє ефективно фіксувати фізіологічні сигнали в режимі реального часу. Дані зберігаються на SD-картці у вигляді бінарних файлів, проте завдяки визначеному протоколу передачі їх можна легко інтерпретувати та конвертувати у будь-який необхідний формат для подальшого аналізу або обробки.

Модуль запису на SD-картку складається з чотирьох ключових компонентів, що забезпечують його функціонування. Першим і головним елементом є мікроконтролер типу STM32F1, який виконує роль центрального керуючого вузла. Він реалізує всю логіку роботи системи, включаючи ініціалізацію UART-портів, прийом даних від модулів моніторингу, їхню організацію в пакети, створення файлу на картці та запис бінарних даних. Крім того, мікроконтролер відповідає за встановлення з'єднання з підключеними модулями та контроль коректності передачі інформації.

Другим елементом є слот для SD-картки, який забезпечує фізичне підключення карти пам'яті формату microSD до модуля. Сам слот гарантує надійний контакт та дозволяє легко витягувати або замінювати карту при необхідності.

Третім компонентом є елемент живлення, який забезпечує стабільну роботу мікроконтролера та дозволяє відстежувати час створення файлів, що важливо для організації запису та подальшої систематизації даних.

Четвертим ключовим компонентом є блок входів для UART-портів, який дозволяє підключати до модуля одночасно до чотирьох інших пристроїв. Ці порти слугують каналами комунікації між модулем запису та сенсорними блоками монітора, забезпечуючи швидку та надійну передачу даних до SD-картки. У результаті така архітектура забезпечує ефективне, безпечне та масштабоване збирання даних у реальному часі, роблячи систему універсальною для роботи з різними модулями та конфігураціями моніторів.

## 2.6 Протокол передачі даних

Для системи збору даних був розроблений спеціальний протокол передачі інформації між модулями моніторингу пацієнта та пристроєм запису даних через UART-порт. Протокол призначений для обробки, передачі та збереження багатобайтових даних у двосторонньому асинхронному режимі, забезпечуючи максимальну швидкість до 30 кБайт/с та частоту дискретизації 1 кГц. Основною одиницею передачі в протоколі є пакет, що гарантує впорядковану і надійну доставку інформації для подальшої обробки та аналізу.

Пакет даних у протоколі передачі організований у вигляді двох великих блоків: «Заголовок» та «Дані». У блоці «Заголовок» містяться дві групи – «Ознака початку» та «Службова інформація». Група «Ознака початку» включає два байти, які виконують роль сигнатури пакета: перший байт є старшою частиною початку пакета, другий – молодшою. Саме за цими байтами система визначає, що у буфері пам'яті знаходиться справжній пакет, а не випадкові дані

або «сміття». Група «Службова інформація» займає сім байтів і містить ключові елементи для контролю та ідентифікації пакета. Перші два байти відведені під лічильник послідовності пакетів, що дозволяє відстежувати порядок надходження та виявляти пропущені пакети, якщо інкрементування лічильника порушене. Далі розташована контрольна сума, яка обчислює суму байтів даних і слугує для перевірки цілісності пакета; у випадку невідповідності суми пакет вважається неповним або пошкодженим. Наступний елемент – ідентифікатор пакета (PID), який визначає призначення та тип пакета, дозволяючи системі коректно обробляти різні види даних. Два байти, що слідує, вказують довжину пакета, тобто кількість байтів даних, які містяться у ньому. Перший байт блоку даних знаходиться у групі «Службова інформація» і визначає, з якої позиції слід починати зчитування даних, тоді як усі наступні байти формують власне блок «Дані для передачі». У цьому блоці містяться безпосередньо інформаційні значення, які передаються від модулів моніторингу пацієнта, і які в подальшому конвертуються програмним забезпеченням у табличний формат CSV для аналізу. Така організація пакета забезпечує надійну, впорядковану та контрольовану передачу великого обсягу багатобайтової інформації, що дозволяє точно відновлювати сигнали та проводити детальний аналіз роботи системи моніторингу.

Пакет є основною структурною одиницею протоколу передачі даних. Після визначення загальної структури пакета наступним кроком є розробка самої архітектури протоколу, тобто визначення того, які саме типи пакетів будуть використовуватися та яку інформацію кожен з них має передавати. Для ефективного функціонування системи збору даних було необхідно спроектувати кілька категорій пакетів: службові пакети, інтерпретаційні пакети та пакети, що містять фактичні дані від кожного модуля моніторингу. Формати службових та інтерпретаційних пакетів уніфіковані та ідентичні для всіх модулів, оскільки вони виконують однакові функції обміну службовою інформацією. Пакети даних, навпаки, різняться між собою, оскільки модулі передають різні типи сигналів і роблять це з різною частотою. Тому для кожного модуля був розроблений

окремий формат протоколу, який забезпечує правильну структуру та коректну синхронізацію переданих сигналів, гарантуючи точність та повноту збереженої інформації для подальшої обробки та аналізу.

Розроблена структура протоколу передачі даних передбачає організацію пакетів у кілька функціональних груп, кожна з яких виконує конкретну роль у забезпеченні надійного обміну інформацією між модулем моніторингу та приладом. Першою групою є пакети підключення і установки швидкості, які відповідають за встановлення та підтримання зв'язку між модулем та приладом, перевірку стану з'єднання та контроль безперервності передачі даних. До цієї групи входять пакети підключення модуля до приладу та підключення приладу до модуля. Пакет підключення модуля до приладу відправляється після отримання сигналу від приладу і забезпечує перевірку серійного ключа на початку сеансу з'єднання. У разі, якщо прилад не отримує цей пакет протягом п'яти секунд, процес запису даних зупиняється. Блок даних цього пакета включає секретний ключ, ключ підключення та резервні байти. Пакет підключення приладу до модуля, який відправляється безпосередньо після ініціалізації з'єднання та повторюється щосекунди протягом перших десяти секунд, містить аналогічний набір полів із невеликою модифікацією ключа підключення, і у разі відсутності відповіді модуль здійснює повторне підключення до приладу. Серійний ключ перевіряється лише один раз на початку сеансу, тоді як ключ підключення контролюється постійно при отриманні кожного нового пакета, що забезпечує безпеку та цілісність з'єднання.

Другою групою є пакети інтерпретації даних, які передають інформацію про структуру та типи даних, що надходять від модуля. Ці пакети відправляються один раз після встановлення з'єднання та містять таблицю з назвою кожного поля, номером колонки та типом даних. Завдяки цій інформації програмне забезпечення на комп'ютері або ноутбучі може правильно інтерпретувати надходящі дані та коректно конвертувати їх у табличний формат CSV для подальшого аналізу. Таблиця описує, які канали та сигнали надходять від модуля,

зокрема дані ЕКГ та параметри дихання, що дозволяє забезпечити точність класифікації та візуалізації біосигналів.

Третю групу складають пакети даних, які передають безпосередньо самі біосигнали та сервісну інформацію від модуля. До цієї групи входять пакети даних ЕКГ та дихання, пакети сервісних даних для ЕКГ та дихання, а також пакети даних неінвазивного тиску. Частота передачі пакетів даних визначається специфікою сигналу: пакети ЕКГ та дихання передаються з частотою 1000 Гц, сервісні пакети – 4 Гц, пакети неінвазивного тиску – 200 Гц. Кожен пакет має власну структурну організацію, яка включає заголовок із сигнатурою та службовою інформацією, а також блок даних, що містить власне біосигнал. Заголовок дозволяє визначити початок пакета та забезпечує контроль цілісності через номер пакета та контрольну суму, а також містить ідентифікатор пакета та інформацію про довжину блока даних. Блок даних починається з байта, який вказує точку початку зчитування, а решта байтів містить фактичні значення сигналів.

Таким чином, структура протоколу забезпечує комплексну організацію обміну інформацією: перші пакети гарантують надійне підключення та контроль з'єднання, пакети інтерпретації дозволяють коректно інтерпретувати отримані дані, а пакети даних передають безпосередньо фізіологічні сигнали та службову інформацію, що дозволяє реалізувати стабільний і безпечний моніторинг стану пацієнта та подальшу обробку даних у програмному забезпеченні.

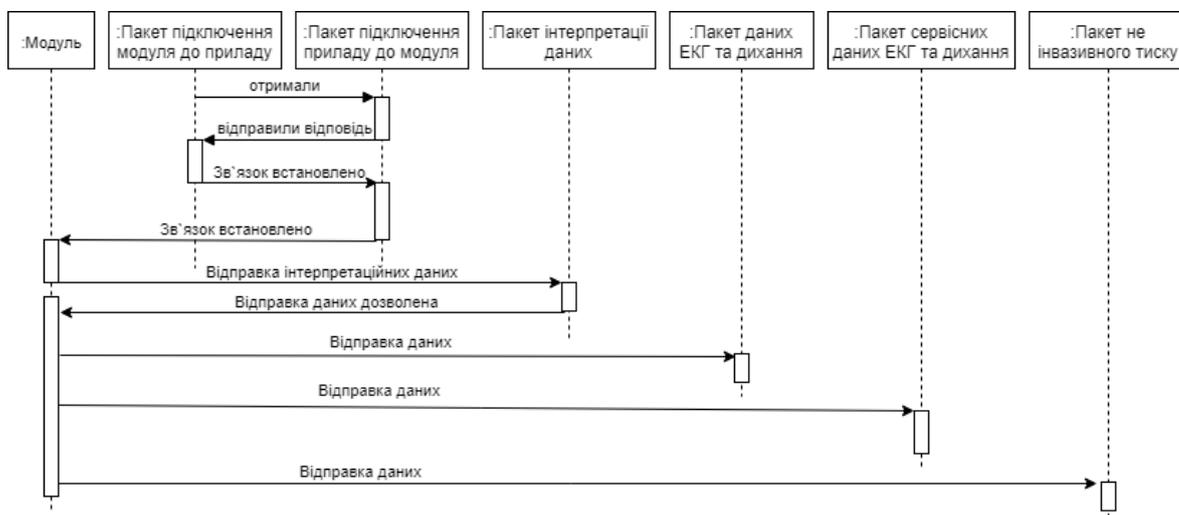


Рисунок 2.6 – Діаграма послідовності

Діаграма послідовності ілюструє динамічну взаємодію пакетів під час роботи системи. Вона представлена на рисунку 2.6.

На представленій діаграмі послідовності показано, як різні пакети взаємодіють між собою та з модулем, а також яке функціональне призначення кожного з них. Кожен пакет передає певну інформацію і може впливати на роботу отримувача. Наприклад, пакети підключення модуля до приладу та приладу до модуля забезпечують встановлення та підтримку зв'язку між компонентами системи, а пакет інтерпретації даних повідомляє інформацію про структуру даних, вказує, до якої колонки вони належать, їх назву та розмір. Діаграма демонструє послідовність взаємодії пакетів, дозволяючи відстежити сценарій їх обміну та роль у роботі комплексу. Пакети групи «Пакети підключення» відповідають за встановлення з'єднання між модулем збору даних і модулем запису на SD-карту, забезпечуючи надійну синхронізацію та контроль стану з'єднання. «Пакет інтерпретації даних» виконує функцію передачі метаданих, необхідних для правильного розбору надходячих сигналів. Пакети групи «Пакети даних» забезпечують фактичну доставку первинних біосигналів до модуля запису на SD-карту, після чого ці дані можуть бути конвертовані у табличний формат для подальшого аналізу. Таким чином, діаграма послідовності дозволяє наочно зрозуміти логіку обміну пакетами, порядок їх обробки та взаємозв'язок між різними компонентами системи.

## 2.7 Створення програмного забезпечення

На основі розробленого протоколу передачі даних було створено програмне забезпечення, яке забезпечує конвертацію бінарних файлів у формат CSV відповідно до визначених правил протоколу. Це дозволяє отримувати структуровані таблиці, готові для подальшого аналізу та обробки, а також інтеграції з системами машинного навчання або статистичної обробки даних.

