

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

Пояснювальна записка

до магістерської кваліфікаційної роботи

**на тему «Оптико-електронна система для телемедичної діагностики
кардіологічних захворювань»**

Виконав: студент 2 курсу групи ЛТО-18м
спеціальності 152 – «Метрологія та
інформаційно-вимірвальна техніка»,
освітня програма «Лазерна техніка та
оптоінформатика»

Пащенко М.О. _____
(прізвище та ініціали)

Керівник: к.т.н., доц. каф. ЛОТ
Кожем'яко А.В. _____
(прізвище та ініціали)

Рецензент: к.т.н., доц. каф. МПА
Севастьянов В.М. _____
(прізвище та ініціали)

Вінниця – 2019 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки
Освітньо-кваліфікаційний рівень – магістр
Спеціальність 152 – «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
Освітня програма – «Лазерна техніка та оптоінформатика»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Зав. кафедри ЛОТ
д.т.н., проф. Заболотна Н. І.

«__» _____ 20__ р.

З А В Д А Н Н Я

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Пашенко Маріні Олегівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Оптико-електронна система для телемедичної діагностики кардіологічних захворювань.

Керівник роботи Кожем'яко Андрій Вікторович, к.т.н., доцент

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

затверджені наказом ВНТУ від «__» вересня 2019 року №_____.

2. Строк подання студентом проекту (роботи): _____.

3. Вихідні дані до роботи.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Аналіз розвитку апаратури для діагностування серцево-судинних захворювань, аналітичний огляд відомих оптоелектронних діагностування серцево-судинних захворювань; розробка методу фазаграфічної комп'ютерної обробки електрокардіограм; розробка структурної схеми пристрою на базі вдосконаленої моделі; розрахунок економічних показників.

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

1) Структурна схема вдосконаленого пристрою телемедичної діагностики кардіологічних захворювань;

2) Електрична схема оптичного вимірювального тракту;

3) Блок-схема роботи програми;

4) Блок-схема роботи пристрою;

5) Схема вимірювання за методом фазаграфії;

6) Схема принципова схема підключення дисплея до мікроконтроллера;

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Кожем'яко А.В., к.т.н., доцент кафедри ЛОТ		
Економічна частина			

7. Дата видачі завдання « » вересня 2019 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Формування та затвердження теми магістерської кваліфікаційної роботи (МКР)		
2	Виконання спеціальної частини МКР. Перший рубіжний контроль виконання МКР		
3	Виконання спеціальної частини МКР. Другий рубіжний контроль виконання МКР		
4	Попередній захист МКР		
5	Нормоконтроль МКР		
6	Рецензування МКР		
7	Захист МКР		

Студент _____

Пащенко М.О.

Керівник роботи _____

Кожем'яко А.В.

АНОТАЦІЯ

Актуальність даної тематики є необхідність створення зручного оптико електронного пристрою для діагностування серцево-судинних захворювань.

В магістерській кваліфікаційній роботі проаналізовано основні сучасні методи діагностування серцево-судинних захворювань. Серед оптико електронних методів діагностування було обрано метод фазаграфії і спрощено структурну схему пристрою. Розроблено програмний модуль для удосконаленої схеми телемедичної системи.

ANNOTATION

The relevance of this topic is the need to create a convenient opto-electronic device for the diagnosis of cardiovascular diseases.

In the master's qualification work the basic modern methods of diagnostics of cardiovascular diseases are analyzed. Among the opto-electronic methods of diagnosis, the method of phasography was chosen and the block diagram of the device was simplified. A software module for an advanced scheme of the telemedicine system has been developed.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 АНАЛІЗ РОЗВИТКУ АПАРАТУРИ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СЕРЦЕВО-СУДИННИХ ЗАХВОРЮВАНЬ.....	10
1.1 Методи дослідження роботи серцево-судинної системи.....	10
1.2 Метод ЕКГ для діагностування серцево-судинних захворювань.....	14
1.3 Оптико-електронні методи діагностування серцево-судинних захворювань.....	20
1.4 Телемедичні можливості для комфортного діагностування пацієнтів..	22
1.4.1 Історія телекардіології.....	22
1.4.2 Телемедичні задачі в діагностиці серцевих захворювань.....	24
1.5 Висновки до розділу.....	28
2. АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТІ СУМІСНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ФАЗОВИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ ТА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СЕРЦЕВИХ ХВОРОБ.....	29
2.1 Біомедичні неінвазивні методи в діагностиці серцевих захворювань...	29
2.2 Фізіологічний аналіз та розпізнавання ФПГ.....	30
2.2 Перший похідний аналіз для оцінки характеристик імпульсу ФПГ.....	33
Розпізнавання шаблонів сигналів ФПГ.....	33
2.3 Фізіологічний аналіз та розпізнавання ЕКГ.....	37
3 МАТЕМАТИЧНИЙ АНАЛІЗ ЕКГ ТА ФАЗАГРАФІЇ.....	43
3.1 Аналіз методу комп'ютерної обробки електрокардіограм.....	43
3.2 Діагностичні ознаки ЕКГ в фазовому середовищі.....	50
3.3 Мобільна фазаграфія і дистанційний моніторинг.....	55
3.4 Перспективи розвитку фазаграфії.....	57
3.5 Висновки до розділу.....	62
4. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ КАРДІОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ.....	64
4.1 Загальна структура системи.....	64
4.3 Вибір давачів.....	68
4.4 Організація обміну інформацією через радіодавач.....	69
4.5 Блок підсилювачі біопотенціалів.....	70
4.6 Структурна схема пристрою для отримання фотоплетизмограм.....	72

4.7 Удосконалений варіант електричної структурної схеми	73
5 МОДЕЛЮВАННЯ ОЦІНКИ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ МЕТОДОМ ФАЗАГРАФІЇ	78
5.1 Багатомаштабні оцінки біомедичних сигналів	78
5.2 Очищення сигналу від артефактів	79
5.3 Обробка сигналу ВСП варіаційними методами	82
6 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	86
6.1 Оцінювання комерційного потенціалу розробки.....	86
6.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи	93
6.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки	100
6.5 Висновки до економічного розділу	103
ВИСНОВКИ.....	105
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ	107
ДОДАТОК А. ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ.....	111
ДОДАТОК Б КЛАСИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ СЕРЦЕВИХ ЗАХВОРЮВАНЬ.....	115
ДОДАТОК В БЛОК-СХЕМА МЕТОДУ ФАЗАГРАФІЇ	116
ДОДАТОК Г СТРУКТУРНА СХЕМА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ КАРДІОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ.....	117
ДОДАТОК Г СТРУКТУРНА СХЕМА АВТОМАТИЗОВАНОГО ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФА	118
ДОДАТОК Д СТРУКТУРНА СХЕМА ПЕРЕДАВАЛЬНОГО РАДІОПРИСТРОЮ.....	119
ДОДАТОК Е БЛОК-СХЕМА РОБОТИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ.....	120
ДОДАТОК Ж ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ	121

ВСТУП

Серцево-судинні захворювання по статистиці займають перше місце серед причин смертності. В зв'язку з цим виникає гостра необхідність точної та сучасної діагностики захворювань серцево-судинної системи на ранніх стадіях розвитку патології. Довгий час саме електрокардіографія являється розповсюдженим та доступним методом функціональної діагностики в кардіології.

Перші цифрові електрокардіографи мали лише одну, але дуже важливу функцію реєстрації і зберігання ЕКГ в цифровій формі. Друге покоління забезпечувало вже можливість автоматичного розпізнавання інформативних фрагментів ЕКГ (зубців, комплексів, сегментів) і вимір амплітудно-тимчасових параметрів цих фрагментів.

Застосування електрокардіографів з автоматичним розпізнаванням інформації звичайно полегшує процес діагностики. Але для підвищення достовірності результатів, варто шукати способи для уникнення алгоритмічних помилок ще на стадії вимірювання діагностичних ознак.

Для вирішення функціональних можливостей одноканального ЕКГ, а саме обробки сигналів різної фізичної природи, які мають складну форму, що забезпечує перехід від досліджуваного сигналу з локально-зосередженими діагностичними показниками до інформаційних характеристик стану пацієнта, пропонуємо метод фазографії з використанням фото плетизмографа.

Актуальність теми

Актуальність даної полягає у необхідності створення пристрою для швидкого і зручного діагностування захворювань серцево-судинної системи

людини. Для діагностування серцево-судинної системи все частіше застосовують метод фазаграфії, оскільки цей метод є зручний у використанні, точний і належить до групи неінвазивних методів.

Тому тема виявлення серцево-судинних захворювань за допомогою методу фотоплетизмографічних систем є актуальною, адже розширить функціональні можливості та із застосуванням сучасної матеріальної бази дозволить вести відсліджування у реальному часі.

Мета і задачі дослідження

Метою даної роботи є розширення функціональних можливостей пристроїв діагностики серцево-судинних захворювань за рахунок удосконалення існуючих методів та за допомогою удосконалення схем існуючих пристроїв та внесення програмного модуля, що полегшить роботу користувача з даним пристроєм.

Поставлена мета досягається вирішенням таких задач:

- 1) провести аналіз розвитку апаратури для діагностування серцево-судинних захворювань
- 2) визначити основні методи дослідження роботи серцево-судинної системи
- 3) проаналізувати телемедичні можливості системи для комфортного діагностування пацієнтів
- 4) Розробити математичний аналіз ЕКГ та фазаграфії
- 5) Розробити електричну структурної схеми фотоплетизмографа
- 6) провести моделювання

Особистий внесок здобувача. Всі винесені на захист результати магістерської кваліфікаційної роботи отримано магістрантом особисто. Особистий внесок здобувача у роботах, отриманих у співавторстві: отримано структуру телемедичної системи для вимірювання показників біомедичних сигналів.

Об'єктом дослідження – процес моніторингу та передачі показників біомедичних сигналів методом фазографії

Предметом дослідження - методи фазографії для дослідження функціональних показників біомедичних сигналів.

Наукова новизна отриманих результатів.

Набув подальший розвиток метод фазографії, за рахунок його застосування до інших типів біомедичних сигналів та введенням додаткових пристроїв, що дозволило розширити функціональні можливості пристроїв діагностування серцево-судинних захворювань в задачах телемедицини.

Практична цінність

Апробація результатів роботи. Основні положення й результати досліджень обговорювалися на конференціях: XLVI науково-технічній конференції професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів університету з участю працівників науково-дослідних організацій та інженерно-технічних працівників підприємств м. Вінниці та області (м. Вінниця, 2017)

XLVII науково-технічній конференції професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів університету з участю працівників науково-дослідних організацій та інженерно-технічних працівників підприємств м. Вінниці та області (м. Вінниця, 2018).

Публікації. За результатами магістерської кваліфікаційної роботи опубліковано 3 тези доповідей у матеріалах конференцій.

1 АНАЛІЗ РОЗВИТКУ АПАРАТУРИ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СЕРЦЕВО-СУДИННИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

1.1 Методи дослідження роботи серцево-судинної системи

Розвиток медицини набирає обертів, адже здоров'я людини завжди на першому місці. Тому вибір обладнання для діагностування повинно удосконалюватись і досліджувати стан людини з максимальною точністю.

Діагностичні прилади та засоби відіграють важливу роль для визначення стану здоров'я людини. На сьогодні це найбільша група приладів і засобів, за допомогою яких здійснюються сприйняття інформації (виявлення, вимір, реєстрація, запам'ятовування) й обробка біоелектричних, біомагнітних, теплових, оптичних, ілюмінесцентних, біохімічних, радіаційних сигналів). Класифікація методів функціональної діагностики залежить від галузі дослідження [1-3].

Серцево-судинні захворювання по статистиці займають перше місце серед причин смертності. В зв'язку з цим виникає гостра необхідність точної та сучасної діагностики захворювань серцево-судинної системи на ранніх стадіях розвитку патології. Серед таких захворювань особливе місце займають різні порушення ритму – аритмії. Довгий час саме електрокардіографія являється розповсюдженим та доступним методом функціональної діагностики в кардіології але з часом з'явилась низка методів. Тому, буде проведено короткий аналіз всіх методів та способів діагностування серцево-судинної системи (рис. 1.1).

До приладів для діагностичних досліджень функцій кровообігу належать реографи, які за кількістю каналів поділяються на одно- та багатоканальні. Для кількісного визначення складу крові та її аналітичних показників використовують гематологічні аналізатори. До приладів для

аналізу будь-яких біологічних рідин (субстрати, ферменти, ЛП, гормони, електроліти тощо) належать універсальні біохімічні аналізатори [1-3].

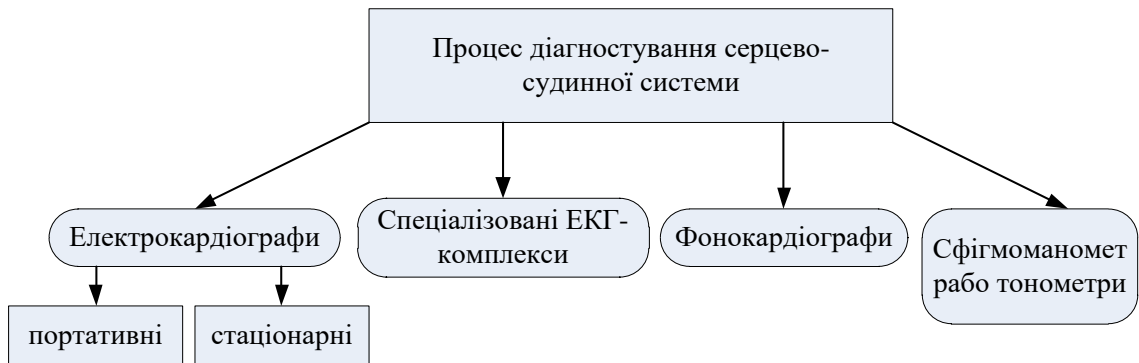


Рисунок 1.1 – Процес діагностування серцево-судинної системи

Діагностичні дослідження нервової та м'язової системи здійснюються за допомогою:

- електроенцефалографів (8-, 16-, 32-канальних);
- аналізаторів біопотенціалів;
- електроенцефалоскопів;
- електроміографів.

Для інтегрального дослідження легень використовують:

- метатести;
- бронхометатести;
- барометатести;
- спірографи;
- оксиспірографи;
- пневмотахометри.

Для газоаналітичних досліджень використовують:

- газоаналізатори.
- Для локальних досліджень використовують:
- фонопульнографи;
- фонопульмоскопи.

На сьогодні для аналізу форсованого видиху застосовуються комп'ютерні аналізатори з пробами бронхопровокаторів і бронхолітиків, що здійснюються з використанням відповідного програмного забезпечення [1-3].



Рисунок 1.2 - Класифікаційна таблиця методів діагностування

Усю лабораторну техніку умовно поділяють на дві групи:

I.прилади й апарати (використовують для кількісного визначення компонентів біологічних проб) – належить аналітична апаратура загального призначення:

- спектрофотометри;
- фотоелектроколориметри;
- денситометри;
- хроматографи;

- флуорометри;
- поляриметри;
- рефрактометри;
- мікроскопи та ін.