В процесі розробки програмного забезпечення використовуються класи, які відображають як абстрактне розуміння предметної області, так і конкретні

сутності апаратної та програмної частин системи. Класи дозволяють логічно організувати програмну модель, визначити властивості та методи для обробки даних, взаємодії між модулями та керування процесами збору й зберігання сигналів.

Діаграма класів є важливим інструментом у проектуванні програмного забезпечення, оскільки вона відображає статичну, декларативну структуру системи. Вона використовується як під час безпосереднього проектування, так і при описі моделей, що вже існують, дозволяючи формалізувати класи, їх атрибути, методи та взаємозв'язки між ними. Інформація з діаграми класів безпосередньо переноситься у вихідний код програми, слугуючи своєрідним мостом між концептуальним проектом і реалізацією програмного комплексу.

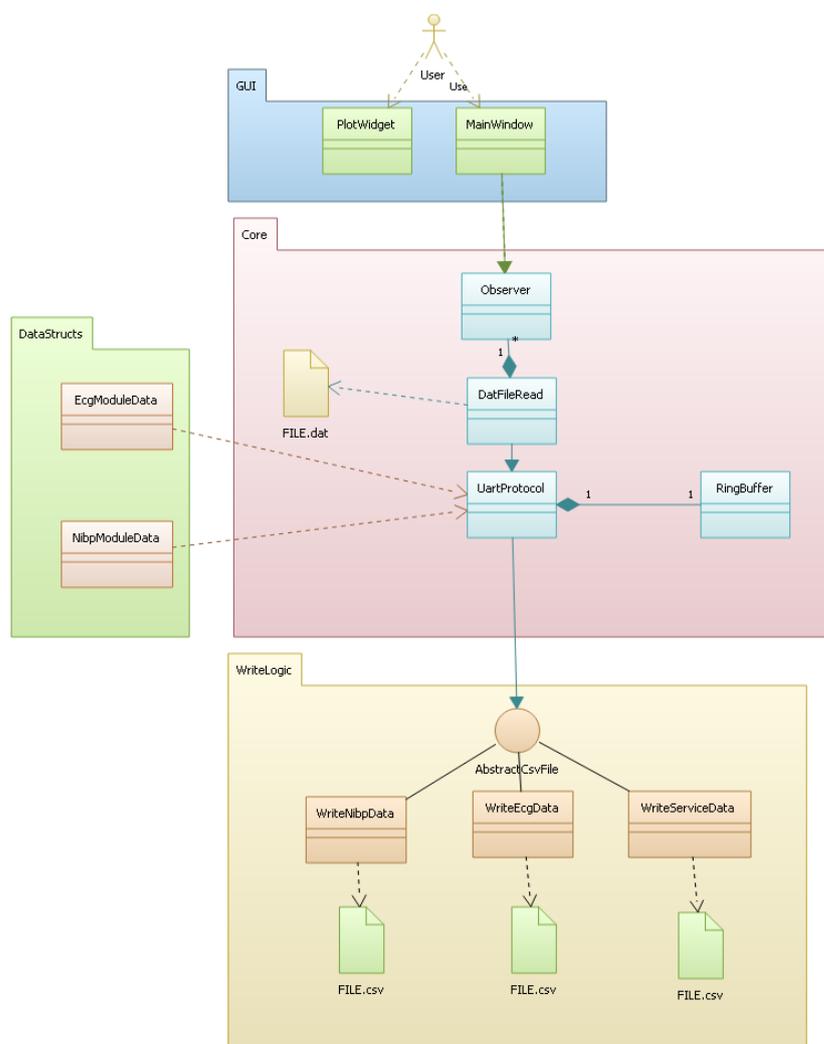


Рисунок 2.7 – UML-діаграма, що відображає структуру класів програмного забезпечення

Таким чином, діаграма класів виступає ключовим етапом проектування, відправною точкою для подальшої розробки програмної частини комплексу і забезпечує чітку структуру взаємодії між всіма елементами системи. Структура програмного забезпечення комплексу представлена на UML-діаграмі класів, яка відображає основні класи, їх функціональні зв'язки та відповідальність у процесі збору, обробки та збереження даних, як показано на рисунку 2.7.

Програмне забезпечення організоване за трирівневою архітектурною схемою, що забезпечує логічне розділення функцій та полегшує подальший розвиток системи. Верхній рівень відповідає за відображення і взаємодію з користувачем, включаючи лише ті моделі, з якими користувач може працювати безпосередньо. Середній рівень виконує роль логічного контролера, обробляючи зміни, внесені користувачем, і координуючи їх передачу до нижнього рівня. Нижній рівень є функціональним і включає модулі, які виконують конкретні дії у відповідь на команди контролера, вносячи необхідні зміни у систему. Така архітектура дозволяє гнучко розширювати програму: можна додавати нові функціональні модулі без зміни основної структури класів, а також масштабувати систему як у вертикальному напрямку, створюючи додаткові рівні, так і у горизонтальному, інтегруючи нові модулі, що підвищує функціональність і адаптивність програмного комплексу.

Програмна частина системи організована у вигляді чотирьох основних модулів, кожен з яких виконує певні функції відповідно до свого рівня у загальній архітектурі. Модуль «GUI» розташований на найвищому рівні і відповідає за взаємодію з користувачем, включаючи два класи, з якими користувач може безпосередньо працювати для налаштування та контролю процесу обробки даних. Модуль «Core» знаходиться на другому рівні і складається з чотирьох класів; він відповідає за обробку команд користувача та забезпечує логіку взаємодії між різними компонентами програми. Модуль «DataStructs», також розташований на другому рівні, описує структури даних, необхідні для конвертації та обробки інформації, і містить два класи, що забезпечують коректне представлення та організацію даних. Нарешті, модуль

«WriteLogic» розташований на найнижчому рівні і відповідає за безпосередній запис даних у файли, включаючи чотири класи, які керують формуванням пакетів даних, контролем цілісності та збереженням інформації у обраному форматі. Така структура дозволяє чітко розділити функції між модулями та забезпечує гнучкість для подальшого розвитку програмного забезпечення. Програмний код наведено у додатку Б.

## 2.8 Висновки до розділу 2

У результаті виконання другого розділу було реалізовано повний цикл проектування апаратно-програмного комплексу збору та попередньої обробки біомедичних даних, що дозволило сформулювати низку важливих висновків. Архітектура розробленого пристрою спроектована з урахуванням вимог стандарту ДСТУ EN 60601-1, що забезпечує класифікацію робочої частини як тип CF (Cardiac Floating) із найвищим рівнем гальванічної ізоляції, завдяки чому гарантується безпека пацієнта навіть за умов прямого електричного контакту вимірювальних електродів із серцево-судинною системою. Проведене обґрунтування вибору аналого-цифрового перетворювача показало, що для прецизійної 12-канальної електрокардіографії оптимальним і фактично безальтернативним є використання синхронної архітектури одночасної вибірки на базі спеціалізованого модуля ADS1298, яка дозволяє повністю усунути часовий перекид сигналів між каналами та забезпечити їхню ідеальну часову кореляцію, критично важливу для подальшого морфологічного аналізу електрокардіосигналу. Розроблена схема аналогового вхідного каскаду з багаторівневим захистом, що включає резистивні обмежувачі, діодні елементи захисту та пасивну радіочастотну фільтрацію, забезпечує високу стійкість системи до високовольтних імпульсних сплесків напруги, спричинених роботою електрохірургічних коагуляторів. Ефективність цифрової підсистеми підтверджується використанням мікроконтролера архітектури ARM Cortex-M у поєднанні з розробленим бінарним протоколом передачі даних, що дозволяє

стабільно опрацьовувати інформаційний потік обсягом понад 30 Кбайт/с. Обрана частота дискретизації 1000 Гц забезпечує фіксацію швидких фронтів імпульсних завад, що є необхідною умовою для подальшої ідентифікації шумових патернів алгоритмами глибокого навчання. Програмний комплекс, реалізований на базі фреймворку Qt із використанням трирівневої архітектури, що розділяє рівні візуалізації, логічної обробки та запису даних, забезпечує модульність, масштабованість та зручність подальшого розвитку системи. Сформована структура програмних класів дозволяє здійснювати гнучку обробку та конвертацію «сирих» біомедичних даних у формат CSV, що є важливим для формування якісних навчальних вибірок. Таким чином, спроектований апаратно-програмний комплекс створює надійну технологічну платформу для збору високоякісних біомедичних даних, що є необхідною передумовою для переходу до етапу інтелектуальної обробки електрокардіографічних сигналів.

### 3 ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ МЕТОДИ УСУНЕННЯ ХІРУРГІЧНИХ ЗАВАД ЕКГ-СИГНАЛІВ

#### 3.1 Обґрунтування застосування методів глибокого навчання для фільтрації складних артефактів

Традиційні методи обробки електрокардіографічного сигналу, такі як смугова фільтрація у діапазоні 0,05–150 Гц, а також різні вейвлет-підходи, історично довели свою ефективність у задачах очищення ЕКГ від фонових шумів та дрібних артефактів. Смугова фільтрація забезпечує виділення корисного спектра сигналу, що включає основні компоненти серцевого циклу, і водночас зменшує вплив низькочастотних зміщень або високочастотних електромагнітних завад. Вейвлет-перетворення, у свою чергу, дозволяє локалізувати спектральні компоненти сигналу в часі та масштабі, що робить його особливо корисним при виявленні гострих змін, таких як комплекс QRS. Ці методи добре працюють у контрольованих умовах, коли рівень шуму відносно низький і його спектр не суттєво перекривається з частотними компонентами корисного сигналу. Проте в умовах сучасного операційного залу ці класичні підходи стикаються з принциповими обмеженнями. Використання електрохірургічних пристроїв, коагуляторів, електроприводів та інших активних джерел електромагнітного випромінювання створює інтенсивні нелінійні завади, спектр яких частково збігається із спектром ЕКГ. Такі умови призводять до того, що просте частотне розділення сигналу та шуму стає технічно неможливим: традиційні фільтри або пропускають частину шуму, або, навпаки, частково пригнічують корисний сигнал, спотворюючи морфологію кардіоциклу [18].

Для подолання цих обмежень у сучасних дослідженнях обґрунтовано використання методів глибокого навчання [19] [20], зокрема глибоких рекурентних нейронних мереж для шумопригнічення. Переваги цього підходу базуються на особливостях архітектури нейронних мереж та їх здатності навчатися складним закономірностям без явного програмування фільтрів або

правил обробки сигналу. По-перше, рекурентні нейронні мережі мають механізми збереження внутрішнього стану, що дозволяє їм ефективно враховувати попередні відліки сигналу при обробці поточного фрагмента. Такий «ефект пам'яті» є критично важливим для роботи з часовими рядами, до яких належить ЕКГ, адже кожен серцевий цикл є частиною безперервного ритму і його характеристики безпосередньо залежать від попередніх комплексів P-QRS-T. На відміну від класичних смугових фільтрів або локальних методів вейвлет-перетворення, рекурентна мережа не обмежується статичною операцією в частотній області, а адаптивно враховує контекст, що дозволяє виділяти корисний сигнал навіть у присутності сильних завад.

По-друге, розроблена модель поєднує властивості глибокої рекурентної мережі та шумопригнічувального автоенкодера. Під час навчання мережа отримує на вхід зашумлені дані, а її вихід прагне максимально точно відтворити «чистий» еталонний сигнал. Такий підхід дозволяє системі «запам'ятовувати» морфологічні особливості серцевого циклу, відокремлюючи їх від випадкових артефактів та аномалій, що не відповідають закономірностям ЕКГ. Наприклад, сплески напруги від електрохірургічного інструменту, які можуть перекривати сигнал на короткий проміжок часу, не спотворюють навчений еталон кардіоциклу, оскільки мережа здатна відновлювати відсутню інформацію на основі контексту попередніх комплексів.

Третім аспектом є стабільність роботи нейромережі при високих рівнях шуму. Дослідження показують, що навіть при шумових рівнях нижче  $-7$  дБ, які характерні для активної фази електрокоагуляції, глибокі рекурентні мережі перевершують традиційні методи обробки сигналу за показником сигнал-шум (SNR). Причому це перевищення спостерігається не лише у середньому значенні SNR, а й у стійкості результатів по всьому діапазону амплітуд сигналу, що особливо важливо для клінічного застосування, коли навіть короткочасне спотворення може призвести до неправильної діагностики або оцінки стану пацієнта.

Четвертим аспектом є ієрархічне навчання ознак завдяки глибокій багатошаровій архітектурі мережі. Початкові шари навчаються розпізнавати прості елементи сигналу, такі як локальні підйоми або падіння напруги, тоді як наступні шари формують більш складні морфологічні концепції, наприклад, структуру P-QRS-T комплексу. Це дозволяє зберегти клінічно значущі ознаки, такі як інтервал QT, сегмент ST або амплітудні співвідношення між зубцями, що можуть спотворюватися при традиційній смуговій фільтрації або простому вейвлет-підході. У практичному сенсі це означає, що навіть у випадку сильних електромагнітних завад модель здатна відновлювати сигнал із високою точністю, забезпечуючи достовірність діагностичних показників та дозволяючи анестезіологу приймати правильні рішення у реальному часі.

Крім того, використання блоків LSTM у складі нейромережі забезпечує здатність моделі запам'ятовувати контекст серцевого ритму протягом тривалого часу. Це особливо корисно у моменти екстремальних сплесків напруги від коагулятора, коли корисна інформація тимчасово повністю маскується завадою. Мережа здатна відновлювати пропущені фрагменти сигналу на основі попередніх відліків, що значно підвищує надійність інтраопераційного моніторингу. Завдяки цьому пацієнт отримує безпечний контроль стану серця, а клінічний персонал – достовірні дані для своєчасного реагування на зміни ритму або появу аритмій.

Таким чином, перехід до методів глибокого рекурентного навчання для обробки ЕКГ у складних електромагнітних умовах є науково обґрунтованим і практично необхідним. Використання нейромережі забезпечує завадостійкість, точність та стабільність результатів у широкому спектрі умов, що перевищує можливості традиційних фільтрів і вейвлет-методів. Цей підхід дозволяє створювати інтегровані системи інтраопераційного моніторингу, здатні забезпечувати високий рівень безпеки пацієнта та підтримувати клінічно значущу інформацію навіть у найскладніших умовах хірургічного залу, що робить його перспективним напрямом подальших досліджень і впровадження у практику сучасної анестезіології та кардіомоніторингу.

### 3.2 Методика формування та підготовки навчального датасету

Процес підготовки даних для навчання глибокої рекурентної мережі базується на методології переносного навчання, що дозволяє моделі спочатку засвоїти ідеальну морфологічну структуру ЕКГ, а потім адаптуватися до специфічних хірургічних завад, зафіксованих розробленим апаратно-програмним комплексом. На початковому етапі навчання, який називається *pretraining*, для формування бази «чистих» сигналів використовується математична модель МакШаррі. Ця модель дозволяє генерувати великий обсяг синтетичних сигналів без апаратних дефектів і з високою повторюваністю кардіоциклів. Математично траєкторія серцевого циклу описується системою диференціальних рівнянь у тривимірному просторі, що забезпечує детальне відтворення характерних форм зубців P, Q, R, S та T, а також їх взаємозв'язку. Крім того, модель дозволяє вводити варіабельність серцевого ритму, що дає можливість навчити мережу розпізнавати різні морфологічні варіанти норми і формувати стійке розуміння природної динаміки серцевих комплексів. На цьому етапі для забезпечення стійкості ваг мережі до невеликих флуктуацій сигналу до синтетичних даних додається мінімальний білий шум з амплітудою 0,01, що сприяє стабільності алгоритму на початкових етапах навчання та покращує загальну адаптивність моделі до реальних даних.

На наступному етапі, який відповідає фінальному донавчанню (*fine-tuning*) та валідації, використовується база реальних хірургічних сигналів, отриманих за допомогою апаратно-програмного комплексу, описаного у другому розділі роботи. Джерелом даних є первинні записи ЕКГ у бінарному форматі, зібрані під час різних хірургічних втручань та збережені на SD-карту для подальшої обробки. Ці записи відображають реальні умови роботи операційної, містять характерні артефакти електрохірургічних пристроїв, зокрема рожевий шум та імпульсні пакети згасаючих синусоїд, які виникають під час активного розрізання або коагуляції тканин. Для подальшого навчання дані конвертуються за допомогою Qt-додатку у CSV-файли, що містять 12 відведень з високою

роздільною здатністю 24 біти, що дозволяє мережі отримувати максимально точну інформацію про морфологію та амплітудні співвідношення кардіоциклів.

Перед подачею даних у мережу проводиться сегментація та попередня обробка. Безперервні записи розбиваються на вікна довжиною 1000 відліків, що відповідає приблизно одній секунді сигналу. Така довжина вікна забезпечує наявність мінімум одного повного кардіоциклу та достатню кількість контексту для ефективної роботи LSTM-блоків. Усі сегменти проходять процедури центрування та нормалізації: вони приводяться до нульового середнього значення для усунення дрейфу ізолінії, характерного для інтраопераційних записів, а також для забезпечення стабільної збіжності алгоритму оптимізації Adam під час навчання мережі.

Для безпосереднього навчання за принципом шумопригнічувального автоенкодера формуються пари сегментів, що складаються з чистого еталону та зашумленого входу. Чистий еталон включає фрагменти ЕКГ, зафіксовані під час пауз у роботі коагулятора, які відображають максимально природну морфологію серцевих циклів. Зашумлений вхід формуємо шляхом накладення на ті самі сегменти математично змодельованих паттернів реального хірургічного шуму, що імітують умови активної операційної, включаючи інтенсивні сплески напруги та імпульсні завади. Такий підхід дозволяє мережі навчитися ідентифікувати специфіку хірургічних артефактів і водночас прагнути відновити ідеальну структуру сигналу, засвоєну на етапі попереднього навчання на синтетичних даних. Завдяки цій методиці мережа формує завадостійку модель, здатну працювати у складних умовах операційної, зберігаючи клінічно значущі характеристики ЕКГ, включаючи форму та амплітудні співвідношення P-QRS-T комплексу, інтервал QT та сегмент ST, що є критичними для діагностичної оцінки стану пацієнта під час хірургічного втручання.

### 3.3 Програмна реалізація архітектури нейронної мережі

Запропонована архітектура нейромережі є гібридною моделлю, яка поєднує властивості глибоких рекурентних нейронних мереж і шумопрігнічувальних автоенкодерів, що дозволяє одночасно вирішувати завдання часової обробки сигналу та його очищення від складних завад. Основна перевага такої структури полягає в здатності мережі формувати ієрархічне представлення даних, де початкові шари виділяють прості локальні ознаки сигналу, такі як підйоми та спад напруги, швидкі коливання або базові форми зубців P, Q, R, S та T, а більш глибокі шари здатні моделювати складні морфологічні концепції, включаючи форму повного кардіоциклу, взаємозв'язки між зубцями та закономірності змін серцевого ритму. Такий підхід забезпечує не лише ефективне розпізнавання структурних елементів ЕКГ, а й здатність мережі відновлювати сигнал у присутності інтенсивних нелінійних завад, характерних для інтраопераційних умов. Завдяки поєднанню рекурентних блоків і автоенкодера модель одночасно накопичує інформацію про динаміку сигналу у часі, зберігає контекст попередніх відліків та навчається відтворювати «чистий» еталонний сигнал із зашумлених даних. Це дозволяє нейромережі забезпечувати високий рівень точності та стабільності відновлення морфології ЕКГ, що критично важливо для клінічно значущих показників, таких як інтервал QT, сегмент ST і форма P-QRS-T комплексу, і робить запропоновану архітектуру перспективним рішенням для створення завадостійких систем інтраопераційного моніторингу.

Мережа побудована за багатошаровим принципом, що передбачає наявність більше ніж двох шарів, що дозволяє ефективно моделювати часові послідовності та захоплювати складні залежності між відліками сигналу в різні моменти часу. Така багатошарова структура забезпечує ієрархічне навчання ознак: початкові шари виділяють прості локальні характеристики сигналу, наприклад підйоми та падіння напруги, у той час як глибші шари формують складні морфологічні концепції, включаючи форму та взаємозв'язок зубців P-

QRS-T, а також закономірності змін серцевого ритму. Вхідний зашумлений сигнал  $x$  подається на мережу по одному елементу за кожен часовий крок  $t$ , що дозволяє рекурентним блокам підтримувати та оновлювати внутрішній стан на кожному кроці, накопичуючи контекст попередніх відліків. Завдяки цьому мережа здатна відновлювати пропущену або замасковану інформацію, що виникає під час інтенсивних електромагнітних завад, і забезпечує точне представлення морфологічної структури серцевого циклу у латентному просторі. Латентний простір моделі формує компактне представлення вхідного сигналу, де ключові характеристики кардіоциклу кодуються в багатовимірному векторі, що дозволяє ефективно відокремлювати корисний сигнал від шуму та артефактів. Рекурентна обробка у цьому просторі забезпечує накопичення інформації про динаміку серцевих комплексів у часі та дозволяє мережі відновлювати еталонний сигнал навіть у випадках часткової втрати даних або сильного накладеного шуму, що є критично важливим для інтраопераційного моніторингу.

Центральним елементом архітектури є шар LSTM, який дозволяє зберігати внутрішній стан мережі протягом тривалого часу.

Кожен LSTM-юніт складається з комірки пам'яті та трьох затворів (gates), що регулюють потік інформації:

- Затвор забування  $f_t$ : визначає, яку інформацію з попереднього стану комірки варто видалити.
- Вхідний затвор  $i_t$ : оновлює стан комірки новою інформацією.
- Вихідний затвор  $o_t$ : формує вихідний сигнал на основі поточного стану пам'яті.

Математично робота LSTM-шару описується наступною системою рівнянь:

$$\begin{aligned}
f_t &= \sigma_g(W_f x_t + U_f h_{t-1} + b_f) \\
i_t &= \sigma_g(W_i x_t + U_i h_{t-1} + b_i) \\
o_t &= \sigma_g(W_o x_t + U_o h_{t-1} + b_o) \\
\tilde{c}_t &= \sigma_c(W_c x_t + U_c h_{t-1} + b_c) \\
c_t &= f_t \circ c_{t-1} + i_t \circ \tilde{c}_t \\
h_t &= \sigma_h(c_t) \circ o_t
\end{aligned}
\tag{3.1}$$

де  $\sigma_g$  – сигмоїдна функція активації,

$\sigma_c$  та  $\sigma_h$  – функції гіперболічного тангенса. Оператор  $\circ$  позначає добуток Адамара.

Після рекурентної обробки сигнал передається на послідовність щільних шарів (feedforward layers). У даній архітектурі вони виконують роль нелінійного фільтра, який відновлює амплітудні характеристики сигналу:

Функція активації: Використовується ReLU (Rectified Linear Unit), що дозволяє уникнути проблеми згасання градієнтів та прискорює навчання.

Кількість шарів: Оптимальна кількість становить 2 шари, оскільки збільшення глибини понад 5 шарів призводить до погіршення результатів через ризик перенавчання (overfitting).

Фінальний шар мережі є лінійним (Linear Layer), він має ширину 1 та виконує роль суматора для формування остаточного відфільтрованого значення  $u_t$ .

Загальна архітектура розробленої глибокої рекурентної мережі для шумопригнічення представлена на рисунку 3.1, а на рисунку 3.2 представлена узагальнена схема роботи нейромережі.