II. допоміжне устаткування, необхідне для лабораторних медичних досліджень – апаратура спеціального призначення [1-3]:

1) для гематологічних досліджень клітин крові та їх патологічних змін, а саме:

- визначення рівня гемоглобіну — гемометри, гемоглобінометри;
- аналіз формових елементів крові — гемоцитометри, цитофлуориметри;
- аналіз фізичних параметрів крові — гемовізкозиметри, СОЕ-метри;

2) для коагулологічних досліджень — коагулографи, коагулометри, тромбографи, тромбометри, агрегометри;

3) для комплексних аналізів крові — автоматичні й напіваавтоматичні гемоаналізатори;

4) для цитологічних досліджень (дослідження клітин та їх патологічних змін) у зіскрібках, змивах, біорідинах, крім крові — цитометри чи автоматизовані пристрої для цитологічної діагностики;

5) для біохімічних досліджень (визначення органічних і неорганічних хімічних речовин) — аналізатори для визначення глюкози, білірубіну, сечовини, ферментів і субстратів, кислотно-основного складу крові, електролітного складу крові;

6) для мікробіологічних досліджень (мікроорганізмів у біорідинах людини) — прилади для рахунку колоній бактерій, аглютиноскопи, напіваавтоматичні системи для мікробіологічних досліджень, прилади для бактеріологічного аналізу повітря;

7) для імунологічних досліджень (визначення імунних чинників) — аналізатори, прилади для імуноелектрофорезу, апарат Флорінського.

Допоміжне устаткування використовується при проведенні лабораторних робіт традиційними методами і засобами, які пов'язані з виконанням цілої низки технологічних операцій: зберігання біологічного матеріалу, дозування проб і реактивів, перемішування, інкубація чи гермостатування.[1] За даними ВООЗ, >75% діагнозів нині встановлюють за допомогою:

1.2 Метод ЕКГ для діагностування серцево-судинних захворювань

Електрокардіографія уже більше ста років являється одним із найбільш доступних та розповсюджених методів функціональної діагностики в кардіології. Довгий час цей метод розвивався на основі аналогових електрокардіографів, на стрічці яких відображався графік вимірювання електричної активності серця – електрокардіограми (ЕКГ). На той час склались основні представлення про лікарські аспекти традиційної кардіографії, які несуть інформацію про серцево-судинні патології.[2]

Розглянемо як працює традиційна система реєстрації ЕКГ, що має 12 відведень: 3 стандартних (I, II, III), три посилені однополюсних відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF) і шість грудних однополюсних відведень (V1 – V6).

Така система ЕКГ- реєстрації може бути забезпечена 8-канальною біполярною реєстрацією з накладанням 4 електродів на кінцівки і 6 грудних електродів, які мають стандартне маркування:

R – права рука;

L – ліва рука;

F – ліва нога (нейтраль);

G – права нога (загальна земля для реєстрування апаратури. В випадку двопровідної схеми побудови біопідсилювачів відведення від правої ноги не правої ноги не вимага);

G_i – грудні електроди, $i = 1 \dots 6$

Під'єднання до біопідсилювача здійснюється в такій послідовності (в дужках вказана послідовність відповідного електрода) (рис. 1.3):

- відведення I = L (+), R (-)
- відведення III = R (-), F (+)
- відведення $CF_i = C_i(+), F(-)$; $i = 1 \dots 6$

За наступним перетворенням по 12 відведеннях за такими формулами [3]:

- $II = I + III$;
- $aVR = I + 0,5 * III$
- $aVL = 0,5 * I - 0,5 * III$
- $aVF = 0,5 * I + III$
- $V_i = CF_i + 1/3 I + 2/3 * III$; $i = 1 \dots 6$.

Площина прикладання при лежачому положенні пацієнта: площина парастернально в 4-му міжреберному просторі. Площина прикладання при сидячому положення пацієнта; площина парастернально в 5-му міжреберному просторі [1-3].

Досліджувати роботу серця можна детально та різними підходами. Наприклад звукові процеси, що виникають при діяльності серця, реєструє – *фонокардіографія (ФКГ)*. Реєстрація ФКГ проводиться в тих самих точках грудної клітини, де і аускультация серця.

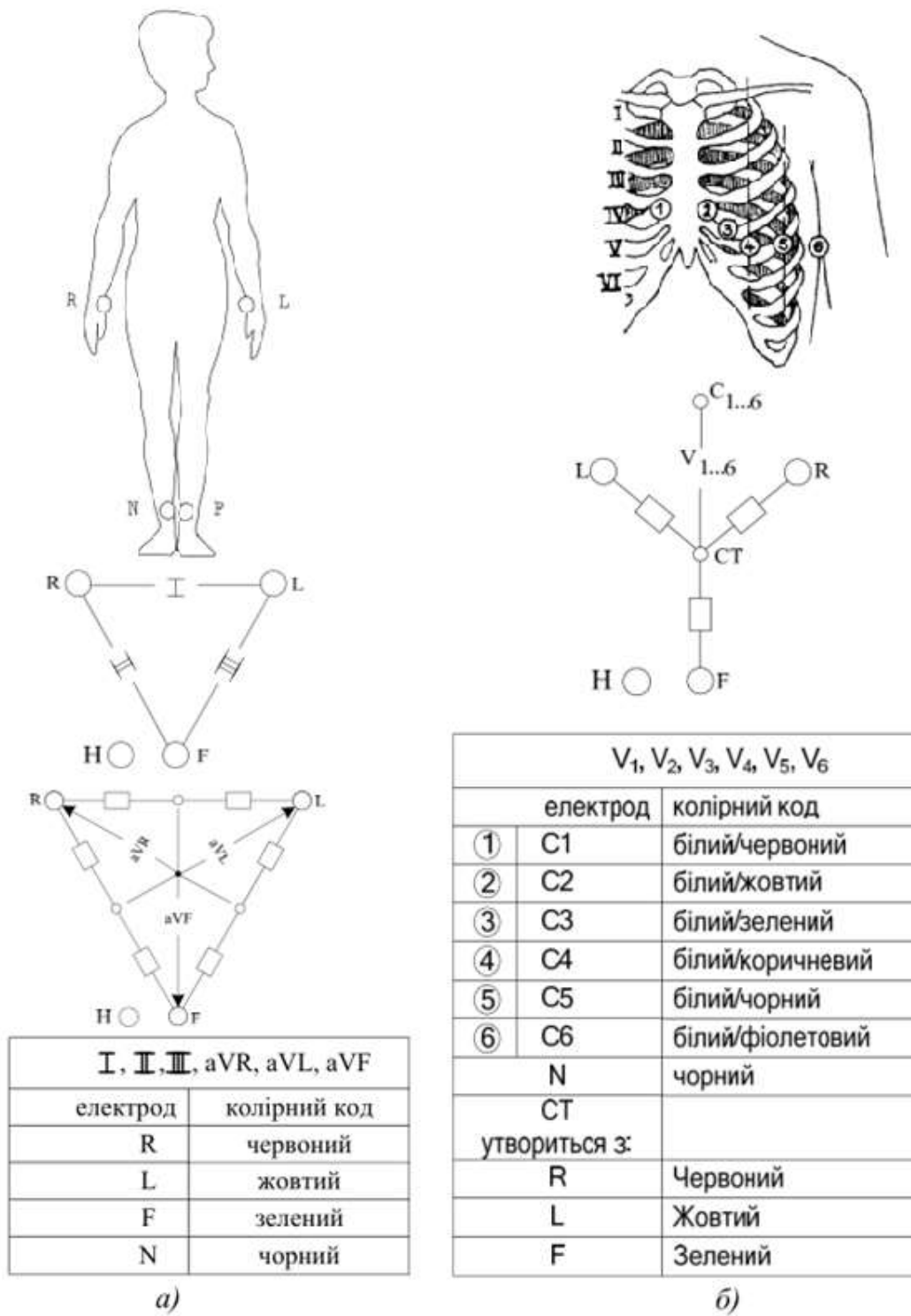


Рисунок 1.3 – Схема відведень ЕКГ: а) за Ейнтрогеном і Гольдбергером, б) за Вільсоном, в) за Небом, г) за Франком

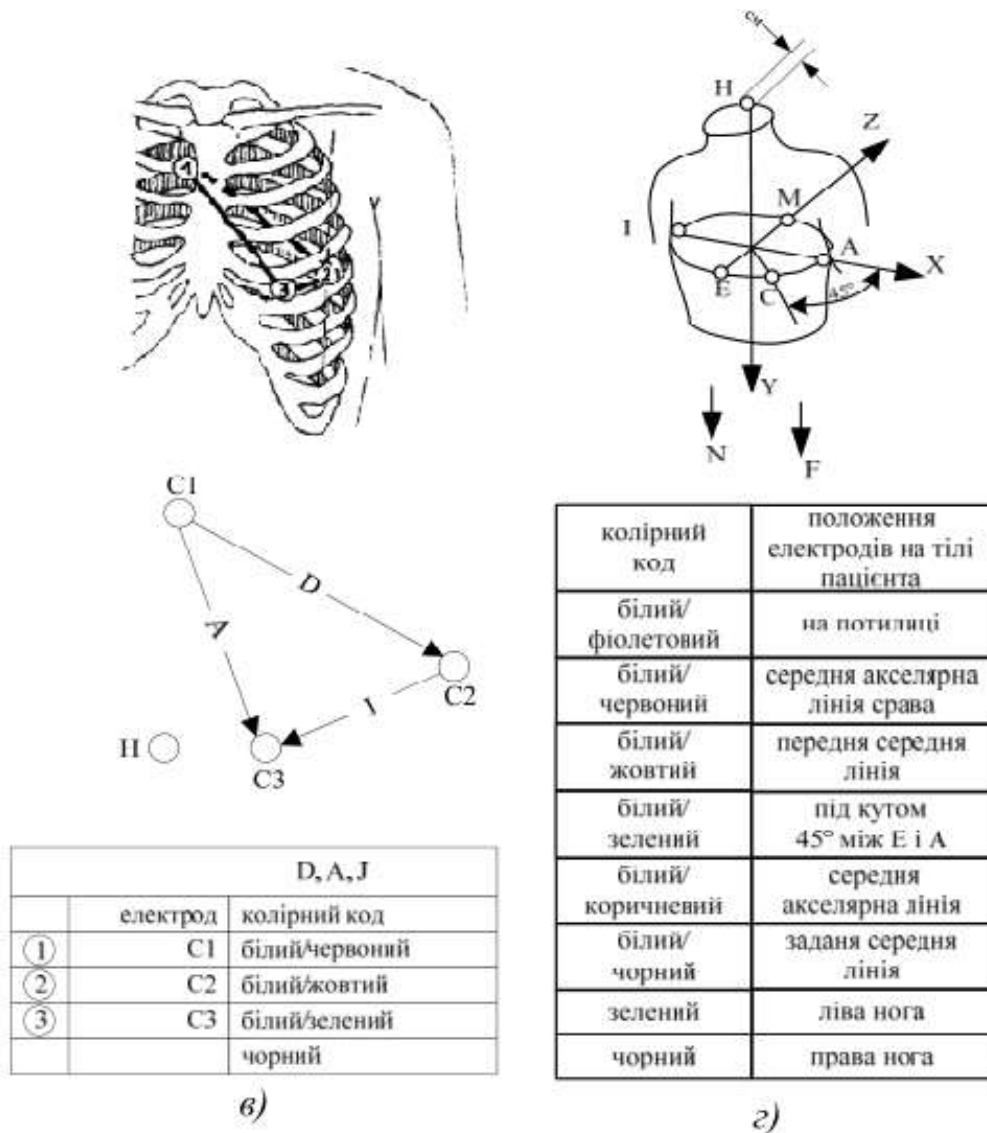


Рисунок 1.3 – аркуш 2 – Схеми відведень ЕКГ: а) за Ейнтгофеном і Гольбергкром, б) за Вільсоном, в) за Небом, г) за Франком

Далі розглянемо детальніше, які бувають тони серцевого ритму та приклад схеми електрокардіограми (рис. 1.4) [1-3].

Тони серця

У дорослої людини на ФКГ реєструється два тони – I і II; у дітей і молодих осіб нерідко записуються фізіологічні причини, які ведуть до ослаблення тонів.

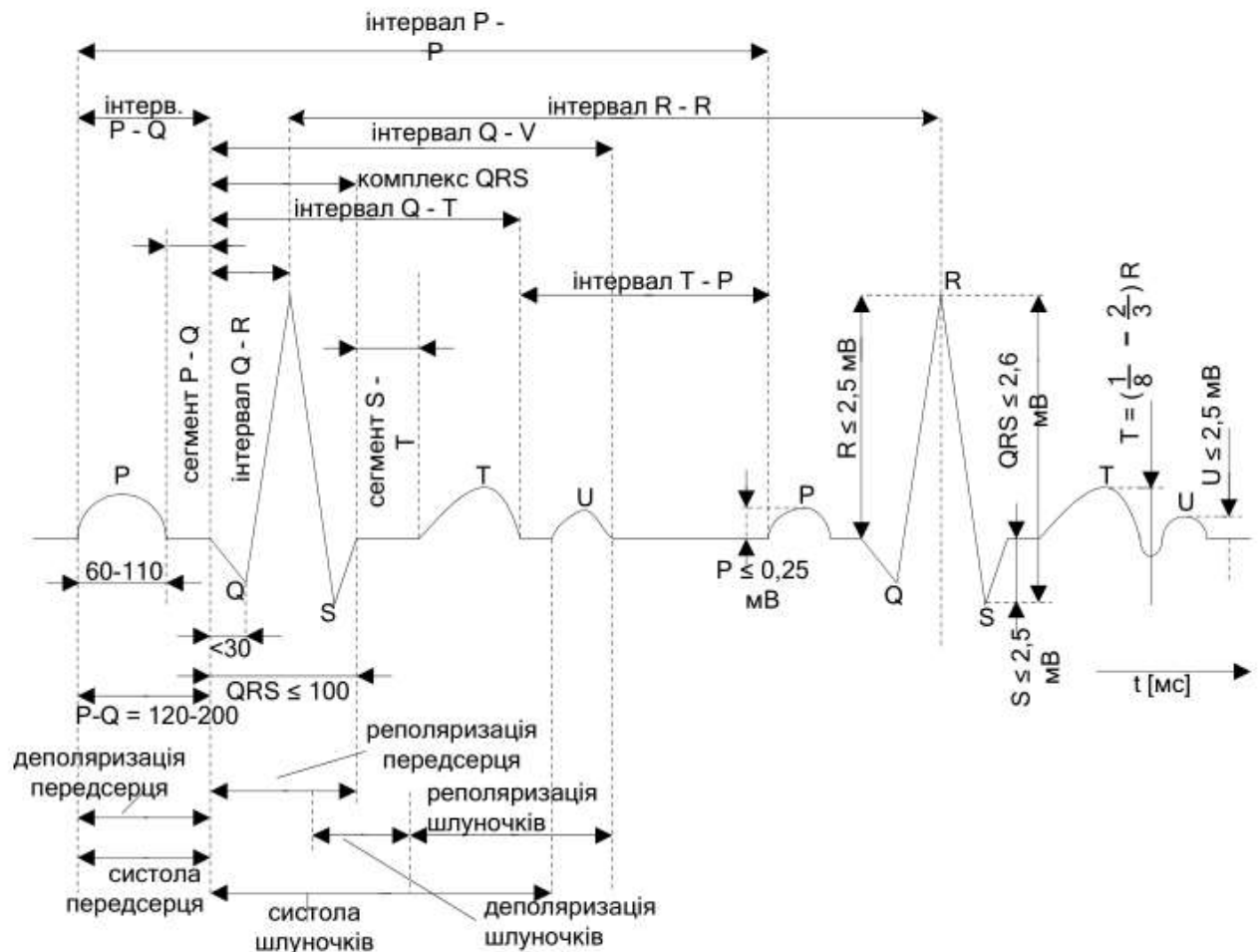


Рисунок 1.4 – Стандартна ЕКГ

P-рубець

Зубець P відбиває збудження (деполяризація) передсердя: в перші 0,02-0,03 секунди збуджується тільки праве передсердя (вихідне коліно зубця P), в наступні 0,02-0,03 секунди – праве передсердя, міжпередсердна перегородка, ліве передсердя (вершина зубця P), в останні 0,02-0,03 секунди – тільки ліве передсердя (низхідне коліно зубця P). Загальна тривалість зубця P складає 0,06-0,11 секунди. Зубець P може бути додатним, від'ємним, двофазним, ізоелектричним.