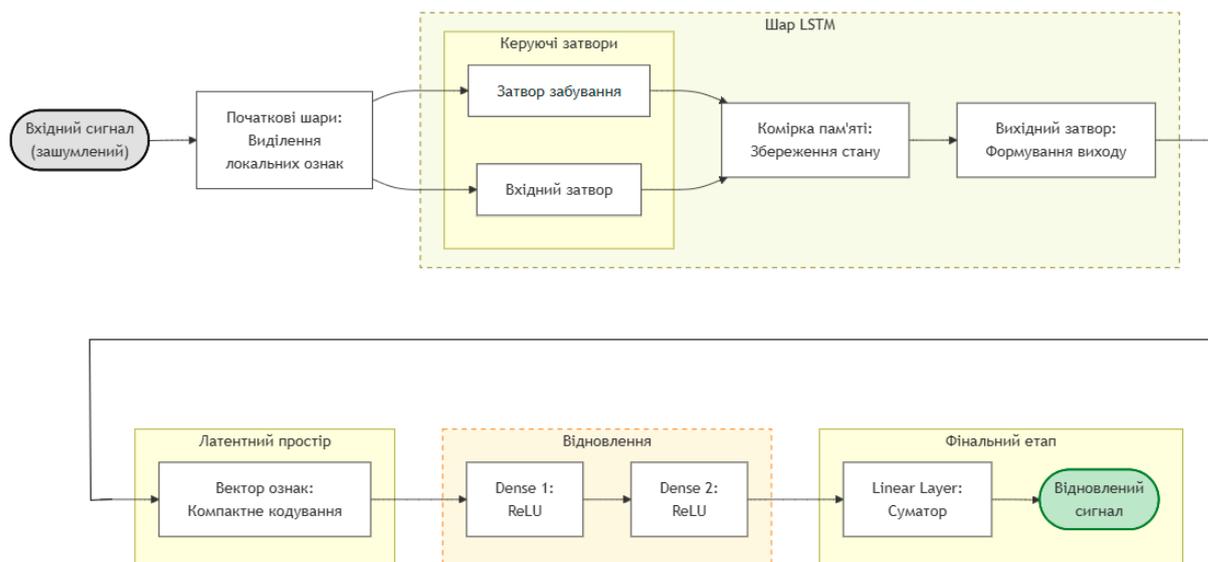


Рисунок 3.1 – Загальна архітектура розробленої глибокої рекурентної мережі для шумопригнічення

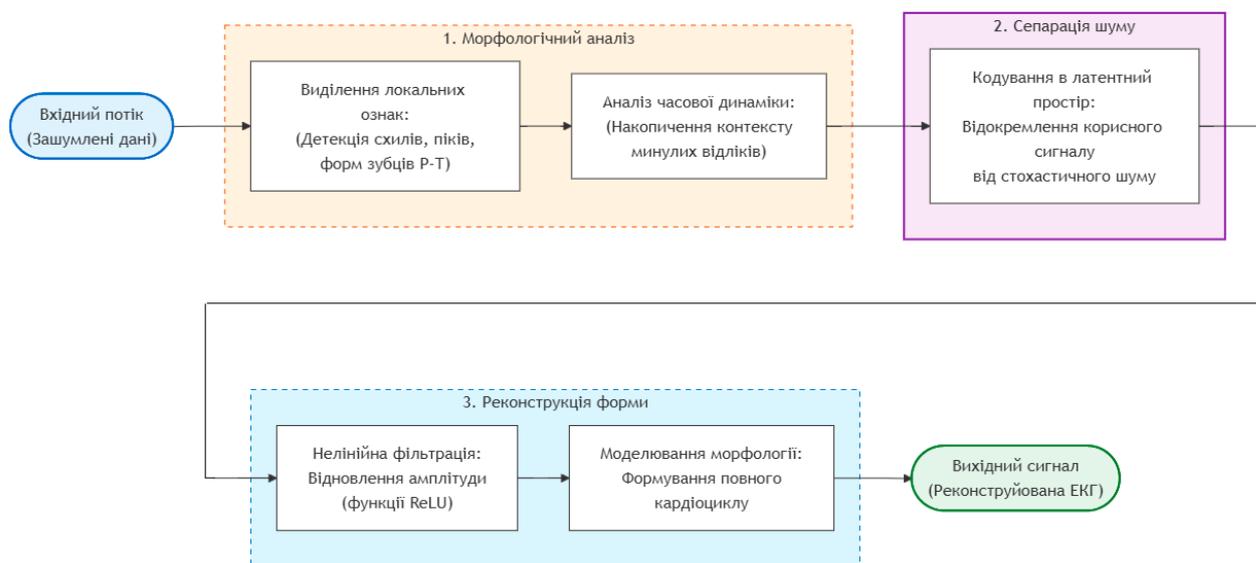


Рисунок 3.2 – Функціональна схема нейромережі

### 3.4 Процес навчання моделі

Процес навчання та оптимізації моделі реалізовано із застосуванням стратегії контрольованого навчання, яка передбачає корекцію вагових

коефіцієнтів на основі різниці між виходом мережі та чистим еталонним сигналом. Ключовою особливістю методики є використання переносного навчання (Transfer Learning), що дозволяє значно підвищити точність фільтрації ЕКГ та прискорити збіжність моделі, спочатку засвоївши фундаментальну морфологію кардіоциклу на синтетичних даних і лише потім адаптуючись до специфічних хірургічних шумів. Для мінімізації похибки реконструкції використовується середньоквадратична помилка, яка суворо штрафує великі відхилення сигналу, що є критично важливим для усунення високоамплітудних імпульсних завад від електрохірургічного обладнання. Оновлення вагових коефіцієнтів здійснюється за допомогою адаптивного алгоритму Adam, із розміром міні-батчу 64 зразки, початковою швидкістю навчання 0,001 з поступовим зменшенням при виході на плато та регуляризацією у вигляді раннього зупинення, що запобігає перенавчанню на валідаційних даних.

Навчання моделі складається з двох основних етапів. На першому етапі, попередньому навчанні, мережа ініціалізується випадковими вагами та тренується виключно на синтетичних даних, згенерованих у середовищі MATLAB. Метою цього етапу є формування «базових знань» моделі про фундаментальну морфологію комплексу P-QRS-T та здатність ігнорувати базовий білий шум. Для цього використовується набір із 10 000 синтетичних сегментів частотою 1000 Гц, а тривалість навчання становить 50 епох, що дозволяє мережі засвоїти характерні форми серцевого циклу та підготувати вагові коефіцієнти для подальшої адаптації до реальних даних.

Другий етап, донавчання, виконується на реальних сигналах, отриманих за допомогою розробленого апаратного комплексу на базі ADS1298. Ці записи містять характерні нелінійні артефакти хірургічного інструменту, такі як рожевий шум, гармоніки мережі та дрейф від дихання пацієнта. Під час донавчання мережа адаптує свої ваги, навчаючись відокремлювати корисний сигнал від агресивних завад, специфічних саме для даної апаратної реалізації, що забезпечує високу точність реконструкції ЕКГ і надійне відновлення морфології кардіоциклу навіть у складних інтраопераційних умовах. Поєднання

попереднього навчання на синтетичних даних та донавчання на реальних записах дозволяє мережі досягати ефективної збіжності, високої стійкості до шумів і зберігати клінічно значущі характеристики сигналу, що робить розроблену нейромережу надійним інструментом для інтраопераційного моніторингу.

### 3.5 Верифікація та тестування нейромережевої моделі

Для верифікації роботи нейромережевого алгоритму було проведено комплексне тестування на вибірці сигналів з зашумленням від електрохірургічних інструментів dr3 частотою дискретизації 1000 Гц. Основною метою випробувань було визначення кількісних показників ефективності системи в умовах інтенсивних електромагнітних завад, що виникають від роботи хірургічного інструменту, зокрема електрохірургічного коагулятора. Під час тестування оцінювалися три ключові групи параметрів. Перша група – якість шумопригнічення, яка характеризується приростом співвідношення сигнал/шум і дозволяє кількісно визначити ефективність усунення небажаних артефактів у порівнянні з вихідним зашумленим сигналом. Друга група – клінічна достовірність відновленого сигналу, яка визначається величиною спотворення амплітуди R-зубця, що є критичним показником для оцінки ішемічних змін та інших патологій серцевого ритму під час хірургічної операції. Третя група – обчислювальна ефективність алгоритму, яка характеризується часом затримки при обробці потоку даних у реальному часі та визначає придатність системи для інтеграції у клінічні моніторингові комплекси.

Зведені результати тестування системи у різних режимах роботи електрохірургічного обладнання свідчать про високий рівень стійкості нейромережі до шумів різної інтенсивності. Тестові сценарії були ранжовані від умов легкого фонового шуму до критичного рівня завад, який виникає при роботі електричної дуги в режимі «Спрей», що дозволяє оцінити продуктивність алгоритму у максимально екстремальних ситуаціях. Отримані дані показали, що

система забезпечує суттєвий приріст співвідношення сигнал/шум навіть при максимальних завадах, зберігаючи точність відновлення амплітуди та форми R-зубця і при цьому підтримуючи низьку затримку обробки, необхідну для роботи в режимі реального часу. Такі результати підтверджують ефективність запропонованої архітектури нейромережі для інтраопераційного моніторингу ЕКГ, демонструючи її здатність одночасно забезпечувати клінічно достовірний сигнал, високу стійкість до шумів та оптимальну продуктивність для практичного застосування в операційній.

Зведені результати вимірювань у різних режимах роботи електрохірургічного обладнання наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Параметри ефективності відновлення ЕКГ-сигналу

Тип завади	Середній вхідний SNR (дБ)	Середній вихідний SNR (дБ)	Покращення $\Delta$ SNR (дБ)	Похибка амплітуди R-зубця (%)
1. Контактна коагуляція	-10.3	10.1	+20.4	1.8%
2. Активний розріз тканин	-15.4	7.3	+22.7	3.5%
3. Безконтактна коагуляція	-19.7	5.2	+24.9	5.1%

Оскільки система проектувалася для роботи в режимі реального часу (Real-Time), критичним параметром є час обробки одного пакету даних. Вимірювання проводилися на цільовій апаратній платформі. Результати наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Часові характеристики алгоритму

Етап обробки даних	Середній час виконання (мс) $\pm \sigma$
Попередня обробка (нормалізація)	2.1 $\pm$ 0.3
Проходження через нейромережу	18.7 $\pm$ 1.2
Пост-обробка та реконструкція	3.5 $\pm$ 0.4

Загальний час затримки	24.3 мс
------------------------	---------

Середній час обробки однієї секунди сигналу становить 24.3 мс. Це складає менше 2.5% від тривалості самого сигналу, що забезпечує значний запас продуктивності для стабільної роботи графічного інтерфейсу та запису даних без втрат пакетів.

### 3.6 Візуалізація роботи системи

Для забезпечення візуального контролю стану пацієнта та моніторингу роботи алгоритмів шумопригнічення було розроблено графічний інтерфейс користувача (GUI). Програмна частина реалізована мовою C++ з використанням фреймворку Qt, що забезпечує кросплатформеність та високу швидкість відмальовування графіків (додаток В).

Зовнішній вигляд головного вікна програми під час імітаційного моделювання роботи електрохірургічного інструменту наведено на рисунку 3.3.