PQ-сегмент

Сегмент PQ – час передсердно-шлуночкової провідності, що вимірюється від початку зубця P до початку першої відповіді, і відповідає

діастолі серця. Він складається з зубця P і сегмента PQ, який розміщений на нульовій лінії і відображає поширення хвилі збудження по провідній системі. Нормальна тривалість інтервалу PQ – від 0,12 до 0,20 секунди і залежить від частоти серцевих скорочень.

QRS-комплекс

Зубці Q, R, S, T складають шлуночків комплекс. Інтервал QRS характеризує поширення збудження по міокарду шлуночків, вимірюється від початку зубця Q до кінця зубця S, тривалість його коливається від 0,06 до 0,10 секунди. Всякий додатковий зубець цього комплексу позначають як зубець R, за ним йде від'ємний зубець S [4].

ST-сегмент

Сегмент ST-відрізок від кінця комплексу QRS до початку зубця T вказує на те, що міокард шлуночків повністю охоплений збудженням. Сегмент ST у відведеннях від кінцівок звичайно розміщений на ізоелектричній лінії. Допустиме зміщення ST донизу до 5 мкВ і догори до 10 мкВ [4].

T-зубець

Зубець T відповідає процесам припинення збудження шлуночків. Він може бути додатним, від'ємним і двофазним. За формою зубець T нагадує трикутник з пологим підйомом, закругленою вершиною та крутим спуском .

Сегмент QRST, що називається електричною системою, вимірюється від початку зубця Q до кінця T. Тривалість цього інтервалу залежить від статі, віку та частоти серцевих скорочень.

U-зубець

Інколи за зубцем T через 0,02 – 0,04 секунди після його закінчення йде зубець U – змінюваний і невеликий. Визначається здебільшого в відведеннях V2-V4. [4]

1.3 Оптико-електронні методи діагностування серцево-судинних захворювань

Більшість вимірювань у медицині є визначенням фізичних або фізико-хімічних величин. Тому різні медико-біологічні вимірювання можуть бути класифіковані за належністю до відповідного розділу фізики [5-6].

- Механічні вимірювання: антропологічні параметри тіла; переміщення, швидкість і прискорення частин тіла, крові, повітря; акустичні вимірювання; тиск крові, біорідин в організмі; вимірювання вібрацій і шуму й т.д.
- Теплофізичні вимірювання: температура органів, частин тіла й навколишнього середовища; калориметричні вимірювання; дослідження теплопровідності й теплообміну біологічних об'єктів і т.д. [5-6]
- Електричні й магнітні вимірювання: дослідження електричних біопотенціалів; вимірювання біомагнітних полів; реєстрація випромінювання електромагнітних полів біосистемами; вимірювання імпедансу біосередовищ і т.д.
- Оптичні вимірювання: колориметричні вимірювання; спектральні дослідження; фотометрія; поляриметрія й т.д.
- Атомні і ядерні вимірювання: дозиметрія; вимірювання інтенсивності іонізуючих випромінювань біосередовищ; електронна парамагнітна резонансна та ядерна магнітна резонансна спектроскопія і т.д.
- Фізико-хімічні виміри: визначення компонентного складу біосередовищ; дослідження кількісної сполуки вдихаємого і видихаємого повітря; рН крові й інших біологічних рідин й т.д. [5-6]

За ступенем взаємодії засобу вимірювання з об'єктом розрізняють контактні (електрометрія, ультразвукова ехолокація й т.д.) і безконтактні (тепlobачення, ємнісна й оптична плетизмографії й т.д.) вимірювання.

За впливом на цілісність досліджуваного об'єкта методи вимірювань бувають руйнуючими (прямі методи визначення тиску крові) і неруйнуючими (аускультация, баллістокардіографія й т.д.). За способом отримання результату розрізняють прямі, непрямі і спільні вимірювання.

Прямими називають вимірювання, при яких шукане значення величини знаходять безпосередньо з досвідчених даних (вимір температури, тиску й т.д.). Непрямими називають вимірювання, при яких шукане значення біологічного параметра знаходять на підставі відомої залежності між цією величиною й величинами, обумовленими прямими вимірами (рентгенівська, ультразвукова томографія, вимірювання площі, об'єму, потужності й т.д.). Спільними називають вироблені одночасно вимірювання двох або декількох величин для знаходження залежності між ними (тиск у судинах і швидкість кровотоку, швидкість ультразвуку в біосередовищі і її щільність і т.д.). [5-6]

За способом порівняння з мірою (міра - це засіб вимірювання, що забезпечує відтворення і зберігання одиниці вимірювання) виділяють наступні методи вимірів:

- метод протиставлення, при якому вимірювана величина і величина, відтворена мірою, одночасно впливають на пристрій порівняння (за принципом «більше - менше»);
- диференціальний метод, у якому прилад показує різницю між вимірюваною величиною й відомою величиною, відтвореною мірою;
- нульовий метод - метод порівняння вимірюваної величини з мірою, при якому результуючий ефект впливу величини на індикатор рівноваги доводить до нуля (використовується набір мір);
- метод заміщення, у якому вимірювана величина заміщається відомою величиною, відтвореною мірою;
- метод збігів, при якому різниця між вимірюваною величиною й величиною, відтвореною мірою, вимірюють, використовуючи збіг оцінок шкал або періодичних сигналів.

1.4 Телемедичні можливості для комфортного діагностування пацієнтів

1.4.1 Історія телекардіології

Застосування телемедицини добре зарекомендувало себе в кардіології, але є потенціал для вдосконалення та розширення існуючих програм та можливості для нових. Однак перед вивченням ролі телемедицини в кардіології, перш за все важливо зрозуміти, що таке серцева хвороба і як вона представлена в медицині. Вроджена хвороба серця може бути визначена як «структурна аномалія серця або внутрішньогрудних великих судин, що є фактично або потенційно функціональними змінами» [7-8].

Теоретично телемедицина існує з моменту створення телефону. Поширена думка, що Олександр Грехем Белл працював над ідеями на користь слабким слухом, коли він винайшов телефон у 1875 році. У 1906 р. Ейнтовен представив свої перші спроби передачі ЕКГ по телефонних лініях. Сучасна серцева швидка допомога все ще використовує цю програму для вирішення питання екстрене лікування гострого інфаркту міокарда. Окрім віддаленої оцінки ЕКГ, подальших розробок у телекардіології не здійснилося, оскільки технологія не була доступна і клінічна потреба не була встановлена. У 1980-х роках телемедицина постійно зростала з розвитком технологій передачі наприклад, T-1 та ISDN та той факт, що було "щось, що варто показати". Розвиток медичних зображень протягом 1980-х років (наприклад, ехокардіографія) збільшив, діагностичну залежність від досліджень, інтерпретація яких вимагає експерта розташованого у спеціалізованому центрі. Перший звіт про телеехокардіографію з'явився в 1980-х рр., але телекардіологія насправді не розвивалася до середини 1990-х

рр. Телекардіологія з тих пір розгалужується з телеехокардіографія на інші програми. У стилі телекомунікацій та дистанційного обслуговування моніторинг став ключовою сферою росту теле-кардіології[7-8].

Обладнання. Обладнання для відеоконференцій: Немає великої різниці в порівнянні з іншими сферами телемедицини з точки зору необхідного обладнання. Кодек для відеоконференцій необхідний як для надсилання, так і для отримання біомедичного сигналу. Раніше кодеки на основі ПК із доданою веб-камерою мали багато прихильників, оскільки вони були дешевшими, ніж спеціалізовані системи. Однак через конкуренцію між різними компаніями орзробників відеоконференцій, призвела до значних поліпшень протоколів та програмного забезпечення, що призвело до значно поліпшених кодеків для відеоконференцій за значно більш доступними цінами. Дійсно мобільні відеоконференції тепер доступні у продажу у вигляді веб-камер із широкою специфікацією[7-8].

Ця остання розробка є багатообіцяючою, але вона ще не була оцінена в телекардіології. Технологія мобільних телефонів здатна сприяти багатьом програмам телемедицини для зберігання та пересилання, наприклад, простих фізіологічних параметрів і навіть рентгенографії грудної клітки і ЕКГ. Однак 3G-з'єднання не завжди можуть сприяти якості відеоконференцій з медичною якістю. Екрани мобільних телефонів також занадто малі для проведення відеоконсультацій, що включає візуальне обстеження пацієнта. Яке б обладнання для відеоконференцій не використовувалося, має бути створений центр для запису консультацій, особливо тих, що стосуються діагностичної візуалізації [7-8].

Мережа. Телекардіологія особливо зросла завдяки наявності ліній ISDN, які стали значно дешевшими, ніж раніше. Однак, порівняно з передачею через Інтернет, лінії ISDN дуже дорогі. Більшість телеехокардіографічних досліджень проводилися за допомогою ліній ISDN, і загалом погоджено, що 384 Кбіт / с (ISDN6) є задовільною пропускною

здатністю. Багато лікарень є частиною організацій охорони здоров'я з більш широкими комп'ютерними мережами, які дають велику кількість смуг пропускання для Інтернет-конференцій. Таким чином, ехокардіографічні та інші діагностичні зображення, можливо, передавати на пропускній здатності, близькій до 2 МБ.

Телемедичне обладнання можливо, підключено до будь-якої точки мережі в лікарні. Це здається ідеальним для внутрішньо- та внутрішньолікарняної телекардіології. Однак, як і раніше, ми відчуваємо, що виділені лінії ISDN є найбільш надійною мережею. Цю перевагу слід зважити на більш дешеву, більш гнучку та більш високу пропускну здатність в Інтернеті. Безсумнівно, течія на користь передачі через Інтернет.

1.4.2 Телемедичні задачі в діагностиці серцевих захворювань

Головною метою реформи медичної галузі в Україні є поліпшення здоров'я населення завдяки забезпеченню рівного й справедливого доступу всіх громадян до медичних послуг належної якості.

Міжнародний досвід показує, що одним із кращих та перспективних способів підвищення рівня медичного обслуговування, розширення можливостей щодо доступності та якості медичних послуг населенню, особливо для тих груп, що проживають на сільських територіях, є запровадження телемедицини.

За визначенням Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), телемедицина – це метод надання послуг з медичного обслуговування там, де відстань є критичним фактором.

Процес швидкої інтеграції технічних досягнень у медичну галузь набуває важливого значення з огляду на високі темпи розвитку телекомунікаційної складової науково-технічного прогресу.

Економія часу при обстеженні за допомогою телемедицини і отримання не спотворених результатів, надає можливість з одного боку значно прискорити процес консультування за рахунок зменшення часу на отримання консультантом необхідної та достатньої інформації про пацієнта та його захворювання, з іншого – розширити спектр консультантів за рахунок дистанційного залучення спеціалістів із інших, територіально віддалених, медичних закладів і установ [7-8].

Для пацієнтів створюються умови для покращення доступу до медичних послуг належної якості за рахунок створення дистанційного доступу до якісної високоспеціалізованої медичної допомоги.

Телемедицина – комплекс організаційних, фінансових і технологічних заходів, що забезпечують надання дистанційної консультаційної медичної послуги, при якій пацієнт або лікар, що безпосередньо проводить обстеження та/або лікування пацієнта, отримує дистанційну консультацію іншого лікаря з використанням телекомунікацій.

Телемедичні послуги – дистанційні медичні консультації, консилиуми, контроль фізіологічних параметрів організму пацієнта, проведення діагностичних і лікувальних маніпуляцій, обмін результатами обстеження пацієнта, інші медичні послуги, а також медичні відео конференції, медичні відео семінари, медичні відео лекції, що здійснюються у вигляді обміну електронними повідомленнями з використанням телекомунікацій.

Таблиця 1.1 – Сфери застосування телемедицини

Сфери застосування	1. Дистанційна діагностика	- Постановка первинного діагнозу дистанційно з використанням як оператора фахівця немедичною спеціалізації, або персоналу низької кваліфікації. - Підтвердження первинного діагнозу більш досвідченим фахівцем, або профільним фахівцем.
	2. Дистанційне консультування	- Підтвердження діагнозу профільним медичним центром, призначення і корекція лікування, підтвердження показань до госпіталізації.
		- Отримання пацієнтом консультації мед. фахівця своєї клініки, своєї країни, на рідній мові і т.д.
		- Проведення передопераційного обстеження в місцевому медичному центрі під керівництвом фахівця центрального профільного медичного центру
	3. Віддалений моніторинг	- Дистанційний моніторинг стану хворого в післяопераційний період або в період реабілітації
	4. Домашня телемедицина	- Первинний прийом, постановка діагнозу, спостереження хворого без виїзду на виклик
	5. Медицина катастроф	- Надання кваліфікованої медичної допомоги в місцях НС, сортування пацієнтів, оцінка тяжкості ураження в жорстких тимчасових умовах з невідповідного місця
6. Дистанційне оперування	- Дистанційне проведення хірургічних операцій хірургом високої кваліфікації.	
7. Дистанційне навчання лікарів)	- Підвищення кваліфікації та навчання медичного персоналу.	

Телемедична система – об'єднаний комплекс організаційно-технічних заходів щодо забезпечення ефективної взаємодії між споживачами та постачальниками телемедичного обслуговування [9-10].

Основні переваги впровадження телемедичного обслуговування:

Для пацієнтів:

- підвищення ефективності та якості лікування;
- прискорення передачі інформації про результати обстежень між різними спеціалізованими клініками без транспортування хворого (особливо у критичних випадках);
- проведення дистанційних (телемедичних) консультацій вузькими спеціалістами у територіально віддалених медичних установах;
- проведення лікарських консилиумів (телеконференцій) з фахівцями лікувальних закладів незалежно від місця їх розташування;
- уникнення помилок через нерозбірливий почерк лікарів;
- зменшення термінів обстеження пацієнтів.