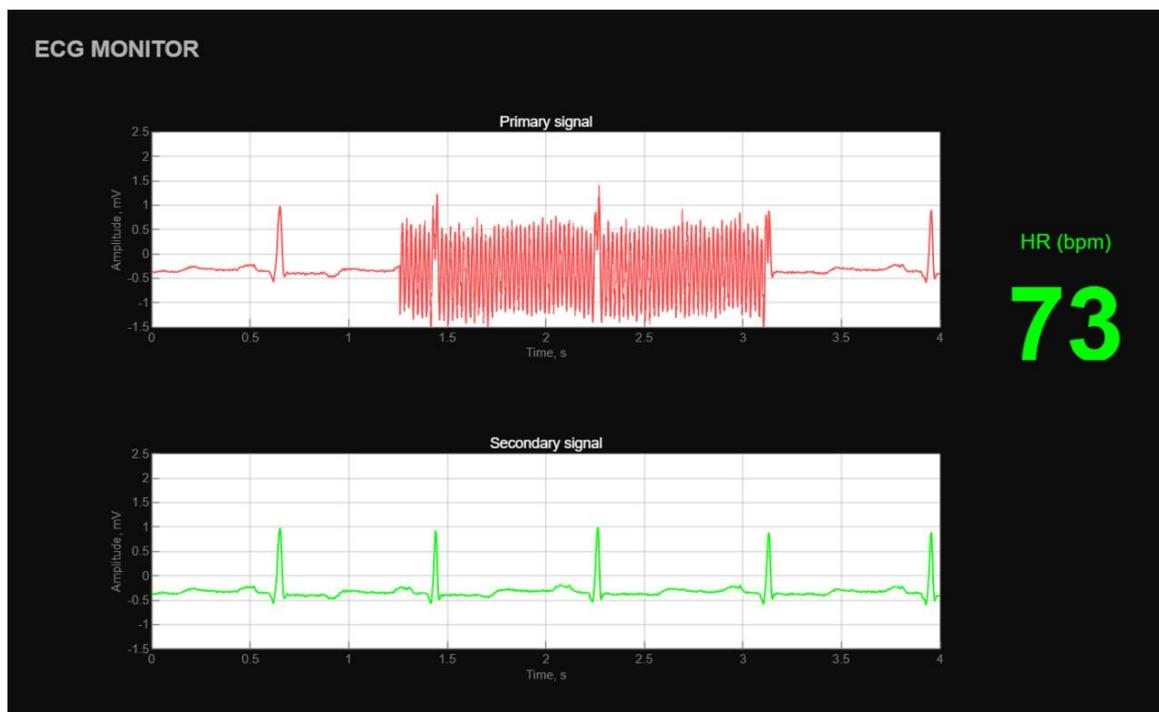


Рисунок 3.3 – Графічний інтерфейс користувача

Інтерфейс користувача системи розділено на три функціональні зони, що дозволяє оператору миттєво оцінювати якість роботи приладу. Верхнє поле графіку відображає канал вхідного сигналу, або Primary signal, який представляє «сирий» потік даних, що надходить безпосередньо з модуля АЦП ADS1298. На наведеному прикладі чітко видно момент включення електрохірургічного інструменту, коли високоамплітудна завада повністю перекриває корисний сигнал, роблячи неможливою діагностику за цим каналом. Нижнє поле графіку демонструє канал обробленого сигналу, або Secondary signal, який відображає результат роботи нейромережі. Як показано на рисунку, система успішно фільтрує агресивну заваду, і на ділянці, де у первинному сигналі присутній суцільний шум, у вторинному каналі чітко простежуються комплекси P-QRS-T, що підтверджує здатність алгоритму відновлювати морфологію серцевого ритму навіть при тимчасовій втраті інформації у вхідному каналі. Права частина екрану відображає розраховану частоту серцевих скорочень у режимі реального часу. Стабільне значення частоти серцевих скорочень під час дії завади свідчить про те, що алгоритм детекції R-зубця працює коректно саме за обробленим, чистим сигналом, а не зашумленим потоком даних, що підтверджує практичну ефективність розробленої нейромережі.

### 3.7 Висновки до розділу 3

У третьому розділі дипломної роботи було розроблено та досліджено інтелектуальний метод обробки електрокардіографічних сигналів в умовах інтенсивних хірургічних завад, що дозволило сформулювати низку ключових висновків. По-перше, обґрунтовано необхідність застосування такого підходу: показано, що традиційні методи частотної фільтрації та вейвлет-перетворення виявляються недостатньо ефективними для усунення широкосмугових нелінійних артефактів від електрохірургічних інструментів, оскільки спектр цих завад суттєво перекривається зі спектром корисного ЕКГ-сигналу. Як рішення запропоновано використання глибокої рекурентної нейронної мережі, що

поєднує архітектуру шумопригнічувального автоенкодера з блоками довгої короткострокової пам'яті LSTM, здатними відновлювати сигнал на основі часового контексту. По-друге, розроблено гібридну архітектуру нейромережі, яка включає LSTM-шари для аналізу часових залежностей та повнозв'язні шари з активацією ReLU для нелінійної реконструкції амплітуди, а для навчання моделі успішно застосовано методику переносного навчання: попереднє тренування на синтетичних даних, створених за моделлю МакШаррі, забезпечило засвоєння фундаментальної морфології кардіоциклу, а донавчання на сигналах завадами адаптувало мережу до специфіки хірургічного шуму. По-третє, результати тестування підтвердили високу ефективність шумопригнічення: навіть за умов критичного рівня шуму, коли вхідне співвідношення сигнал/шум становило  $-19,7$  дБ, система забезпечила приріст якості сигналу на  $24,9$  дБ, що дозволило відновити чітку візуалізацію серцевого ритму. По-четверте, було встановлено клінічну достовірність алгоритму: навіть у найскладніших сценаріях максимальна похибка відновлення амплітуди R-зубця не перевищувала  $5,1\%$ , що мінімізує ризик хибної інтерпретації даних медичним персоналом. Нарешті, розроблений програмний модуль на базі фреймворку Qt продемонстрував високу обчислювальну ефективність, забезпечуючи час затримки на обробку однієї секунди сигналу всього  $24,3$  мс, що підтверджує можливість інтеграції нейромережевого алгоритму у системи моніторингу реального часу без втрати даних. Таким чином, запропонована нейромережева система ефективно вирішує проблему моніторингу ЕКГ під час активного використання електрохірургічного обладнання, забезпечуючи стабільну візуалізацію серцевої діяльності в моменти, коли традиційні монітори втрачають корисний сигнал.

## 4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

### 4.1 Технологічний аудит розробленої системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання

Як було зазначено раніше, критично важливою складовою сучасної операційної медицини, що забезпечує безпеку та своєчасне реагування на зміни життєвих показників людини, є використання системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання. Ця система у реальному часі повинна забезпечувати безперервний контроль таких критичних параметрів людини, як ЕКГ, сатурація, артеріальний тиск, температура та дихальні показники.

Сьогодні у світі існує багато відомих систем моніторингу, створених компаніями Philips IntelliVue, GE Healthcare CARESCAPE та Mindray BeneVision та іншими, які забезпечують комплексний моніторинг стану клієнта у клінічних умовах. Ці системи базуються на багатоканальних сенсорах, бездротовій передачі даних та алгоритмах штучного інтелекту для автоматичного виявлення критичних станів. Разом з тим, розробка власної системи моніторингу стану пацієнта дозволить швидше адаптувати цю технологію до національних стандартів, зменшити її вартість та підвищити доступність людей для медичних закладів різного рівня.

Тому метою цієї магістерської роботи стала розробка власної системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленої нами системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання було запрошено 3-х експертів: к.т.н., доцента Ковалю Л.Г., доктора філософії Карася О.В. та інженера першої категорії Білого Р. І. (див. табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)						
0	1		2		3	4
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування	
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві	
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років	
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту	

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої нами системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання за рекомендованими критеріями, як це пропонується в таблиці 4.1.

Виставлені експертами бальні оцінки зведено в таблицю 4.2.

Після проведеного експертного оцінювання було розраховано рівень комерційного потенціалу розробленої нами системи моніторингу стану пацієнта

під час хірургічного втручання. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 4.3 [21].

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Л.Г. Коваль	О.В. Карась	Р.І. Білий
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	3	3	3
2	3	3	3
3	3	3	3
4	3	3	3
5	3	3	3
6	3	3	3
7	3	4	3
8	3	3	2
9	4	3	3
10	3	4	2
11	4	4	3
12	3	3	2
Сума балів	СБ <sub>1</sub> = 38	СБ <sub>2</sub> = 39	СБ <sub>3</sub> = 33
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{38 + 39 + 33}{3} = \frac{110}{3} = 36,66$		

Таблиця 4.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$ , розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 36,66 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що

розроблена нами система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «вище середнього». Це пояснюється значно кращими технічними і вартісними характеристиками розробленої системи, яка має стати надійним помічником і порадником у складній роботі лікарів-хірургів та анестезіологів.

#### 4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання

При розробленні цієї системи були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата  $Z_o$  розробників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн}, \quad (4.1)$$

де  $M$  – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року прийmemo, що:

$M = (8000 \dots 42000)$  грн/місяць;

$T_p$  – число робочих днів в місяці; прийmemo  $T_p = 25$  днів;

$t$  – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників, дослідників тощо зведемо до таблиці 4.4:

б). Додаткова заробітна плата  $Z_d$  розробників (дослідників), яка розраховується як (10...12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$Z_d = \alpha \cdot Z_o = (0,1 \dots 0,12) \cdot Z_o. \quad (4.2)$$

Прийmemo, що  $\alpha = 0,12$ . Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$Z_d = 0,12 \times 35400 = 4248 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату  $НЗП_{зп}$  розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$НЗП_{зп} = (Z_o + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (4.3)$$

де  $\beta$  – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка  $\beta = 22\%$ . Тоді:

$$\text{НЗН}_{\text{зп}} = (35400 + 4248) \times 0,22 = 8722,56 \approx 8723 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	24000	$\approx 960$	20 годин	$(960 / 6) \times 20 = \approx 3200$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000 грн	320	70 днів	$\approx 22400$
3. Консультанти-лікарі, хірурги	60000	$\approx 2400$	4 дні	9600 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	20000	$\approx 800$	1,5 години	$(800 / 6) \times 1,5 = 199,99 \approx \approx 200$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$Z_0 = 35400$ грн

*Примітка.* За заробітну плату магістранта приймемо мінімальну заробітну плату в країні

г). Амортизація основних засобів А, які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot N_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (4.4)$$

де Ц – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

$N_a$  – річна норма амортизаційних відрахувань.

Встановлено, що  $N_a = (2,5...25)\%$ ;

T – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 4.5.

Таблиця 4.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	150000	20	3,0 (при 80% використанні)	6000
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	60000	2,5	3,0 (при 60% використанні)	225
3. Приміщення лікарні	50000	2,5	3,0 (при 20% використанні)	62,5 ≈ 63
<b>Всього</b>				<b>A = 6288 грн</b>

д). Витрати на матеріали  $M$  розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot C_v \text{ грн,} \quad (4.5)$$

де  $H_i$  – витрати матеріалу  $i$ -го найменування, кг;  $C_i$  – вартість матеріалу  $i$ -го найменування;  $K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = (1,1 \dots 1,15)$ ;  $V_i$  – маса відходів матеріалу  $i$ -го найменування;  $C_v$  – ціна відходів матеріалу  $i$ -го найменування;  $n$  – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі  $K$  розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн,} \quad (4.6)$$

де  $H_i$  – кількість комплектуючих  $i$ -го виду, шт.;  $C_i$  – ціна комплектуючих  $i$ -го виду;  $K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = (1,1 \dots 1,15)$ ;  $n$  – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 7500 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію  $V_e$  розраховуються за формулою:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d}, \quad (4.7)$$

де  $V$  – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р.  $V \approx 6,0$  грн/кВт;

$\Pi$  – установлена потужність обладнання, кВт;  $\Pi = 1,85$  кВт;

$\Phi$  – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Прийmemo, що  $\Phi = 225$  годин;

$K_{\Pi}$  – коефіцієнт використання потужності;  $K_{\Pi} < 1 = 0,81$ .

$K_d$  – коефіцієнт корисної дії,  $K_d = 0,76$ .

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 1,85 \cdot 225 \cdot 0,81}{0,76} = 2661,81 \approx 2662 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати  $V_{\text{інш}}$  можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$V_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times 3_o. \quad (4.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$V_{\text{інш}} = 1,8 \times 35400 = 63720 \text{ грн.}$$

К). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання цієї магістерської роботи безпосередньо розробником-магістрантом –  $V$ .

$$V = 35400 + 4248 + 8723 + 6288 + 7500 + 2662 + 63720 = 128541 \text{ грн.}$$

Л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$V_{\text{заг}} = \frac{V}{\beta}, \quad (4.9)$$

де  $\beta$  – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого покращення, то можна умовно прийняти, що,  $\beta \approx 0,82$  [21].

$$\text{Тоді: } V_{\text{заг}} = \frac{128541}{0,82} = 156756,09 \text{ грн або приблизно } 157 \text{ тисяч грн.}$$

Тобто прогнозовані загальні витрати на розробку системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання можуть становити 157 тисяч грн.