Для медичних працівників:

- економія часу за рахунок використання шаблонів електронного документообігу;
- отримання інформації щодо динаміки стану пацієнта;
- можливість дистанційно приймати участь у обговоренні клінічних випадків, проводити консилиум та приймати рішення щодо лікування при територіальній віддаленості один від одного та від пацієнта;
- цілодобовий доступ до архівів в текстовому, аудіо та відео форматах (знімки, записи, результати досліджень та оглядів);
- навчання та обмін досвідом між лікарями різних лікувальних закладів країни та зарубіжжя шляхом проведення веб-конференцій;

Для закладів та установ охорони:

- підвищення ефективності роботи медичного персоналу;
- оптимізація взаємодії служб медичних закладів;
- оптимізація кількості медичних працівників та моніторинг їх роботи;
- зберігання інформації у електронному вигляді в сучасних, компактних формах відповідно до міжнародних і національних стандартів.

Для системи охорони здоров'я в цілому:

- оптимізація роботи медичних закладів та працівників;
- підвищення ефективності охорони здоров'я;
- меншення соціальної напруги за рахунок покращення надання медичної допомоги населенню [9].

1.5 Висновки до розділу

Отже, в даному розділі було проведено аналіз сучасного стану методів та пристроїв для діагностування серцево-судинних захворювань, було розглянуто основні принципи роботи ЕКГ (Електрокардіографії) та фазаграфії. Розглянуто пристрої, що було побудовано на основі методу фазаграфії, обрано декілька схем пристроїв, що є одними з кращих систем діагностування серцево-судинних захворювань.

Було розглянуто основні методи та принципи для діагностування серцево-судинних захворювань на базі методу ЕКГ та фазаграфії.

Оскільки довгий час основою діагностики серцево-судинної системи є метод електрокардіографії, вчені розробили точний та сучасний оптико-електронний метод діагностування – фазаграф, що забезпечує зручний процес діагностики та обстежень стану серцево-судинної системи за допомогою програмного забезпечення і включає даний метод на рівень сучасної медичної діагностики – телемедицини

2. АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТІ СУМІСНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ФАЗОВИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ ТА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СЕРЦЕВИХ ХВОРОБ

2.1 Біомедичні неінвазивні методи в діагностиці серцевих захворювань

Фізіологічні сигнали широко використовуються в медичній діагностиці для моніторингу широкого спектру патологій, зазвичай пов'язаних із серцево-судинними захворюваннями. Серед них сигнали як фотоплетизмографія (ФПГ), так і електрокардіографія (ЕКГ) - найбільш відомі. Сигнали ФПГ - це нова неінвазивна методика вимірювання, яка використовується для дослідження пульсацій об'єму крові за допомогою виявлення та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, що надходить зі шкіри. ЕКГ - це процес реєстрації електричної активності серця за певний проміжок часу за допомогою електродів, розміщених на шкірі. Отриманий в результаті "чистий" сигнал ФПГ звільняє від спотворень, а артефакти використовуються для перевірки з діагностичною метою одночасно виявленого сигналу ЕКГ для одного пацієнта. Пропонована в цій роботі багатостороння комбінована система ФПГ-ЕКГ перевищує обмеження рівня техніки в цій галузі, забезпечуючи надійну систему оцінки вищезазначених фізіологічних параметрів та їх моніторинг у часі для надійної медичної оцінки.

Моніторинг динамічних змін фізіологічних та біологічних параметрів за допомогою неінвазивних інтегрованих систем може зіграти важливу роль у широкому спектрі застосувань, включаючи галузі охорони здоров'я та спортивні тренування [1,2,3]. Серед них гемодинамічні параметри (наприклад, частота серцевих скорочень, перфузія тканин), отримані за допомогою вимірювань ФПГ та електричної активності серця (ЕКГ),

безумовно, багато досліджуються через їх вплив на серцево-судинні захворювання [4,5]. Однак неінвазивні інтегровані системи, що вимірюють ці параметри, вимагають дуже чистих фізіологічних сигналів, щоб забезпечити надійні та ефективні обчислення медичних показників. У цьому контексті ми пропонуємо дуже надійний і ефективний метод розпізнавання образів для фільтрування сигналів ФПГ та ЕКГ.

2.2 Фізіологічний аналіз та розпізнавання ФПГ

ФПГ - це сигнал, отриманий неінвазивним оптимальним недорогим оптичним методом, який стає популярним для надання інформації про серцево-судинну систему. Кілька фізіологічних параметрів, таких як пульс серця, частота дихання, перфузія тканин та деякі судинні та серцеві порушення, можна легко контролювати за допомогою ФПГ. Це робить сигнали ФПГ дуже привабливими для оцінки судинних захворювань, особливо наслідків старіння судин, гіпертонії та атеросклерозу, надаючи також інформацію про жорсткість та еластичність артерій [3].

ФПГ може також використовуватися для виявлення змін обсягу крові в мікросудинному руслі тканини людини [4,5]. Крім того, ФПГ часто застосовують неінвазивним способом для вимірювання поверхні шкіри. Форма хвилі ФПГ містить пульсаційну ("AC") фізіологічну форму хвилі, яку можна віднести до серцево-синхронних змін об'єму крові при кожному серцебитті, накладеному на повільно змінюється базовий рівень ("DC") з різними компонентами нижчої частоти, що відповідають за дихання, терморегуляцію, характер шкірних тканин тощо. Власне, у кожному серцевому циклі серце перекачує кров на периферію, застосовуючи артерії та артеріоли в підшкірній клітковині.

Якщо пристрій детектора світла прикріплений над шкірою, імпульс тиску від венозного сплетення також може бути виявлений як невеликий вторинний пік. Зміна обсягу, викликана імпульсом тиску, може бути виявлена шляхом освітлення шкіри світлом від світлодіода (LED), а потім шляхом вимірювання кількості світла, що передається або відбивається на фотодіод [6]. Кожен серцевий цикл представлено як пік. На рисунку 2.1 показана класична форма хвилі ФПГ

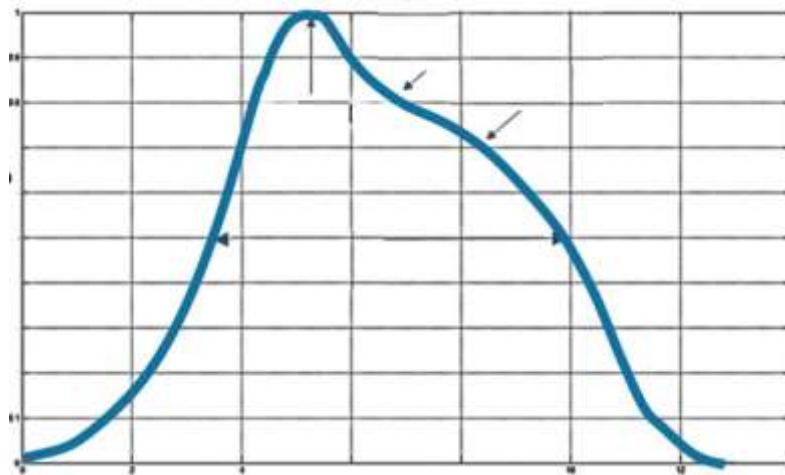


Рисунок 2.1 - Класична форма хвилі ФПГ

Приплив крові до шкіри може бути модульований декількома фізіологічними параметрами, так що ФПГ можна використовувати також для моніторингу стану дихання, кровообігу та суб'єктивного аналізу. Крім того, форма сигналу ФПГ відрізняється залежно від предмета і змінюється залежно від розташування датчика імпульсу [6].

У роботі [9,10] автори запропонували реконструкції сигналів ФПГ на основі використання дискретного вейвлет-перетворення (DWT) у поєднанні з методологією EMD. У [11,12] описано метод, заснований на використанні ступінчастого та адаптивного фільтрів найменших квадратів (LMS) для видалення артефактів руху в сигналах ФПГ. У [10] автори надали повний метод аналізу сигналу ФПГ для вимірювання швидкості імпульсної хвилі

(ШПВ) як медичних показників для оцінки серцево-судинних ризиків. У будь-якому випадку різні підходи при обробці сигналів ФПГ можуть включати використання, в основному, звичайних цифрових фільтрів (FIR / IIR), звичайних DTW (Dynamic Time Warping), евристичних алгоритмів; нейронні мережі та нечіткі системи, методи глибокого та машинного навчання. Ці підходи можуть призвести до того, що методи обробки ФПГ мають різні обмеження, такі як:

- - висока складність системи, що може призвести до тривалого обчислювального часу, що навряд чи сумісний із часовими обмеженнями, застосовними до медичних пристроїв;
- - недостатнє співвідношення чутливості / специфічності проти високих обчислювальних витрат;
- - узагальнення, засновані на нейронних мережах або нечітких системах, включають навчальні заняття (наприклад, у зв'язку з надмірними питаннями, топологією нейронної мережі, алгоритмами тренувань тощо) або самостійну настройку адаптивних параметрів;
- певні неточності (незалежно від того, засновані на програмному чи апаратному забезпеченні).

Пропонується підхід, який застосованого до отриманих сигналів ФПГ. Він складається з чотирьох блоків: фільтр первинного сигналу ФПГ, система розпізнавання шаблонів ФПГ, система виявлення медичних показників та стадія вилучення індикаторів (наприклад, швидкість пульсової хвилі (ШПХ), час транзиту пульсу (ЧТТ), етап серцево-судинної оцінки (A1), жорсткість артерії, вимірювання / моніторинг артеріального тиску, удари в хвилину (УВХ) тощо) [18, 19].

Перший блок здійснює фільтрацію сигналу ФПГ. Початкові сигнали ФПГ фільтруються за допомогою фільтра з кінцевою імпульсною характеристикою (FIR) [17], який доступний у спеціальному інструменті для проектування та аналізу фільтру MATLAB®. У нашому конкретному

випадку набір фільтрів FIR налаштований так, щоб вони працювали як низько / високочастотні та фільтри для фільтрації в діапазоні 1–10 Гц, що дозволяє також видаляти шум частоти 50 Гц та інший артефакт сигналу . Відповідні коефіцієнти FIR були отримані за допомогою методу EquiRipple [15], який дозволяє уникнути будь-яких проблем фазових спотворень. Повна фільтрація сигналів ФПГ була здійснена за допомогою повністю автоматичного блоку PRS. Алгоритм PRS був розроблений як сценарій та функції MATLAB® і складається з двох основних етапів:

2.2 Перший похідний аналіз для оцінки характеристик імпульсу ФПГ

Розпізнавання шаблонів сигналів ФПГ.

Перший крок визначає екстремуми, розглядаючи першу похідну часових серій ФПГ. Ретельний аналіз сигналу ФПГ дозволяє виявити максимум та мінімум точок у всіх часових серіях. знайти форму хвилі ФПГ між двома наступними локальними мінімумами, щоб сегментувати кожен рисунок, ідентифікуючи мінімальні точки аналізованих часових серій. Більше того, розширений аналіз першого та другого похідних підходить для пошуку максимальних точок кожної сегментованої схеми ФПГ.

Після цього проводиться обробка кожної сегментованої форми сигналу ФПГ. Основне ядро цього кроку ґрунтується на використанні біоінспірованих нелінійних динамічних математичних моделей, за наступними рівняння [17,20]:

$$\begin{aligned} \frac{\partial x_1}{\partial t} &= -x_1 + (1 + \mu) y_1 - \beta y_2 + \rho_1 \\ \frac{\partial x_2}{\partial t} &= -x_2 + (1 + \mu) y_2 + \beta y_1 + \rho_2 \\ y_j &= \frac{1}{2} (|x_j + 1| - |x_j - 1|); j = 1, 2 \end{aligned} \quad (2.1)$$

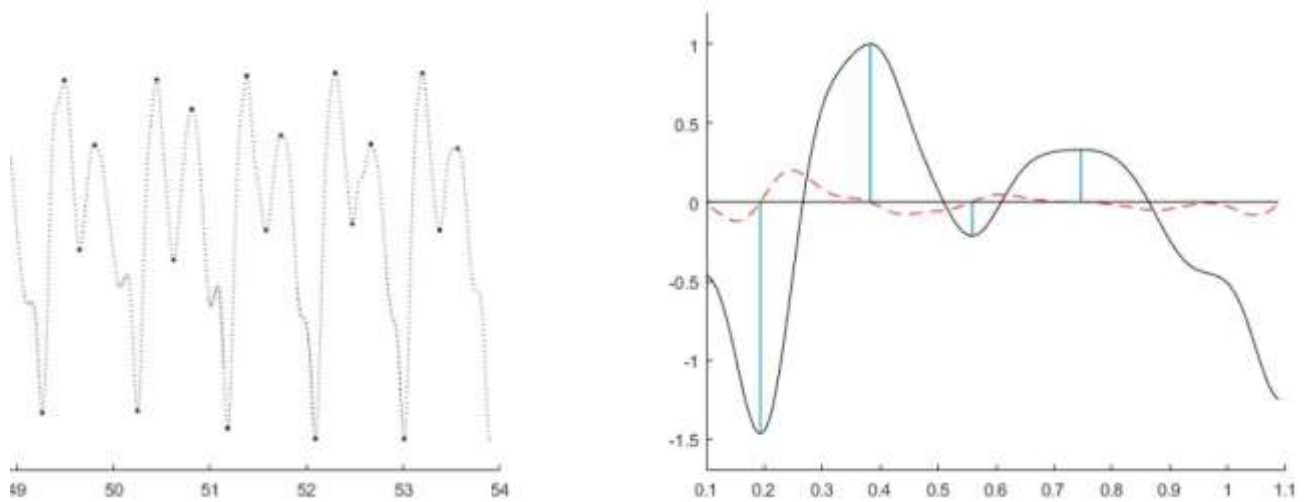


Рисунок 2.2- Репрезентативний результат FD-аналізу відфільтрованих відліків ФПГ

Рівняння (2.1) показує типову нелінійну систему біологічної реакції-дифузії (РД), яка підходить для управління рухом у роботів, які імітують біологічну активність. Кожна змінна (x_1 та x_2) являє собою так звані мотонейрони, так що еволюція кожної змінної показує біологічну динаміку, яка бере участь у русі таких біологічних видів. Набір системних параметрів виявився придатним для визначення конкретного типу нелінійної динаміки (конкретно: змінна x_2) для модельованого процесу RD, близький до стандартних тимчасових серій ФПГ. На рисунку 8 показані стійкі автономні коливання змінної x_2 з деталізацією одиничної форми хвилі. Параметри, використані в рівнянні (1), є такими [20]:

Враховуючи єдину форму хвилі динаміки x_2 , після нормалізації інтервалу $[0, 1]$ та зміни розміру, наприклад, методом, запропонованим у [21], було встановлено, що модель була добре адаптована і використовується як генератор опорних хвиль ФПГ для система розпізнавання шаблонів (PRS). Вищезгадана нелінійна математична модель (2.1) може бути реалізована за допомогою методології Cellular Neural Network (CNN) [20]. Це аналогічна неперервна за часом просторово-дискретна сітка нейронних клітин [22,23].

Завдяки його аналогічній реалізації, CNN можуть виконувати такі операції з швидкісними обчислювальними можливостями, тобто майже в режимі реального часу [22,23]. Рівняння (2) показує математичну модель CNN MxN (спеціально для так званих CNN з контрольованим значенням [24], яка є розширеною версією оригінальних CNN, запропонованих у [25]):

Враховуючи єдину форму хвилі динаміки x_2 , після нормалізації інтервалу $[0, 1]$ та зміни розміру, наприклад, методом, запропонованим у [21], було встановлено, що модель була добре адаптована і використовується як генератор опорних хвиль ФПГ для система розпізнавання шаблонів (PRS).

$$C \frac{dx_{ij}(t)}{dt} = -\frac{1}{R_x} x_{ij} + \sum_{C(k,l) \in N_r(i,j)} A(i, j; k, l) y_{kl}(t) + \sum_{C(k,l) \in N_r(i,j)} B(i, j; k, l) u_{kl}(t) + \sum_{C(k,l) \in N_r(i,j)} C(i, j; k, l) x_{kl}(t) + I$$

де

$$(1 \leq i \leq M, 1 \leq j \leq N) y_{ij}(t) = \frac{1}{2}(|x_{ij}(t) + 1| - |x_{ij}(t) - 1|) N_r(i, j) \\ = \{C_r(k, l); (\max(|k - i|, |i - j|) \leq r, 1 \leq k \leq M, 1 \leq l \leq N)\}$$

У рівнянні (2) $x_{ij}(t)$ представляє стан одиничної комірки $C(i, j)$, тоді як $y_{ij}(t)$ і $u_{ij}(t)$ являє собою вихід і вхід комірки $C(i, j)$. CNN - це масиви нелінійних та простих обчислювальних елементів, що характеризуються локальною взаємодією між клітинками. Динаміка комірки $C(i, j)$ CNN з електронною схемою [20,25] описується рівнянням (2), в якому і вхід, і вихід сусідніх сполучених комірок представлені значеннями напруги u_{kl} і y_{kl} . Таким чином, парадигма CNN добре підходить для опису локально пов'язаних між собою простих динамічних систем, що показують ґратчасту структуру. CNN звичайно використовуються для різних типів застосувань, таких як обробка зображень та сигналів, моделювання біоінспірованої системи або швидкісне дозвіл часткових диференціальних рівнянь (PDE) [26,27]. Вони особливо

використовуються, коли емуляція рішень PDE передбачає еволюцію кожної змінної у часі, її положення (у просторі) та її взаємодії, що впливають із розподіленої за простором структури всієї системи (дійсно, чисельне рішення PDE майже неминуче включає просторова дискретизація). Парадигма CNN є корисним інструментом для моделювання просторово-часових явищ у реальному часі. У випадку розглянутої в цьому документі моделі ПДЕ реакційно-дифузійної моделі використовуються РНСНС [26,27].

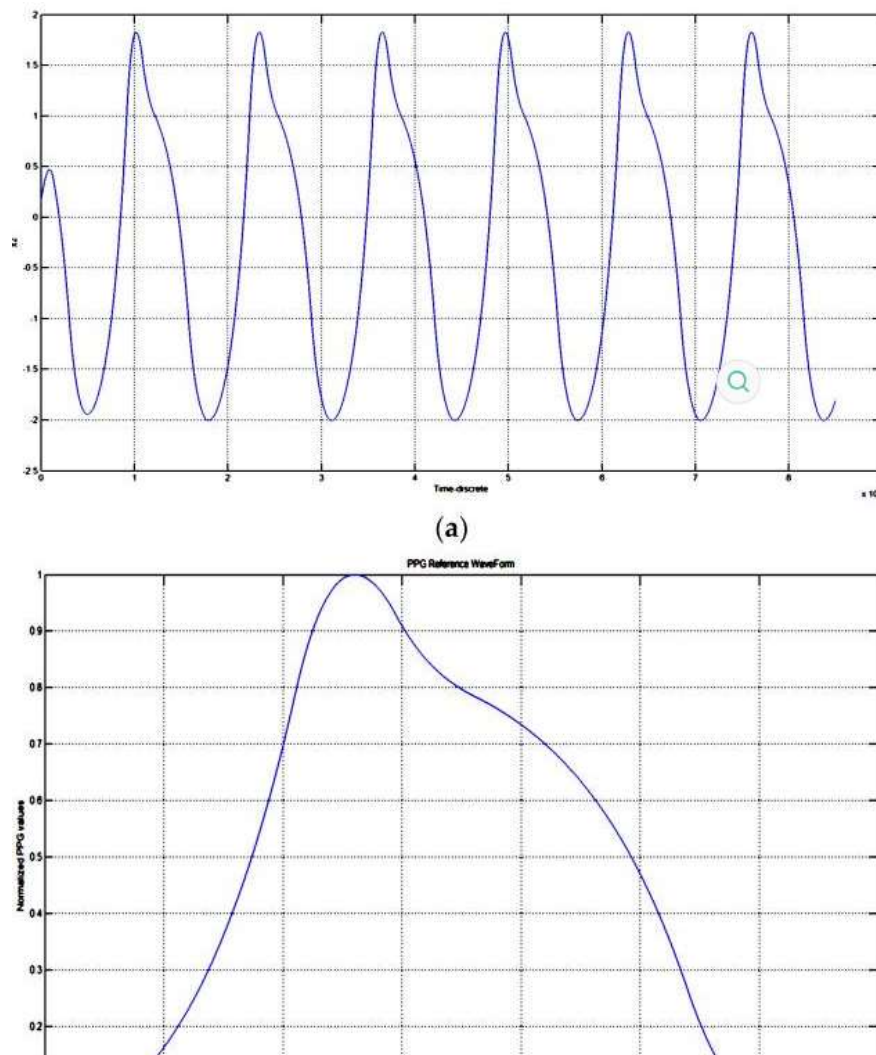


Рисунок 2.3 - Деталізація нормованої $[0, 1]$ одиночної форми хвилі ФПГ

Референтна форма ФПГ, що формується за допомогою (1), реалізованої за допомогою CNN (2), нормалізується та масштабується, щоб порівняти за часом із сегментованою та попередньо відфільтрованою формою сигналу

ФПГ. Система здійснює перерахунок раніше сегментованої та попередньо відфільтрованої форми хвилі ФПГ з метою її порівняння за часом з опорною формою хвилі ФПГ. Для того, щоб зберегти високу швидкість обчислення трубопроводу, алгоритм масштабування базується на CNN, як описано в [28]. Дві форми хвилі ФПГ, $p_1(k)$, отримані та $p_2(k)$ еталонні, нормалізуються в $[0, 1]$. Нарешті, проводиться спеціальний аналіз нормованого зразкового перехресного кореляційного зв'язку для того, щоб мати міру відповідності аналізованій формі хвилі ФПГ [29]:

$$\gamma_{p_1 p_2}(h) = \frac{1}{N_s} \sum_{k=1}^{N_s-h} (p_1(k) - \mu_{p_1}) (p_2(k+h) - \mu_{p_2}) \quad h = 0, 1, 2$$

$$\sigma_{p_1 p_1} = \sqrt{\gamma_{p_1 p_1}(0)}; \quad \sigma_{p_2 p_2} = \sqrt{\gamma_{p_2 p_2}(0)}$$

$$\mu_{p_1} = \frac{1}{N_{c_1}} \sum_{j=1}^{N_{c_1}} p_1(j); \quad \mu_{p_2} = \frac{1}{N_{c_2}} \sum_{j=1}^{N_{c_2}} p_2(j)$$

$$\rho_{p_1 p_2}(h) = \frac{\gamma_{p_1 p_2}(h)}{\sigma_{p_1 p_1} \sigma_{p_2 p_2}} \quad h = 0, 1, 2$$

Відповідністю вважаються лише моделі ФПГ, що показують середню високу нормалізовану перехресну кореляцію вибірки ($\geq 0,90$), а інші - відкидаються. Результати підтверджують надійність та ефективність описаного в цьому підході, показуючи дуже перспективну чутливість / специфічність вище 97%. Важливо підкреслити, що ми пропонуємо математичну аналітичну нелінійну модель для формування форми хвилі ФПГ. Ця модель включає адаптивні параметри, придатні для зміни, щоб забезпечити різні схеми ФПГ відповідно до місця вимірювання тіла, наприклад вуха, великого пальця, пальця ноги тощо. Таким чином, досягається дуже ефективна і надійна система розпізнавання шаблонів, яка самостійно адаптується до місця вимірювання ФПГ.

2.3 Фізіологічний аналіз та розпізнавання ЕКГ

Електрокардіографія (ЕКГ) - це процес реєстрації електричної активності серця за певний проміжок часу за допомогою електродів, розміщених на шкірі. Ці електроди виявляють крихітні електричні зміни на шкірі, що виникають внаслідок електрофізіологічних закономірностей деполяризації та повторної поляризації, що виникають під час кожного серцебиття серцевого м'яза.. Типова форма хвилі ЕКГ включає два інтервали: (a) інтервал PR, що включає в себе і P-хвилю, і PR-сегмент; (b) інтервал QT, що включає форми Q, R, S хвилі (комплекс QRS), сегмент ST і форму хвилі T відповідно [30]. На рисунку 2.4 показано класичну форму ЕКГ хвилі.

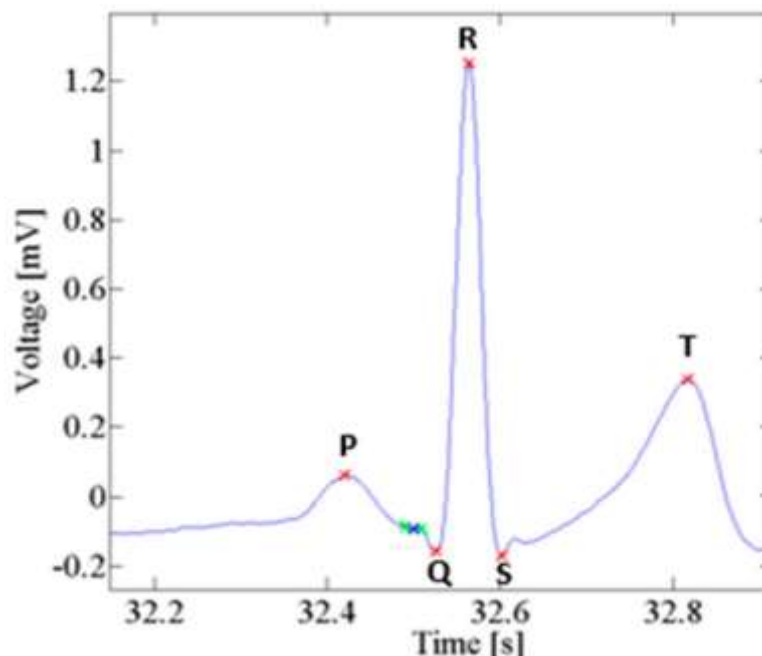


Рисунок 2.4 – Класичну форму ЕКГ сигналу

Виявлення та обробка ЕКГ-сигналів є предметом великої кількості досліджень. На вибірку сигналу ЕКГ часто впливають різні типи пошкоджень сигналу, такі як артефакти через рух або мікрорухи тіла пацієнта, електронні шуми, проблеми з датчиками тощо. В [30] автори пропонують підхід, заснований на часовій області, в результаті поєднання класичної динамічної деформації часу з класичними показниками ЕКГ,

такими як частота серцевих скорочень та амплітуда. У [31] метод, заснований на використанні штучних нейронних мереж ANN (карта самоорганізації, MLP назад розповсюдження, навчальне векторне квантування), показаний як надійний підхід до розпізнавання шаблону ЕКГ. В [32] описаний підхід до розпізнавання ЕКГ-схеми на основі моделі синтаксичного / лінгвістичного зображення форми ЕКГ-хвилі. Альтернативний метод класифікації та розпізнавання ЕКГ описаний у [33] та заснований на використанні спектрограми частот із спеціальними характеристиками. У [34] автори успішно використовують концепцію ізоелектричної кривої та нечіткої кластеризації для виявлення правильної форми хвилі ЕКГ у безперервному зафіксованому часовому ряду.

Розглянемо вибірку сигналу ЕКГ проводиться за допомогою класичних електричних датчиків-датчиків, розміщених в тілі пацієнта, відповідно до стандартної конфігурації відведення. Для перевірки використовується стандартна конфігурація трикутників Ейнтовена для отримання надійного ЕКГ-сигналу [39,40]. Чистий сигнал ФПГ подається та / або використовується разом із ЕКГ-сигналом, для того щоб зрозуміти, чи виявлено ЕКГ-сигнал узгодженим (сумісним) із сигналом ФПГ. Певною мірою такий підхід можна розглядати як альтернативний або доповнює балістикокардіографію (БКГ). БКГ - це прилад, здатний вимірювати балістичні сили на серці, створюючи графічне зображення. Це життєво важлива ознака в частотному діапазоні 1–20 Гц, викликаному механічним рухом серця. Це можна записати неінвазивними методами з поверхні тіла. Запропонований тут підхід базується на припущенні того, що існує помітна перехресна кореляція між першою похідною обробленої ФПГ сигналу та сигналом ЕКГ для одного пацієнта. На рисунку 2.5 зображена така кореляція.

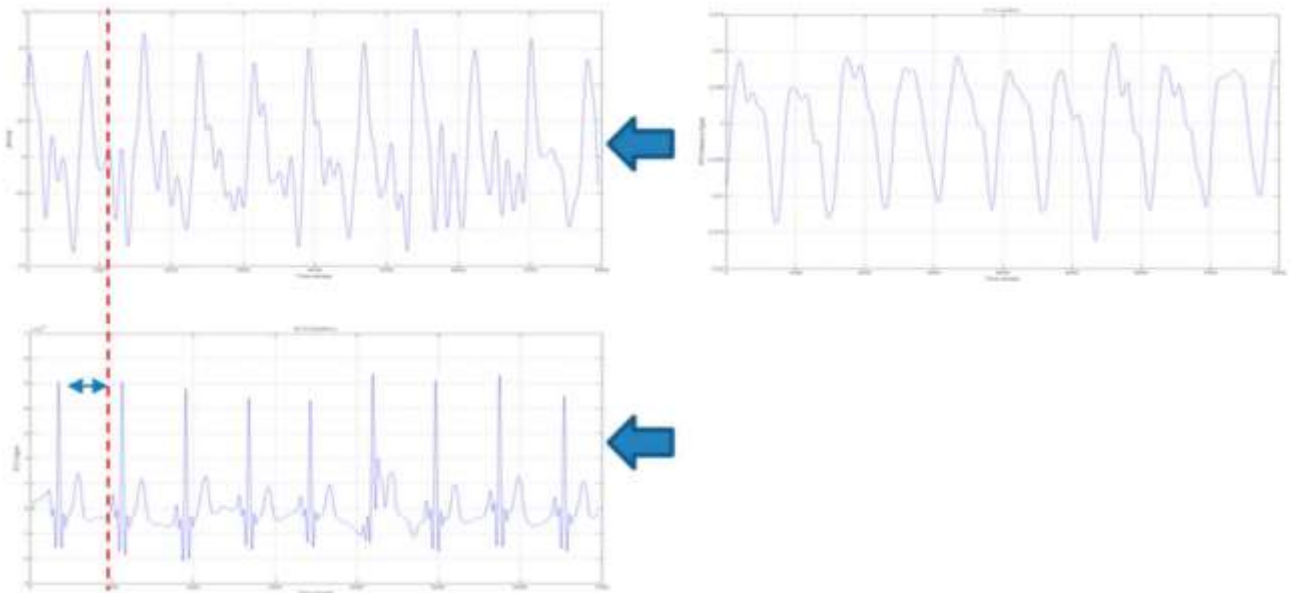


Рисунок 2.5 - Кореляція між першою похідною обробленої ФПГ сигналу та сигналом ЕКГ

Нарешті, стандартний вибірковий крос-кореляційний аналіз проводиться для отримання відповідних балів перехресної кореляції (індексів), наприклад, між масштабованими-нормалізованими формами хвиль ЕКГ та первинними похідними формами хвиль ФПГ та стандартною ЕКГ-еталонною схемою. Отримані бали порівнюються з опорними порогоми перехресної кореляції [29].