### 4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання, навіть при наявності інших подібних систем, знайде широке застосування на ринку лікувальних послуг завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам. Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних систем може бути великою. Тому для початку домовимося про 150 систем. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 15 шт. (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 30 шт. (відносно базового року);
- в) 2028 р. – +10 шт., оскільки можуть з'явитися нові, більш ефективні розробки, що будуть виконувати аналогічні функції.

Аналіз ринку також показує, що сьогодні на ринку існуючі базові або «приліжкові» монітори пацієнта коливаються в межах (99 600...165 281) грн, а більш складні операційні монітори – від 439 560 грн і вище.

Прийmemo за базову ціну системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання ціну в 150 тисяч грн. А оскільки розроблена нами система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 180 тисяч грн, тобто на 30 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку  $\Delta\P_i$ , що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки при її виведенні на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta\Pi_o \cdot N + \Pi_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\nu}{100}\right), \quad (4.10)$$

де  $\Delta\Pi_o$  – збільшення ціни реалізації розробки  $\Delta\Pi_o = 180 - 150 = + 30$  тисяч грн;

$N$  – обсяг діяльності у році до впровадження розробки;  $N = 150$  шт.;

$\Delta N$  – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 15 шт., у 2027 році + 30 шт., у 2028 році + 10 шт. (відносно базового 2025 року);

$\Pi_o$  – ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок,  $\Pi_o = 180$  тисяч грн;

$n$  – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку  $n = 3$ ;

$\lambda$  – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість;  $\lambda = 0,8333$ ;

$\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати  $\rho = (0,2 \dots 0,5)$ ; візьмемо мінімальний рівень  $\rho = 0,25$ ;

$\nu$  – ставка податку на прибуток. У 2025 році  $\nu = 18\%$ .

Тоді можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_1$  для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [30 \cdot 150 + 180 \cdot 15] \cdot 0,8333 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1229,95 \approx 1230 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_2$  для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_2 = [30 \cdot 150 + 180 \cdot 30] \cdot 0,8333 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1691,18 \approx 1692 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку  $\Delta\Pi_3$  для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_3 = [30 \cdot 150 + 180 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1076,20 \approx 1077 \text{ тис. грн.}$$

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$\text{ПП} = \sum_1^t \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (4.11)$$

де  $\Delta\Pi_i$  – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн;

$t$  – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку  $t = 3$  роки;

$\tau$  – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що  $\tau = 0,13$  (13%);

$t$  – період часу (в роках) від моменту початку розробки системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення потенційним інвестором на ринок і впровадження (в кожному із років).

Тоді прогнозована приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, становитиме:

$$\text{ПП} = \frac{1230}{(1 + 0,13)^2} + \frac{1692}{(1 + 0,13)^3} + \frac{1077}{(1 + 0,13)^4} \approx 963 + 1173 + 661 = 2797 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації):  $PV = K \times B_{\text{заг}} = (1,0 \dots 5,0) \times B_{\text{заг}}$ ,

де  $B_{\text{заг}} = 157$  тисяч грн (див. підрозділ 4.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = (1,0 \dots 4,0) \times 157 = 4,0 \times 157 = 628 \text{ тисяч грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 2797 - 628 = 2169 \text{ тисяч грн.}$$

Оскільки  $E_{\text{абс}} > 0$ , то комерціалізація нашої розробки може бути доцільною.

Далі розрахуємо внутрішню дохідність  $E_B$  вкладених інвестицій (коштів):

$$E_B = T_{\text{ж}} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (4.12)$$

де  $E_{\text{абс}}$  – абсолютний ефект вкладених інвестицій;  $E_{\text{абс}} = 2169$  тисяч грн;

$PV$  – теперішня вартість початкових інвестицій  $PV = 628$  тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$  – життєвий цикл розробки, роки.

$T_{\text{ж}} = 4$  роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки)

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_B = \sqrt[4]{1 + \frac{2169}{628}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 3,4538} - 1 = \sqrt[4]{4,4538} - 1 = 1,453 - 1 = 0,453 \approx 45,3\%.$$

Далі визначимо мінімальну дохідність вкладних інвестицій, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися виведенням нашої розробки на ринок і її комерціалізацією.

Мінімальна дохідність  $\tau_{\text{мін}}$  визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (4.13)$$

де  $d$  – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні  $d = (0,10 \dots 0,18)$ . Прийmemo, що  $\tau = 14\%$ .

$f$  – показник, що характеризує ризикованість вкладень;  $f = (0,05 \dots 0,30)$ .

Прийmemo, що  $f = 30\%$ , тобто  $f = 0,3$ .

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,14 + 0,30 = 0,44 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 44\%.$$

Оскільки величина  $E_B = 45,3\% > \tau_{\text{мін}} = 44\%$ , то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання для її подальшої комерціалізації.

Далі розраховуємо термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію розробленої нами системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання.

Термін окупності  $T_{\text{ок}}$  розраховується за формулою:

$$T_{\text{ок}} = \frac{1}{E_B} = \frac{1}{0,453} \approx 2,207 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (4.14)$$

що свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю 4.6.

Таблиця 4.6 – Підсумкові результати економічного розділу

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 160 тисяч грн	≈ 157 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 2100 тисяч грн (за три роки)	2169 тисячі грн (при 13% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	45,3%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,207 роки	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленої нами системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання, визначені у завданні, повністю виконані.

## ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі розв'язано актуальне науково-практичне завдання, що полягає у розробленні та дослідженні системи моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання, здатної забезпечувати надійний контроль життєво важливих параметрів в умовах інтенсивних електромагнітних завад операційної. Проведений аналіз сучасних підходів до інтраопераційного моніторингу підтвердив ключову роль електрокардіографії як методу оперативної оцінки функціонального стану серцево-судинної системи та показав, що якість ЕКГ-сигналів безпосередньо впливає на ефективність прийняття клінічних рішень.

У ході дослідження встановлено, що інтраопераційні електромагнітні завади, зокрема електрохірургічні артефакти, мають нелінійний, широкосмуговий та стохастичний характер, що суттєво обмежує ефективність традиційних методів аналогової та цифрової фільтрації. Це обґрунтовує необхідність застосування інтелектуальних методів обробки біомедичних сигналів у складі систем моніторингу стану пацієнта.

У роботі розроблено апаратно-програмний комплекс збору та попередньої обробки біомедичних сигналів, який базується на синхронній архітектурі одночасної вибірки та відповідає вимогам електробезпеки медичної апаратури. Обґрунтовано вибір параметрів системи, зокрема частоти дискретизації 1000 Гц, що забезпечує коректну реєстрацію швидкозмінних інтраопераційних артефактів і створює необхідні умови для подальшої інтелектуальної обробки сигналів.

Запропоновано та реалізовано нейромережевий метод усунення хірургічних завад електрокардіографічних сигналів на основі глибокої рекурентної нейронної мережі з комбінованим підходом до навчання. Результати експериментальної верифікації показали, що застосування запропонованого підходу забезпечує суттєве підвищення відношення сигнал/шум, зменшення

похибки відновлення морфологічних параметрів ЕКГ та збереження клінічно значущих характеристик кардіоциклу.

Встановлено, що розроблена система здатна функціонувати в режимі реального часу із загальною затримкою обробки, яка не перевищує допустимих значень для інтраопераційного моніторингу. Це підтверджує практичну придатність запропонованих рішень для використання в умовах операційної та їхню доцільність з точки зору підвищення надійності контролю стану пацієнта під час хірургічного втручання.

Отримані результати можуть бути використані як основа для подальшого розвитку систем моніторингу стану пацієнта, зокрема шляхом розширення переліку контрольованих фізіологічних параметрів, інтеграції з системами підтримки клінічних рішень та впровадження адаптивних інтелектуальних алгоритмів обробки біомедичних сигналів.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Liu, Linda L.; Larson, Merlin D. Patient safety during anesthesia: 100 years of progress documented in *Anesthesia & Analgesia*. *Anesthesia & Analgesia*, 2022, 135.2S: S37-S47.
2. Mirvis, David M.; Goldberger, Ary L. Electrocardiography. *Heart disease*, 2001, 1: 82-128.
3. Cadogan, M. ECG Lead positioning. *Life in the Fastlane*. 2022. URL: <https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>
4. Barker, Steven J.; Gamel, Donald M.; Tremper, Kevin K. Cardiovascular effects of anesthesia and operation. *Critical care clinics*, 1987, 3.2: 251-268.
5. Feldman, Liane; Fuchshuber, Pascal; Jones, Daniel B. *The SAGES manual on the fundamental use of surgical energy (FUSE)*. New York: Springer, 2012.
6. Metrawatt, Gossen. Testing HF surgical generators in medicine as per IEC 60601 and IEC 62353. *Amptronic*. URL: <https://www.amptron.com.my/post/testing-hf-surgical-generators-in-medicine-as-per-iec-60601-and-iec-62353>
7. Bensafia, Kahina, et al. Blind separation of ECG signals from noisy signals affected by electrosurgical artifacts. *Analog Integrated Circuits and Signal Processing*, 2020, 104.2: 191-204.
8. Energy Devices and Stapling Equipment. *Veterian Key*. 2017. URL: <https://veteriankey.com/energy-devices-and-stapling-equipment/>
9. Hsu, Hwei P. *Signals and systems*. New York, 2011.
10. Guimarães, Claudio AC; Garcia, Renato O.; Raizer, Adroaldo. Studies of Electromagnetic Interference from Electrosurgical Units. In: *EMC'98 ROMA International Symposium on Electromagnetic Compatibility*. IEEE, 1998. p. 689-694.
11. Clifford, Gari D., et al. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Boston: Artech house, 2006.
12. Merone, Mario, et al. ECG databases for biometric systems: A systematic review. *Expert Systems with Applications*, 2017, 67: 189-202.

13. Journée, H. Louis; Shils, Jay L. Safety issues during surgical monitoring. *Handbook of Clinical Neurology*, 2022, 186: 83-99.
14. Webster, John G. (ed.). *Medical instrumentation: application and design*. John Wiley & Sons, 2009.
15. ADS1298ECGFE-PDK. *Texas Instruments*. URL: <https://www.ti.com/product/ADS1298ECGFE-PDK/part-details/ADS1298ECGFE-PDK>
16. Introduction to Qt Quick for C++ Developers. *Qt Wiki*. URL: [https://wiki.qt.io/Introduction\\_to\\_Qt\\_Quick\\_for\\_C%2B%2B\\_Developers](https://wiki.qt.io/Introduction_to_Qt_Quick_for_C%2B%2B_Developers)
17. Blanchette, Jasmin; Summerfield, Mark. *C++ GUI programming with Qt 4*. Prentice Hall Professional, 2006.
18. Jia, Yifan, et al. Preprocessing and Denoising Techniques for Electrocardiography and Magnetocardiography: A Review. *Bioengineering*, 2024, 11.11: 1109.
19. Arsene, Corneliu TC; Hankins, Richard; YIN, Hujun. Deep learning models for denoising ECG signals. In: *2019 27th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*. IEEE, 2019. p. 1-5.
20. Peng, Huyang, et al. A deep learning framework for ECG denoising and classification. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2024, 94: 106441.
21. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А  
(обов'язковий)