Весь запропонований підхід можна узагальнити так:

"Переведення" (зсув у часі) зразкових форм ЕКГ-хвилі, що аналізуються, шляхом приведення їх піків (максимумів) у відповідність до піків першого похідного сигналу ФПГ та піку опорного сигналу ЕКГ; обчислення (наприклад, на сигналах, нормалізованих протягом інтервалу $[0, 1]$) вибіркової перехресної кореляції між цими сигналами; порівняння зразків перехресних кореляційних індексів або балів із встановленими порогоми відповідності (виявлено, що значення 0,80 представляють розумний вибір для обох порогів); аналіз ЕКГ-схеми, що мають зразки перехресних кореляційних показників, що досягають цих порогових значень (наприклад, перехресне співвідношення, рівне 0,80 або вище). Це вважатиметься "відповідним"

опрацьованим ЕКГ-результатом, який потрібно зберегти. Валідація "нормальна", якщо досягаються обидва пороги, тобто форми хвиль ЕКГ, демонструють високу перехресну кореляцію з ФПГ-похідними формами хвилі та ЕКГ-опорною формою сигналу, є результатом обробки і можуть використовуватися, наприклад, для діагностичних цілей.

Форми хвиль ЕКГ, що демонструють низьку кореляцію з будь-якою формою хвилі-похідної ФПГ або з ЕКГ-опорною формою хвилі, відкидаються, так що лише "сумісні" зібрані форми ЕКГ можуть використовуватися як еталонний разок для подальшого аналізу ЕКГ. На рис. 2.5 показаний приклад вибірки прийнятого ЕКГ часу, відфільтрованого за запропонованим алгоритмом розпізнавання шаблонів.

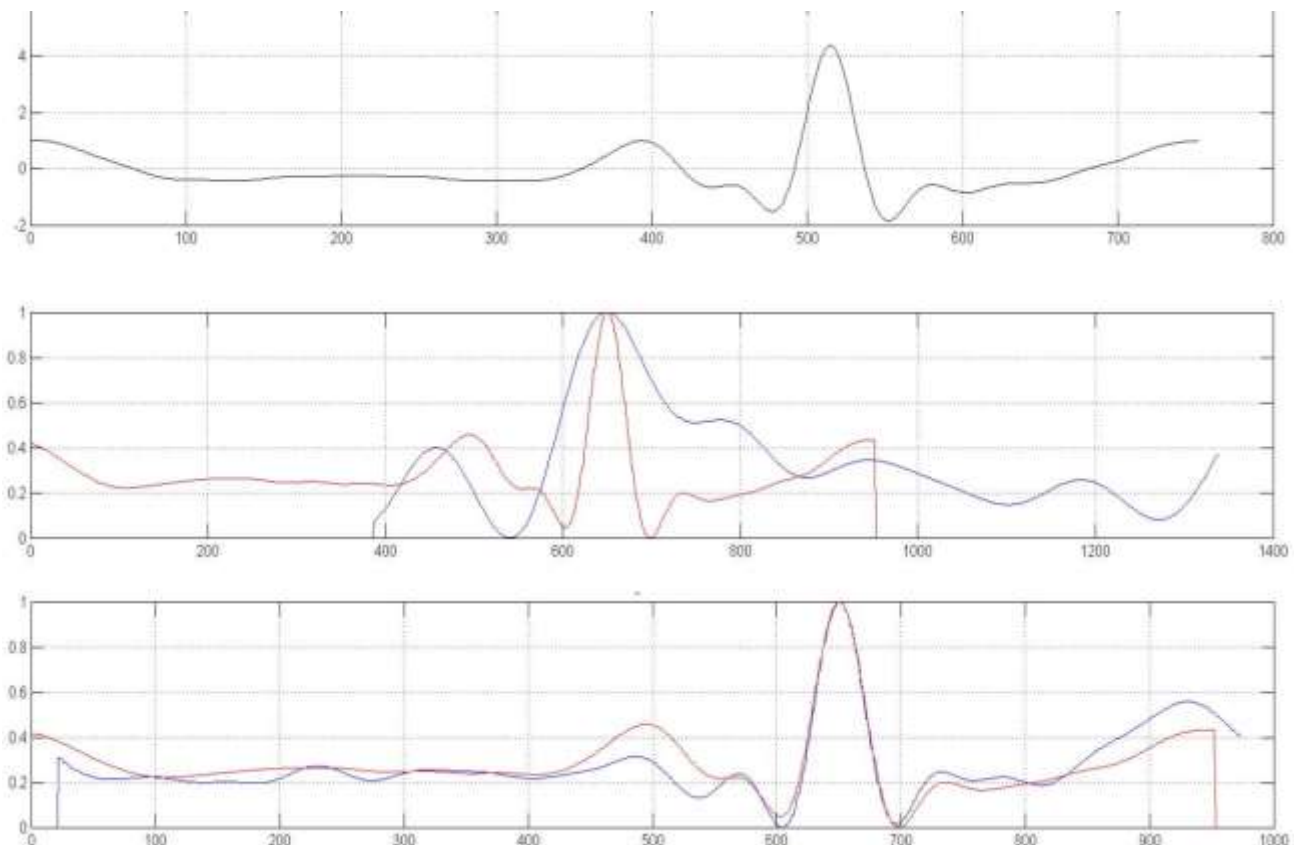


Рисунок 2.6 - Вибірка прийнятого ЕКГ по часу, та відфільтрованого за запропонованим алгоритмом розпізнавання шаблонів

Перше вікно показує сегментовану форму ЕКГ хвилі відповідно до початку сегментованого ФПГ (t_k); Друге повідомляє про сегментоване ЕКГ (червоне) та перше похідне відповідної форми сигналу ФПГ ($d\text{ФПГ} / dt$ - синє), а третє вікно повідомляє про графічне зображення сегментоване ЕКГ (червоне) та еталонний ЕКГ-шаблон (синій). Обидві форми хвилі, намічені у другому та третьому вікнах, будуть використані для аналізу зразкових перехресних кореляцій, як описано раніше у рівняннях (3) та (4).

3 МАТЕМАТИЧНИЙ АНАЛІЗ ЕКГ ТА ФАЗАГРАФІЇ

3.1 Аналіз методу комп'ютерної обробки електрокардіограм

Проблеми електрокардіографії вже довгий час являється одним з найбільш доступних і розповсюджених методів функціональної діагностики в кардіології. Довгий час ця методика розвивалась на основі аналогових електрокардіографів, на стрічці яких відображався графік вимірювань графік електричної активності серця – електрокардіограми (ЕКГ) [11].

Активний розвиток засобів обчислювальної техніки та інформаційних технологій пройшов багато стадій до самовдосконалення. Адже, розробити якісний ЕКГ який би з високою точністю досліджував стан серцево-судинної системи не просто. Також часто фахівці не довіряють медичній апаратурі і процес діагностування затягується. Річ в тім, що на реальних ЕКГ, як правило немає чітких границь між інформаційними фрагментами, що затримує їх автоматичне розпізнавання. Навіть прості задачі потребують залучення досить складних обчислювальних процесів.

При цьому варто мати на увазі, що в реальних умовах причин далеко не завжди носять характер адитивних завад, що потребують використання нових підходів для вирішення проблеми відновлення корисного сигналу по спотвореній реалізації. Не менші проблеми виникають і при використанні іншого популярного підходу до підвищення співвідношення сигнал-шум, який використовується в сучасних цифрових електрокардіографах та заснований на усередненні накопиченої послідовності циклів ЕКГ. Тому використання тривіальних алгоритмів усереднення серцевих циклів в тимчасовій області приводить до «розмиття» інформаційних фрагментів. Реєстрація стану пацієнта відбувається в декількох етапах, кожен із яких несе

інформацію про різницю потенціалів між двома відповідними точками електричного поля серця [11].

Комп'ютерна електрокардіографія, так чи інакше, заснована на формальних алгоритмах аналізу відхилень параметрів ЕКГ від популяційних норм. При цьому діагностичну цінність несуть як «грубі», так і «тонкі» відхилення форми ЕКГ. «Грубими» відхиленнями будемо називати патологічний (широкий і глибокий) зубець Q, істотно розширений QRS-комплекс і ряд інших діагностичних ознак ЕКГ, виявлення яких не становить особливих труднощів як при візуальному, так і при комп'ютерному аналізі ЕКГ. Значно більші проблеми викликає комп'ютерний аналіз «тонких» змін, які практично непомітні при візуальному аналізі ЕКГ. Як приклади таких «тонких» змін можна вказати так звані альтернації (рис. 3.1) і симетричність (рис. 3.2) зубця Т, які як буде показано далі, дозволяють отримати важливу діагностичну інформацію [11].

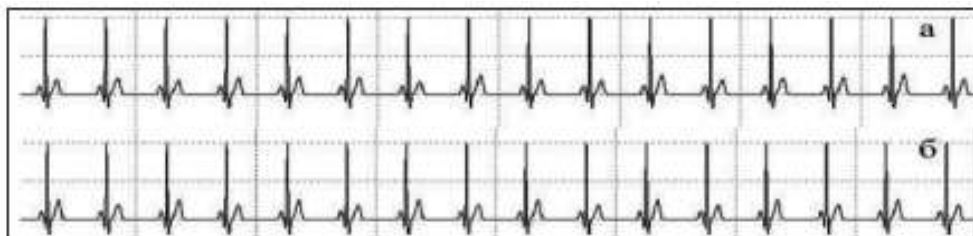


Рисунок 3.1 – ЕКГ із випадковим спотворенням (а) та альтернацією (б) зубець Т

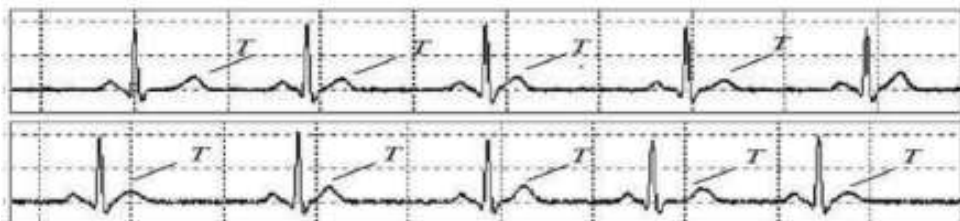


Рисунок 3.2 – ЕКГ з діагностично важливими різновидами сегментації зубця Т

Надійне розпізнавання таких, зовнішньо нерозпізнаних сигналів – одна із функцій фазаграфії [2].

Інтелектуальні інформаційні технології (ІТ) отримують все більшого поширення при вирішенні різних прикладних задач. Загальна концепція побудови таких технологій була розроблена конструкцією в Україні ще в дев'яностих роках минулого століття [11].

Інтелектуальні ІТ, що використовують когнітивну комп'ютерну графіку, набули поширення в самих різних сферах застосування. Фазаграф – одна з таких перспективних технологій, яка дозволила розширити функціональні можливості одно-канальної ЕКГ.

Слідуючи цим тлумаченням, введемо таке визначення.

Фазаграфія - це наукомістка ІТ обробки сигналів різної фізичної природи, що мають складну форму, яка на основі ланцюжка інтелектуальних обчислювальних процедур забезпечує перехід від спостережуваного сигналу з локально-зосередженими діагностичними ознаками (сировина технології) до інформації, орієнтованої на конкретного користувача (продукт технології).

На основі цього аналізу і власних уявлень можна сказати, що інтелектуальна ІТ повинна володіти, принаймні, такими властивостями [10]:

- адаптація - здатність пристосовуватися до змінним ситуаціям зовнішнього середовища;
- здатність до навчання - здатність покращувати свої споживчі властивості в міру експлуатації;
- узагальнення - здатність розпізнавати класи ситуацій зовнішнього середовища;

- інвазивність - нечутливість до збурень зовнішнього середовища;
- прогнозування - можливість відновлювати загальну картину і передбачати майбутні ситуації зі спостереження тільки частину (фрагментів) зовнішнього середовища;
- розуміння - здатність осмислювати дійсність на основі порівняння поточних показників зовнішнього середовища з їх минулим значеннями;
- гнучкість - стійкість до можливих невдач і спосібність корекції прийнятих рішень;
- взаємозамінність - використання альтернативних методів аналізу зовнішнього середовища;
- доступність - здатність надавати інформацію в формі, зрозумілою для сприйняття конкретним користувачем з урахуванням його кваліфікації.

Зрозуміло, тут йдеться про елементи так званого «слабкого» штучного інтелекту, який, на відміну від «сильного», не претендує на такі фундаментальні поняття як самосвідомість і цілепокладання [11].

Як буде показано далі, фазаграф володіє сформульованими вище властивостями, а значить, може бути віднесена до інтелектуальної ІТ.

З наведеного прикладу слідує, що головне призначення фазаграфії – витяг діагностичної інформації із сигналів складних форм. В основі технології стоїть узагальнена модель, що передбачає обробку сигналу $z(t)$ являє собою результат спотворення не досліджуваного корисного сигналу $z_0(t)$ зовнішніми адитивними $h(t)$ і внутрішніми неадитивними $\zeta(t)$:

$$z_0(t) = \Phi[z_0(t), \zeta(t)] + h(t), \quad (3.1)$$

де $\Phi[.]$ – деяка невідома функція

Корисний сигнал $z_0(t)$ представляє собою послідовність фрагментів, що задані на інтервалах $\Delta t_i \ll T_0$, де T_0 - область визначення $z_0(t)$, лише деякі з цих фрагментів несуть діагностичну цінність [12].

Далі розглянемо такі моделі на прикладі ЕКГ, де корисний сигнал $z_0(t)$ створює електрична активність серця, внутрішнє неадитивне подразнення $\zeta(t)$ створює система органів дихання та вегетативна нервова система, а зовнішнє адитивне подразнення $h(t)$ – мережеві електричні завади, масове тремтіння тіла пацієнта в місцях накладання електродів та інших подразнень [12].

Корисний сигнал $z_0(t)$ представляє собою послідовність зубців і сегментів ізоелектричної лінії, що відображає проходження хвилі збудження по окремих частках серцевого м'яза (рис. 3.1.).

Нехай, математична модель не досліджуваного корисного сигналу $z_0(t)$ являє собою суму несиметричних гаусових функцій:

$$z_0(t) = \sum_i A_i \exp \left[-\frac{(t-\mu_i)^2}{2[b_i(t)]^2} \right], \quad (3.2)$$

В яких параметри A_i і μ_i визначають значення амплітуди і моментів часу, коли i -й фрагмент ($i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}$) приймає екстремальне значення, а функція $b_i(t)$, обумовлена виразом:

$$b_i(t) = \begin{cases} b_i^{(1)} \forall t \leq \mu_i \\ b_i^{(2)} \forall t > \mu_i \end{cases}, \quad (3.3)$$

дозволяє описати несиметричні фрагменти при $b_i^{(1)} \neq b_i^{(2)}$, частково несиметричний зубець T при $b_T^{(1)} \neq b_T^{(2)}$.

В такому випадку достовірною модель створює послідовність спотворення ЕКГ- циклів, які спостерігаються в реальних умовах, можна представити у вигляді: [12]

$$z_m(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}} \tilde{A}_{im} \exp \left[-\frac{(t - \tilde{\mu}_{im})^2}{2[\tilde{b}_{im}(t)]^2} \right] + h(t), m = 1, 2, \dots, M, \quad (3.4)$$

де M – спільне число спостережених циклів,

$$\tilde{A}_{im} = A_i(1 + \alpha_{im}), \quad (3.5)$$

$$\tilde{\mu}_{im} = \mu_i(1 + \delta_{im}), \quad (3.6)$$

$$\tilde{b}_{im}(t) = \begin{cases} b_i^{(1)} (1 + \varepsilon_{im}^{(1)}) \forall t \leq \mu_{im} \\ b_i^{(2)} (1 + \varepsilon_{im}^{(2)}) \forall t > \mu_{im} \end{cases}, \quad (3.7)$$

$$\alpha_{im} \in [-\alpha_i^0, \alpha_i^0], \delta_{im} \in [\delta_i^0, -\delta_i^0], \varepsilon_{im}^{(1)} \in [-\varepsilon_i^0, \varepsilon_i^0], \varepsilon_{im}^{(2)} \in [-\varepsilon_i^0, \varepsilon_i^0] \quad (3.8)$$

Реалізація незалежних випадкових величин, які з нульовими математичними можливостями розподілення на інтервалах, обмежених числами $\alpha_i^0, \delta_i^0, \varepsilon_i^0$ [12].

Для того щоб перевірити адекватність запропонованих моделей оцінювалась їх можливість створювати штучні ЕКГ, візуальний аналіз яких ідентичний інтерпретації реальних записів, представлених в базі MIT–BIH Arrhythmia Database (рис.3.3 – 3.6)

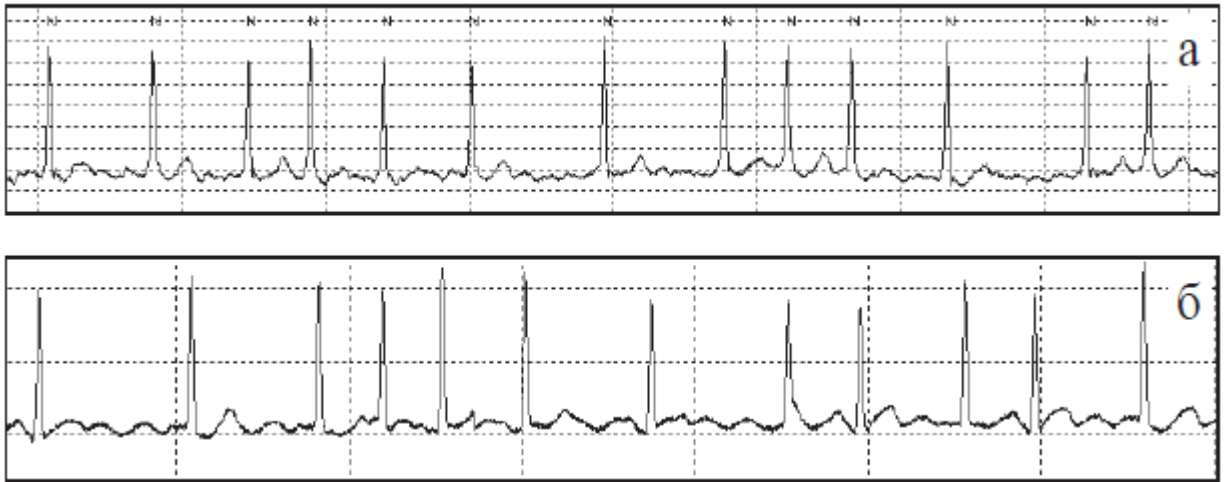


Рисунок 3.3 – ЕКГ хворого з діагнозом мигаюча аритмія (а) і макетна ЕКГ(б)



Рисунок 3.4 – Реальна (а) і макетна (б) ЕКГ з екстрасистолами

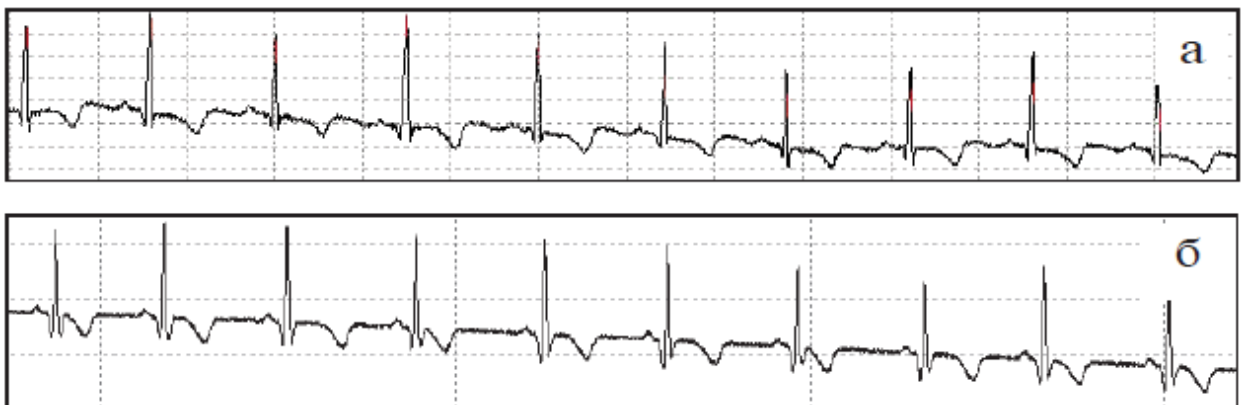


Рисунок 3.5 – Реальна (а) і макетна (б) ЕКГ з інверсним зубцем *T*



Рисунок 3.6 – Реальна (а) і модельна ЕКГ з депресією сегмента ST

Досвідчені кардіологи при візуальній оцінці макетних ЕКГ визнавали їх реальними, що призвело покласти ці макети в основу фазаграфії. Обробка даних на основі ланцюга інтелектуальних алгоритмів, реалізує двоетапний метод відновлення корисного сигналу (рис. 3.7). На першому етапі придушуються зовнішні адитивні завади $h(t)$ а на другому по відфільтровану сигналі проводиться оцінка $z_0(t)$ [12].



Рисунок 3.7 – Основні етапи методу фазаграфії [2]

3.2 Діагностичні ознаки ЕКГ в фазовому середовищі

В попередньому розділі ми показали, що перехід від скалярного представлення ЕКГ в тимчасовій області $z(t)$ до векторного представлення в фазових координатах $z(t), \dot{z}(t)$ дозволяє ефективно відновити корисний сигнал, спотворений збуреннями, розділити $z(t)$ на окремі серцеві цикли (R – R-інтервали) і провести селекцію нетипових циклів [12].

Виявляється, що це не обмеження достовірності фазових портретів ЕКГ. Традиційні діагностичні ознаки ЕКГ в фазових координатах $z(t), \dot{z}(t)$, тому при її представленні в тимчасовій області $z(t)$ (рис. 3.8)

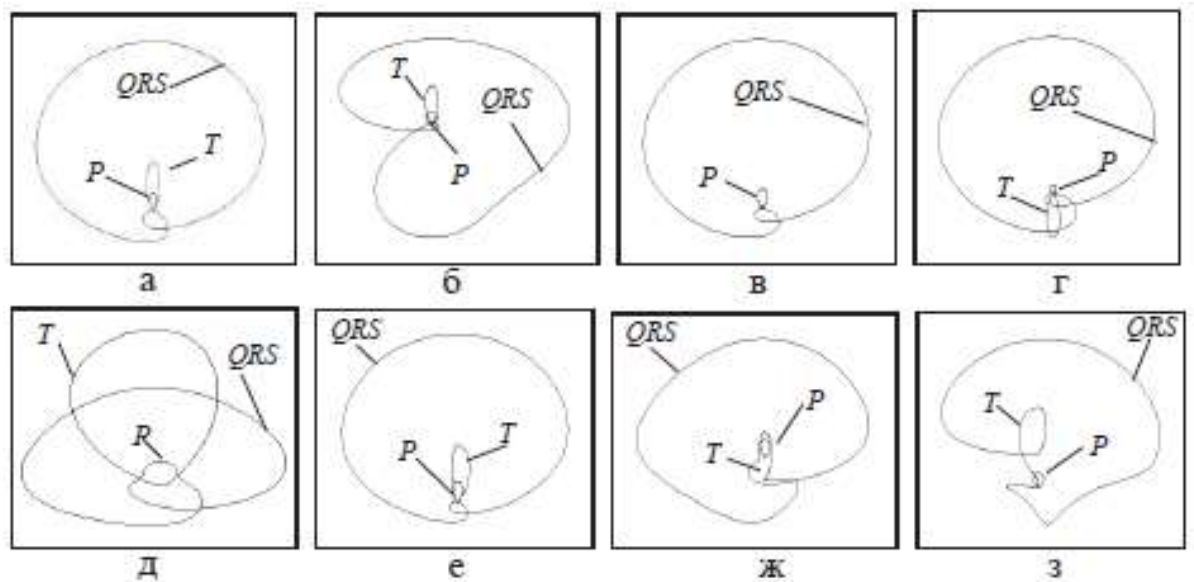


Рисунок 3.8 – Характерні зміни форми фазових портретів ЕКГ при зміні діагностичних ознак

При позитивних зубцях P , T та незмінній формі QRS - комплексу фазових портретів ЕКГ має вигляд характерного графічного образу, на якому відображається три петлі, відповідно зубці P , T та QRS - комплексу (рис. 3.8, а) [12].

При патологічному зубці (широкому і глибокому) зубці Q графічний образ повертається по часовій стрілці (рис. 3.1, б)

Плоский (рис. 3.1, в), негативний (рис. 3.1, г), надмірно високий (рис. 3.1, д) або асиметричний (рис. 3.1, є) зубець T викликає адекватні виміри розміру та орієнтації відповідної петлі на фазовому портреті.

Характерний зсув вниз (рис. 3.1, ж) при депресії або вверх (рис. 3.1, з) при елевації сегменту ST зазнає відповідний фрагмент фазового портрету.

Виявлено, що діагностична значимість відхилення реальних ЕКГ в тимчасовій області викликає подібні виміри форми фазових портретів. Це добре видно із прикладів фазових портретів одно каналних записів ЕКГ, сховище в спеціалізованих базах даних Інтернет-портал PhisioNet (рис. 3.9.) [13].

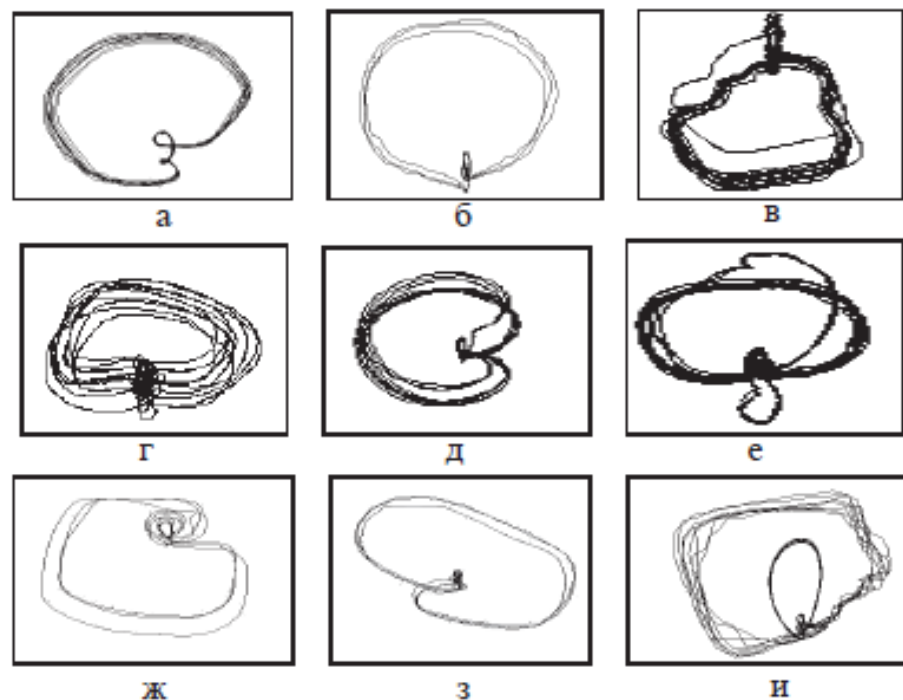


Рисунок 3.9 – Фазові портрети реальних ЕКГ різних пацієнтів

В якості додаткових ознак пропонується використати (рис. 3.10):

- кут α орієнтації усереднень фазової траєкторії;

- параметр σ , характеризує ступінь розсіювання точок фазових траєкторій;
- показник β_T , характеризує симетрію фрагменту реполяризації усереднення фазової траєкторії відносно осі $\dot{z} = 0$.

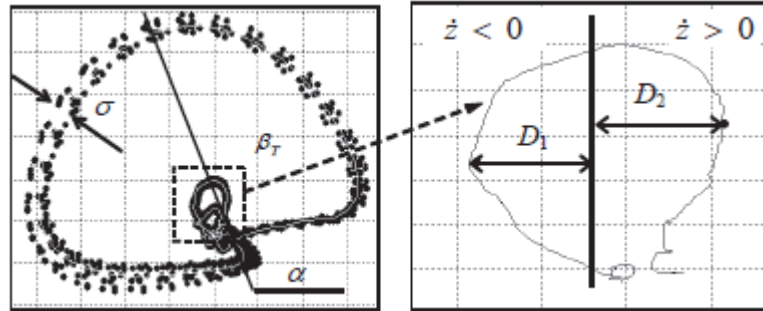


Рисунок 3.10 – Додаткові ознаки ЕКГ в фазовому просторі

Кут α визначається за напрямком прямої, що з'єднує дві характерних точки, а саме точку q_0 самоперетину витка траєкторії, найбільш віддалену від q_0 .