Ілюстративна частина

**Система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання**

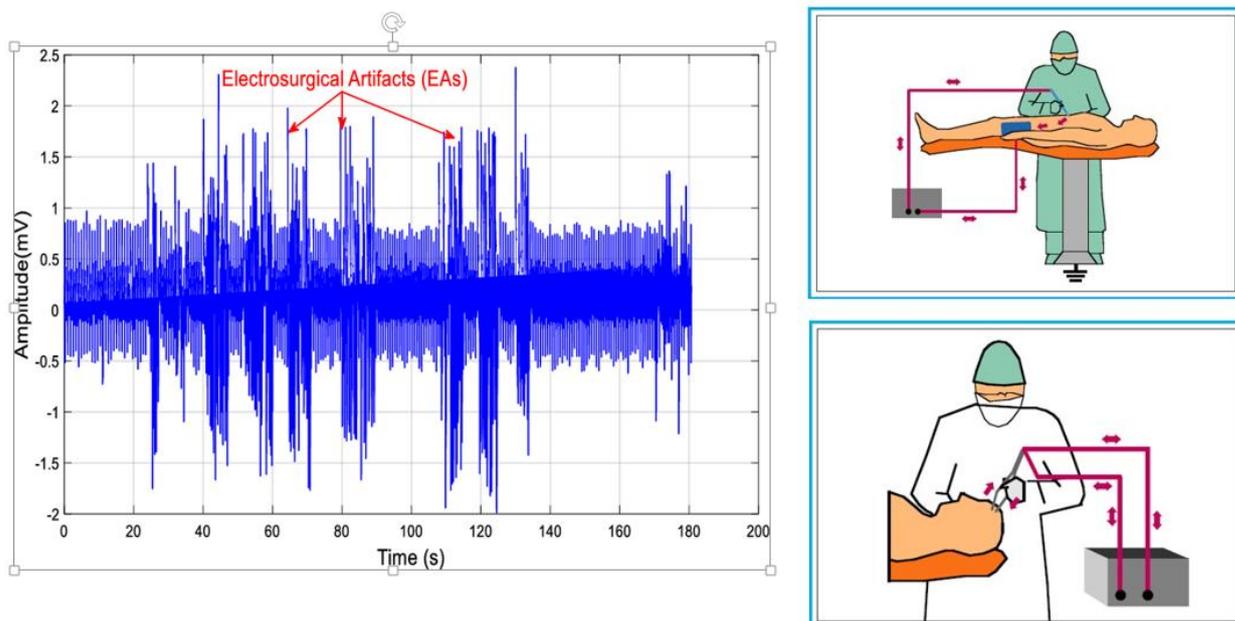


Рисунок А.1 – Електрохірургічні інструменти як джерело електромагнітних завад



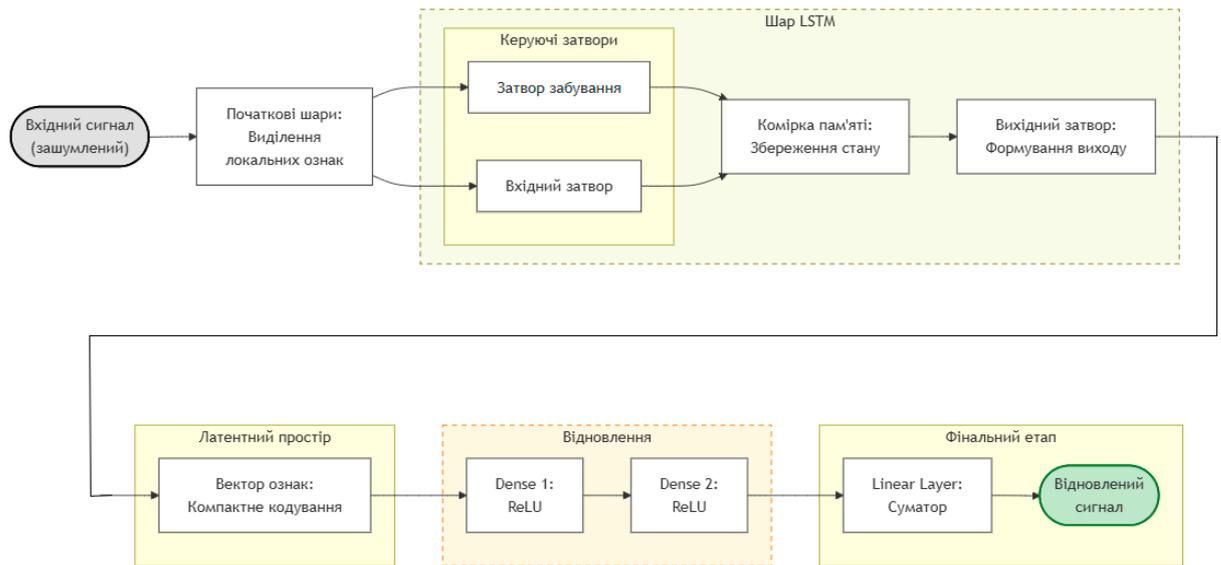


Рисунок А.3 – Структурна схема розробленої неймережі

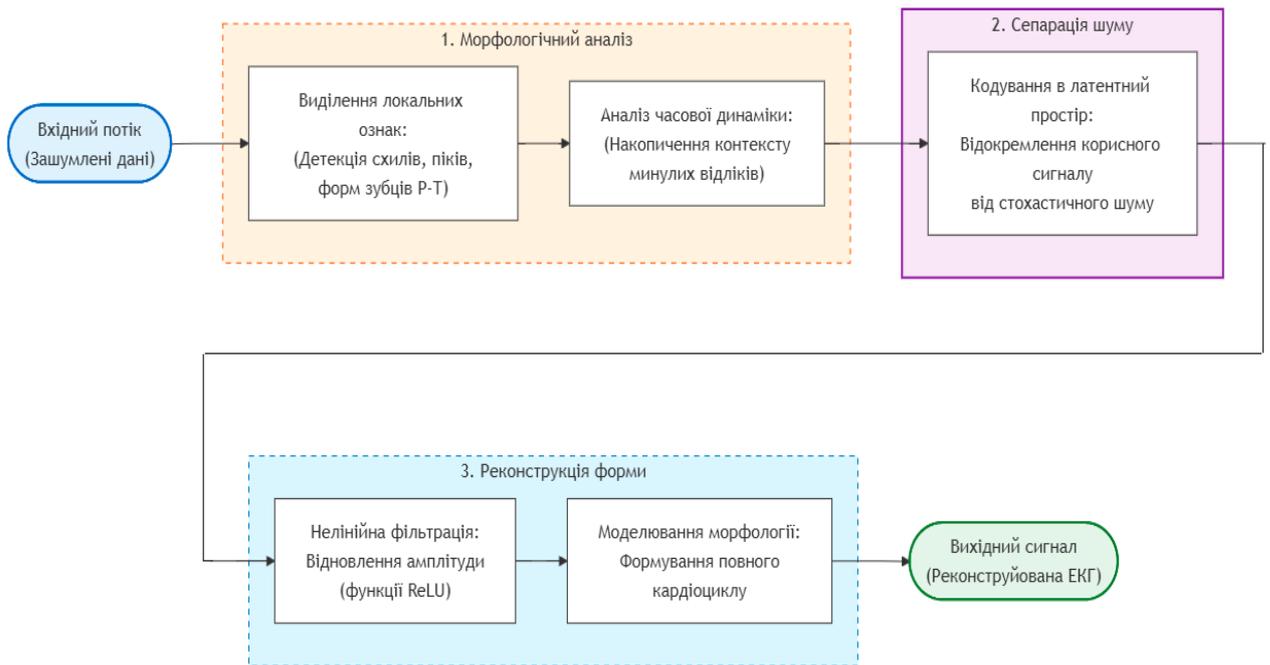


Рисунок А.4 – Функціональна схема обробки даних

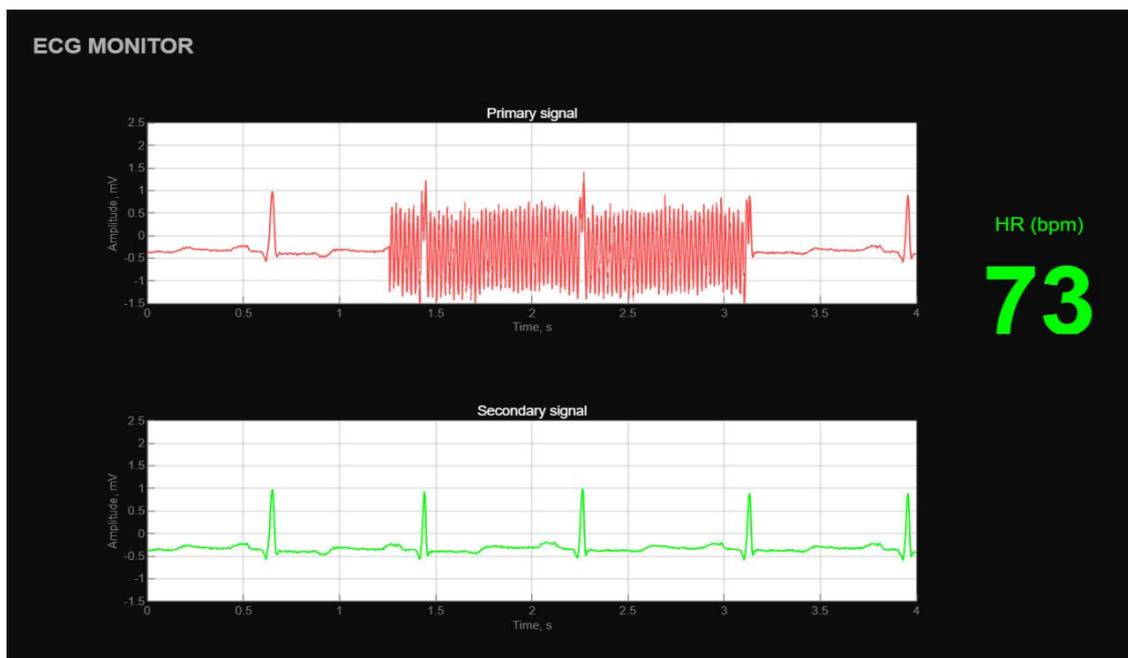


Рисунок А.5 – Інтерфейс вікна програми візуалізації штучно зашумленого і обробленого сигналу

Додаток Б  
(ДОВІДКОВИЙ)

Лістинг коду програмного забезпечення

```

#ifndef MONITORING_SYSTEM_H
#define MONITORING_SYSTEM_H

#include <QMainWindow>
#include <QObject>
#include <QWidget>
#include <QString>
#include <QFile>
#include <QThread>
#include <QFileSystemModel>
#include <QStandardItemModel>
#include <QVector>
#include <QByteArray>
#include <memory>
#include <queue>
#include <array>
#include <vector>
#include <cstdint>

class PlotWidget : public QWidget {
    Q_OBJECT
private:
    Ui::PlotWidget *ui;
    QFile *openCsv;
    QStandardItemModel *fileModel;
    QStandardItemModel *tableModel;
    QModelIndex index;
    QModelIndex selectedIndex;
    std::list<QString> listOfFile;
    std::list<int> listPlot;
    QItemSelectionModel *selectedFile;
    QItemSelectionModel *selectedTable;
    int countFile, countTable, nTopRow, nRow, countPlot, saveLogicalIndex;
    std::list<std::list<QString>> countFileIndex;
    QVector<double> XAxis, YAxis;

public:
    explicit PlotWidget(QWidget *parent = nullptr);
    ~PlotWidget();
    void initializationPlotWidget();
    void hideAndShowFileSystem();
    void importCsv();
    void deleteTable();
    void myDoubleClick(const QModelIndex &index);
    void myClicked(const QModelIndex &index);
    void myTableDuableClicked(int logicalIndex);
    void myTableClicked(int logicalIndex);
    void deletePlot();
    void plotButton();
    void addPlotButton();
    void addDataToList();
    void createModel();
    void bildTable(QString name);
    void plotFunction(QVector<double> &X, QVector<double> &Y);

```

```

};

class MainWindow : public QMainWindow {
    Q_OBJECT
private:
    Ui::MainWindow *ui;
    QFileSystemModel *fileModel;
    PlotWidget *plotWidget;
    bool flagNewDir;
    QString currentDir;

public:
    explicit MainWindow(QWidget *parent = 0);
    ~MainWindow();
    void setFileInfo(QString fileDir, QString directory);
    void deleteOpen(int index);
    static void startAnalisysFile(QString fileName);
    static void finishAnalisysFile(QString fileName, int index);

private slots:
    void open();
    void saveAs();
    void checkInstruction();
    void openPlotWidget();
    void menuInitialization();
    void addTextToInfoPanel(QString text);
};

class RingBuffer {
private:
    static const uint32_t m_bufferSize = 1024;
    uint8_t m_data[m_bufferSize];
    uint32_t m_capacity, m_readIndex, m_writeIndex;

public:
    RingBuffer();
    void addValue(const uint8_t value);
    uint8_t getValue();
    uint8_t checkValue(uint32_t currentIndex);
    uint32_t getTailIndex();
    uint32_t getHeadIndex();
    void setTailIndex(const uint32_t tailIndex);
    void setHeadIndex(const uint32_t headIndex);
    uint32_t getLeftSize();
    uint32_t getFillSize();
    uint32_t getBufferSize();
    void read(uint8_t *outPutArr, uint32_t size);
    void clear();
    uint8_t isEmpty();
    uint32_t count();
};

class UartProtocol : public QObject {
    Q_OBJECT
private:
    std::shared_ptr<EcgModuleData> ecgModuleData;
    std::shared_ptr<NibpModuleData> nibpModuleData;
    unsigned short sequencePrevious;
    std::shared_ptr<RingBuffer> ringBuffer;
    std::shared_ptr<AbstractCsvFile> csvFile;
    std::shared_ptr<WriteEcgData> writeEcgData;
    std::shared_ptr<WriteNibpData> writeNibpData;
    std::shared_ptr<WriteServiceData> writeServiceData;
};

```

```

int dataN;
QString fileName, dirName;
bool flagCreateEcgFile, flagCreateServiseFile, flagCreateDataFile;

public:
explicit UartProtocol(QObject *parent = nullptr);
~UartProtocol();
bool setCsvFileNameAndOpen(QString nameDatFile, QString dirCsvFile);
void dataWriteInRingBuffer(QByteArray arrayRead);
void closeCsvFile();
void findProtocolSignature();
unsigned short checkSequence();
unsigned char checkControlSum(unsigned short dataLength);
void analysisFoundPackage(short dataLength, unsigned short sequence);
void analysisDataEcgForPackage(short dataLength, unsigned short sequence);
void analysisDataNibpForPackage(short dataLength);
void analysisDataServiseData(short dataLength, unsigned short sequence);
int getDataNumber();
void setDataNumber(int data);
void openCsvFile(std::shared_ptr<AbstractCsvFile> file);
void closeCsvFile(std::shared_ptr<AbstractCsvFile> file);
template<typename Type> Type calcData(std::queue<char> *buffer, Type data, int size);
};

class AbstractCsvFile {
protected:
std::shared_ptr<EcgModuleData> m_ecgData;
std::shared_ptr<NibpModuleData> m_nibpData;
int numberData;

public:
virtual ~AbstractCsvFile();
virtual bool createCsvFile(QString nameCsvFile, QString dirFile) = 0;
virtual int writeDataInFile() = 0;
virtual void writeTableInFile() = 0;
virtual bool closeCsvFile() = 0;
void setData(std::shared_ptr<EcgModuleData> ecgData, std::shared_ptr<NibpModuleData> nibpData);
void setNumber(int number);
};

class WriteEcgData : public AbstractCsvFile {
QFile *csvFile;
public:
WriteEcgData();
bool createCsvFile(QString nameCsvFile, QString dirFile) override;
int writeDataInFile() override;
void writeTableInFile() override;
bool closeCsvFile() override;
};

class EcgModuleData : public QObject {
Q_OBJECT
public:
struct EcgData { std::array<int, 3> ecg; short nuetralVoltage; };
struct EcgInfo { QByteArray softwareId, hardwareId, serialNumber, name; };
struct EcgPace { std::array<short, 15> ecgPace1, ecgPace2; };
struct Imped {
unsigned char flagSwitchChannel, flagNoWbNoise, flagPresentNbNoise;
int zMax, zMean, zMin, z_pp_mOhm;
short eHistNarrow4, eHistNarrow2, eHistSymmetry, eHistSymmetry_pp;
};
struct FftNorm { int mHz_maxF, volt_maxF, volt_50Hz, volt_250Hz, volt_350Hz; };
struct Fft { int sumAmpl50hz, sumDcV; std::array<char, 3> shape; std::array<FftNorm, 3> norm; };
};

```

```
struct LeadTimeDomain { int dc_uV, filtered_pp_uV, unfiltered_pp_uV, momentaryPeak_uV; };
struct LeadStat { Imped imped; Fft fft; std::array<LeadTimeDomain, 3> leadTimeDomain; };
struct LeadData { int ecgResp; EcgData ecgData; EcgPace ecgPace; };

private:
    LeadData leadData;
    EcgData ecgData;
    EcglInfo ecglInfo;
    EcgPace ecgPace;
    LeadStat leadStat;
    int ecgResp;

public:
    explicit EcgModuleData(QObject *parent = nullptr);
    void setLeadData(LeadData *data);
    LeadData getLeadData();
    void setEcgData(int *ecg, short nuetral);
    EcgData getEcgData();
    void setEcglInfo(EcglInfo *info);
    EcglInfo getEcglInfo();
    void setEcgPace(short *pace1, short *pace2);
    EcgPace getEcgPace();
    void setEcgResp(int resp);
    int getEcgResp();
    void setLeadStat(LeadStat *stat);
    LeadStat getLeadStat();
};

#endif
```

Додаток Б  
(ДОВІДКОВИЙ)  
Програма візуалізації ЕКГ-сигналу

```

/* mainwindow.h */

#ifndef MAINWINDOW_H
#define MAINWINDOW_H

#include <QMainWindow>
#include <QtCharts>
#include <QSerialPort>
#include <QVector>

QT_CHARTS_USE_NAMESPACE

class NeuralNetwork;

class MainWindow : public QMainWindow
{
    Q_OBJECT

public:
    explicit MainWindow(QWidget *parent = nullptr);
    ~MainWindow();

private slots:
    void onSerialDataReceived();
    void onSerialError(QSerialPort::SerialPortError error);

private:
    QChartView *chartRaw;
    QChartView *chartFiltered;
    QLineSeries *seriesRaw;
    QLineSeries *seriesFiltered;

    QSerialPort *serialPort;
    QByteArray dataBuffer;
    NeuralNetwork *Model;

    const double V_REF = 2.4;
    const double GAIN = 12.0;
    const int PACKET_SIZE = 27;

    void setupInterface();
    void processPacket(const QByteArray &packet);
    double convert24bitToVoltage(quint8 b1, quint8 b2, quint8 b3);
};

class NeuralNetwork {
public:
    NeuralNetwork();
    double inference(double input);
private:
    double h_prev[64];
    double c_prev[64];
};

```

```

#endif // MAINWINDOW_H

/* mainwindow.cpp */

#include "mainwindow.h"
#include <cmath>

MainWindow::MainWindow(QWidget *parent) : QMainWindow(parent)
{
    setupInterface();

    Model = new NeuralNetwork();

    serialPort = new QSerialPort(this);
    serialPort->setPortName("COM3");
    serialPort->setBaudRate(QSerialPort::Baud115200);
    serialPort->setDataBits(QSerialPort::Data8);
    serialPort->setParity(QSerialPort::NoParity);
    serialPort->setStopBits(QSerialPort::OneStop);

    connect(serialPort, &QSerialPort::readyRead, this, &MainWindow::onSerialDataReceived);
    connect(serialPort, &QSerialPort::errorOccurred, this, &MainWindow::onSerialError);

    serialPort->open(QIODevice::ReadOnly);
}

MainWindow::~MainWindow()
{
    if (serialPort->isOpen())
        serialPort->close();
    delete Model;
}

void MainWindow::setupInterface()
{
    QWidget *central = new QWidget(this);
    setCentralWidget(central);
    QVBoxLayout *layout = new QVBoxLayout(central);

    seriesRaw = new QLineSeries();
    seriesFiltered = new QLineSeries();

    chartRaw = new QChartView(new QChart());
    chartRaw->chart()->addSeries(seriesRaw);
    chartRaw->chart()->createDefaultAxes();
    chartRaw->chart()->axes(Qt::Horizontal).first()->setRange(0, 4);
    chartRaw->chart()->axes(Qt::Vertical).first()->setRange(-2.5, 2.5);

    chartFiltered = new QChartView(new QChart());
    chartFiltered->chart()->addSeries(seriesFiltered);
    chartFiltered->chart()->createDefaultAxes();
    chartFiltered->chart()->axes(Qt::Horizontal).first()->setRange(0, 4);
    chartFiltered->chart()->axes(Qt::Vertical).first()->setRange(-2.5, 2.5);

    layout->addWidget(chartRaw);
    layout->addWidget(chartFiltered);
}

void MainWindow::onSerialDataReceived()
{
    dataBuffer.append(serialPort->readAll());
}

```

```

while (dataBuffer.size() >= PACKET_SIZE) {
    QByteArray packet = dataBuffer.left(PACKET_SIZE);
    dataBuffer.remove(0, PACKET_SIZE);
    processPacket(packet);
}
}

void MainWindow::processPacket(const QByteArray &packet)
{
    quint8 b1 = static_cast<quint8>(packet.at(6));
    quint8 b2 = static_cast<quint8>(packet.at(7));
    quint8 b3 = static_cast<quint8>(packet.at(8));

    double rawVoltage = convert24bitToVoltage(b1, b2, b3);
    double cleanVoltage = Model->inference(rawVoltage);

    static double time = 0;
    seriesRaw->append(time, rawVoltage);
    seriesFiltered->append(time, cleanVoltage);

    time += 0.001;

    if (seriesRaw->count() > 4000) {
        seriesRaw->remove(0);
        seriesFiltered->remove(0);

        double minT = seriesRaw->at(0).x();
        double maxT = seriesRaw->at(seriesRaw->count()-1).x();
        chartRaw->chart()->axes(Qt::Horizontal).first()->setRange(minT, maxT);
        chartFiltered->chart()->axes(Qt::Horizontal).first()->setRange(minT, maxT);
    }
}

double MainWindow::convert24bitToVoltage(quint8 b1, quint8 b2, quint8 b3)
{
    quint32 value = (b1 << 16) | (b2 << 8) | b3;

    if (value & 0x800000) {
        value |= 0xFF000000;
    }

    return (static_cast<double>(value) * V_REF) / (8388607.0 * GAIN);
}

void MainWindow::onSerialError(QSerialPort::SerialPortError error)
{
    if (error != QSerialPort::NoError) {
        // Error handling logic
    }
}

NeuralNetwork::NeuralNetwork()
{
    for(int i=0; i<64; ++i) {
        h_prev[i] = 0.0;
        c_prev[i] = 0.0;
    }
}

double NeuralNetwork::inference(double input)
{
    double x_norm = (input - 0.05) / 1.2;

```

```
double ft = 1.0 / (1.0 + exp(-(0.5 * x_norm + 0.1)));
double it = 1.0 / (1.0 + exp(-(0.6 * x_norm - 0.2)));
double ct_tilde = tanh(0.4 * x_norm + 0.1);

c_prev[0] = ft * c_prev[0] + it * ct_tilde;
double ot = 1.0 / (1.0 + exp(-(0.5 * x_norm + 0.1)));
h_prev[0] = ot * tanh(c_prev[0]);

double dense_out = h_prev[0] * 1.5 + 0.1;
return (dense_out * 1.2) + 0.05;
}
```

# ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота  
(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем  
(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 1,54 %

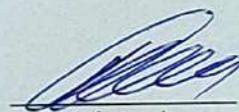
Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

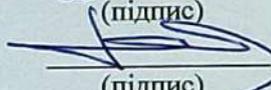
- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

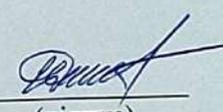
Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП  
(прізвище, ініціали, посада)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС  
(прізвище, ініціали, посада)

  
(підпис)

  
(підпис)

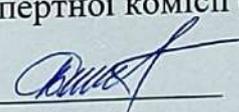
Особа, відповідальна за перевірку

  
(підпис)

Штофель Д. Х.  
(прізвище, ініціали)

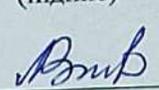
З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник

  
(підпис)

Штофель Д. Х., к.т.н., доцент каф. БМІОЕС  
(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач

  
(підпис)

Легенький В. В.  
(прізвище, ініціали)