Прийнятну оцінку параметра σ_{QRS} можна отримати за допомогою елементів матриці $D = \|R_H(Q_i, Q_j)\|$ хаусдорфових відстаней, що характеризують розподіл фазових траєкторій спостереженого сигналу $z(t)$ відносно опорного циклу:

$$\sigma_{QRS} = \frac{1}{M-1} \sum_{m=1}^{M-1} R_H(Q_0, Q_m) \quad (3.9)$$

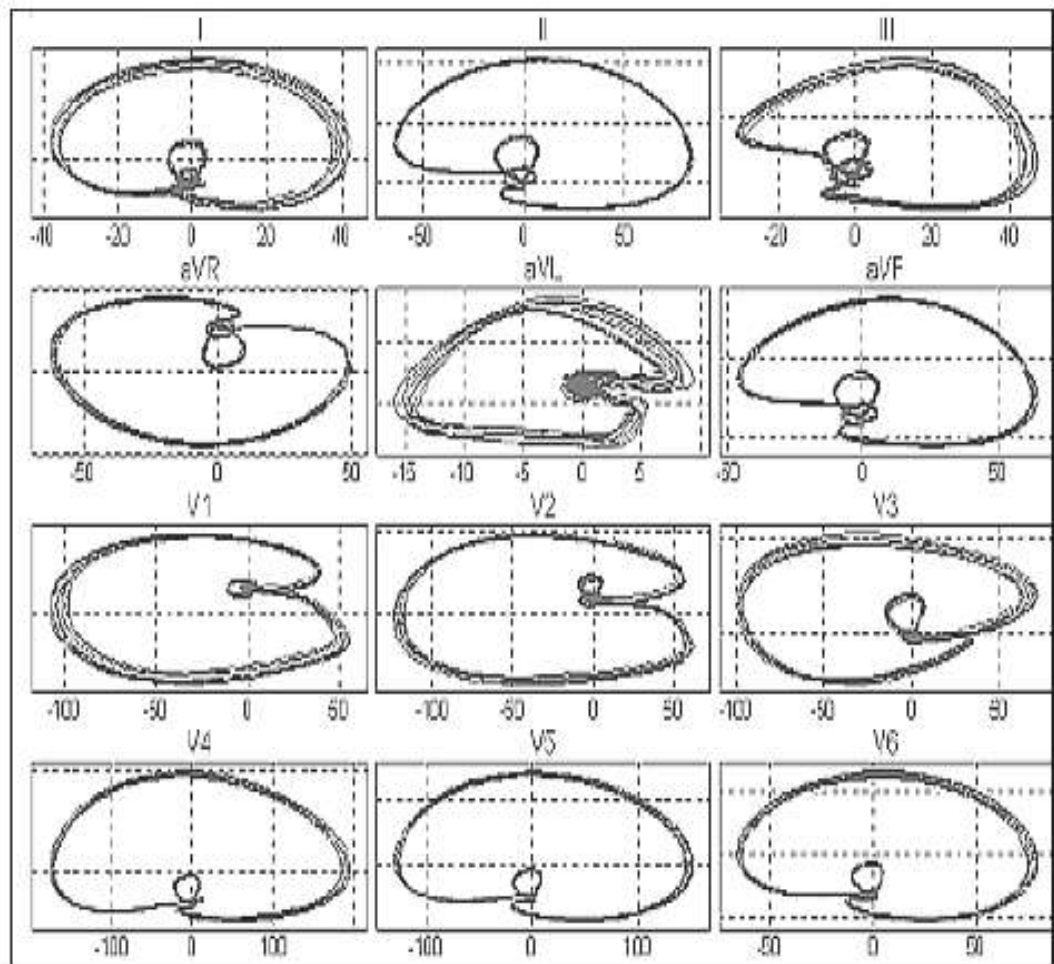


Рисунок 3.11. Фазовий портрет ЕКГ в 12 традиційних відведеннях

Важливо зауважити, що наближення медичних засобів безпосередньо до пацієнта не може відбуватися лише незначними доопрацюваннями і спрощення приладів клінічного використання. Все саме навпаки, розробка простих та надійних персоніфікованих приладів потребує достатньо складних інформаційних технологій, які реалізують нові підходи до обробки інформації та специфічні методи представлення явної інформації користувачу, який немає спеціального медичного досвіду. [14]

Тому не дивлячись на те, що на сьогодні подібні одно каналні реєстри вже достатньо широко розповсюджені, фазаграфії до сьогодні має безсумнівні переваги. Головна перевага не сам давач, а наукова інформаційна технологія, яка дозволить виявляти тонкі виміри форми сигналу, забезпечить

персоніфікацію діагностичних рішень, дати інтегральну інформацію про стан серця і виявити початкові ознаки серцевих патологій навіть за допомогою спрощеного способу реєстрації ЕКГ першого стандартного відведення. [15]

3.3 Мобільна фазаграфія і дистанційний моніторинг

Очевидно, що враховуючи тенденції світового ринку в сфері цифрових мобільних технологій розумно в таких технологіях використати головну перевагу фазаграфії – аналіз тонких змін форми ЕКГ сигналу, що несуть діагностичну цінність, частково, аналіз оригінального показника β_T , забезпечивши персоніфікацію діагностичних рішень і можливостей отримувати інтегральну інформацію про стан і початкові ознаки серцевих патологій [12].

Для реалізації такої ідеї використовується клієнт-серверна архітектура, котра організує віртуальний взаємозв'язок лікаря і пацієнта: пацієнт може самостійно накопичувати дані в домашніх умовах для їх подальшої інтерпретації лікарем (рис. 3.15).



Рисунок 3.15 – Клієнт-серверна система організації взаємодії лікар і пацієнт

Одним із завдань, що довелось вирішити при розробці такої системи – розумне розподілення функцій між клієнтськими додатками (пацієнта і лікаря) та сервером [12].

Насправді, якщо реалізація функцій аналізу і інтерпретації ЕКГ-сигналу покласти на програмне забезпечення сервера, то пацієнт, позбавлений Інтернет зв'язку, не зможе отримати інформацію про свій поточний функціональний стан.

З іншого боку, якщо всі функціональні можливості фазаграфії реалізують на мобільному додатку пацієнта, забезпечив автономну обробку інформації, то прикладання стає громіздким і складним для використання пацієнтами, не володіючи медичною освітою [12].

Програма пацієнта забезпечує:

- ✓ реєстрацію і попередню обробку одно каналного ЕКГ;
- ✓ керування дозованого фізичного навантаження;
- ✓ передача зареєстрованого ЕКГ та супровідної інформації на сервер для збереження і попереднього аналізу.

Для реєстрації ЕКГ-сигналу використовуються удосконалені портативні давач з пальцевими електродами, що забезпечують передачу цифрових даних через інтерфейс Bluetooth в мобільну програму пацієнта. За допомогою оригінальних обчислювальних процесів в реальному масштабі часу забезпечується видалення дрейфу ізоелектричної лінії і фільтрації даних з мінімальними спотвореннями корисного сигналу, а також автоматичний пошук *QRS*-компонентів, за допомогою яких визначається і відображається на екрані смартфона поточна частота серцевих скорочень (ЧСС)

Також існує індикатор третього типу на якому відображається скатерограма R-R- інтервалів. Скатерограма представляє собою графічне

відображення послідовних пар кардіо-інтервалів в координатах $\Delta_{R-R}^{(i)}$, $\Delta_{R-R}^{(i-1)}$, де $\Delta_{R-R}^{(i-1)}$ – відповідно продовження i -го і $i - 1$ -го $R - R$ -інтервалів $i = 1, 2, \dots$.

При нормальному ритмі точки, отримується таким чином (пляма Пуанкаре-Лоренца), що групуються в характерній області у вигляді еліпса, велика вісь якоговитягнута вздовж діагоналі.

При необхідності пацієнт може отримати інформацію про числове значення виявлених показників, наприклад, про основні статистичні і спектральні показники варіацій серцевого ритму (VSP). В залежності від величини відхилення значення відображаються на екрані смартфона зелений, жовтий або червоний кольори [12].

3.4 Перспективи розвитку фазаграфії

Діагностичні можливості фазаграфії привернули увагу медиків і розробників засобів медичної техніки в Україні та інших країн, які внесли в метод ряд удосконалень. З огляду на позитивний досвід застосування Фазаграфії визначимо деякі можливі шляхи розвитку цього методу [12].

Можна виділити кілька напрямків такого розвитку:

- застосування фазаграфії для вирішення нових завдань в кардіології;
- аналіз фазових портретів ЕКГ для вирішення завдань, що не пов'язані з медициною;
- інтелектуальна обробка інших сигналів з локально зосередженими ознаками;
- вдосконалення алгоритмів обробки сигналів з локально-зосередженими ознаками.

Ще один перспективний напрям Фазаграф - новий метод біометричної ідентифікації особистості, заснований на унікальних характеристиках фазових портретів ЕКГ

Багаторічні спостереження, представлені в монографії [16], показали, що індивідуальні особливості особистості виявляються при відображенні ЕКГ на фазовій площині в координатах $z(t)$, $\dot{z}(t)$, ніж в тимчасовій області.

Для ілюстрації на рис. 3.16 представлена галерея фазових портретів ЕКГ 30 різних досліджень. Навіть при візуальному аналізі видно характерні відмінності фазових портретів, які, подібно до відбитків пальців, несуть інформацію про конкретну особу.

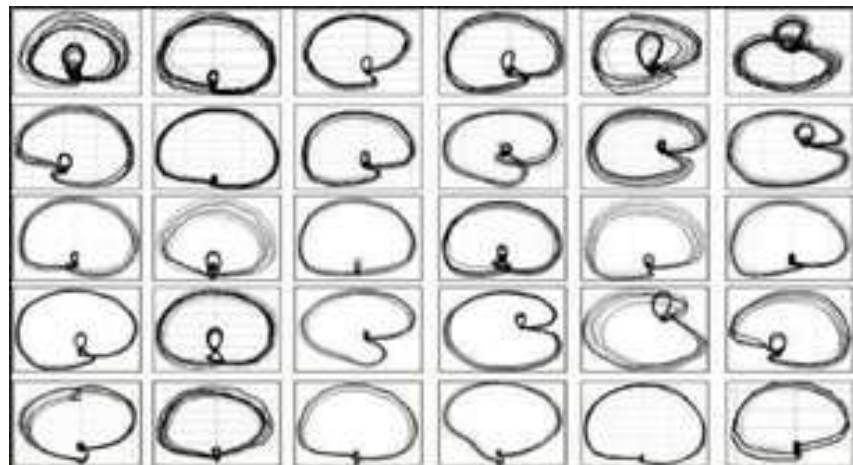


Рисунок 3.16 – Фазові портрети ЕКГ 30 різних людей

Більш того, спостереження показали (рис. 3.17), що інтегральні характеристики фазових портретів ЕКГ конкретного випробуваного практично не змінюються на досить великому проміжку спостережень (якщо, звичайно ж, у випробуваного в цей період не про- сплигло серйозних поразок міокарда).

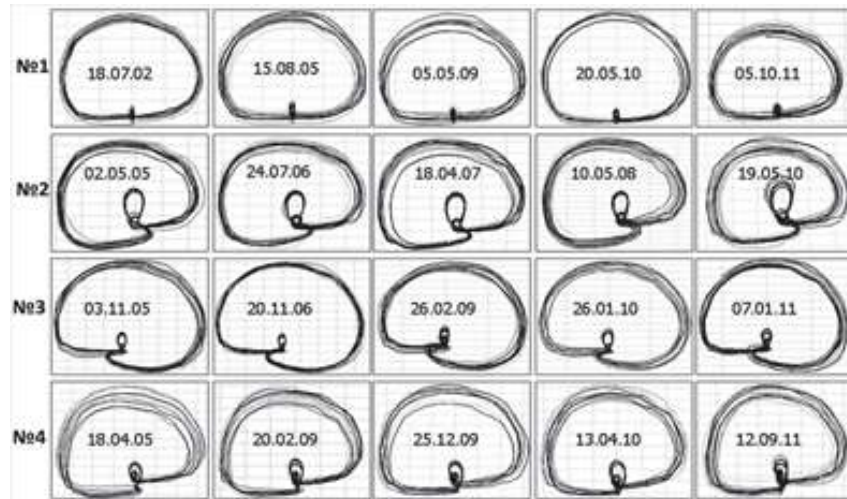


Рисунок 3.17 – Динаміка інтегральних характеристик фазових портретів

Очевидно також, що перспективний напрямок використання фазаграфії – інтелектуальна обробка не тільки ЕКГ, але й інших сигналів з локально-зосередженими ознаками [12]. Короткий опис деяких таких сигналів зведено в таблиці 3.1.

Застосування фазаграфії при аналізі та інтерпретації цих та інших подібних сигналів відкриє шлях до побудови нової інтервальної ІТ для отримання додаткової інформації не тільки в медичній практиці, але і в інших областях.

Таким чином, можливості фазаграфії як інтелектуального методу обробки сигналів далеко ще не вичерпані і можуть бути використані для вирішення нових актуальних наукових і прикладних задач.

Спробуємо тепер узагальнити позитивний досвід фазаграфії і розглянемо ще один можливий шлях розвитку методів інтелектуальної обробки циклічного сигналу складної форми в фазовому просторі.

Таблиця 3.1 – Сигнали з локально-зосередженими ознаками

Назва	Вид сигналу	Інформативні фрагменти	Інформація
Термічна крива		Термічні ефекти фазових перетворень	Визначення властивостей матеріалу
Реограма		Амплітуди систолічної та діастолічних хвиль	Дослідження кровопостачання різних органів
Крива біохемілюмінесценції		Ділянки зміни інтенсивності світіння	Диференціальна діагностика злоякісних і запальних процесів
Спірограма		Амплітудно-тимчасові параметри дихальної кривої	Діагностика легеневих патологій
Ехосигнал дефектоскопа		Амплітудно-часові параметри локальних екстремумів	Виявлення внутрішніх дефектів у виробках

Нехай сигнал $z(t)$, що спостерігається в дискретні моменти часу $t_{k_m} \equiv k_m \Delta$, $m = 1 \dots, M, k_m = 1, \dots, K_m$, представлений послідовністю окремих циклів $z_1(k_1), z_2(k_2), \dots, z_M(k_M)$, де Δ - крок квантування за часом, M - загальне число спостережуваних циклів, а K_m - число дискретних відліків m -го циклу.

Будемо апроксимувати кожен цикл $z_m(k_m)$ функції $\varphi(k_m, \theta_1, \dots, \theta_G)$, заданої з точністю до кінцевого числа G невідомих параметрів $\theta_1, \dots, \theta_G$, і для

визначення оптимальних значень цих параметрів скористаємося деяким критерієм, наприклад, критерієм мінімуму суми квадратів відхилень.

$$Cr = \sum_{k_m=1}^{K_m} [\varphi(k_m, \theta_1, \dots, \theta_G) - z_m(k_m)]^2 \rightarrow \min \quad (3.10)$$

Якщо при виконанні умови (3.10) забезпечується прийнятна (з точки зору практики) точність апроксимації, то кожен окремий цикл $z_m(k_m)$ представляє точка (вектор) $\vec{\theta}_m = (\theta_{m1}, \dots, \theta_{mG})$, де G -вимірному просторі параметрів, а послідовність спостережених циклів $z_1(k_1), z_2(k_2), \dots, z_M(k_M)$ породжує в цьому просторі фазову траєкторію, яка однозначно відповідає спостереженому сигналу $z(t)$.

Покажемо, що перехід від скалярного сигналу $z(t)$, до його відображення в G -вимірному фазовому просторі параметрів $\theta_1, \dots, \theta_G$ дозволяє на єдиних методологічних принципах вирішувати різні завдання обробки циклічних сигналів. Оскільки приклади досить часто більш переконливі, ніж загальні міркування, розглянемо ці завдання на прикладі обробки ЕКГ.

Апроксимація циклів реальних ЕКГ сумою несиметричних гауссових функцій:

$$\varphi(t) = \sum_i A_i \exp \left[-\frac{(t-\mu_i)^2}{2[\sigma_i(t)]^2} \right], \quad (3.11)$$

де

$$\sigma_i(t) = \begin{cases} \sigma_i^{(1)} \forall t \leq \mu_i, \\ \sigma_i^{(2)} \forall t > \mu_i, \end{cases}$$

вважаючи, що $\sigma_i^{(1)} \neq \sigma_i^{(2)}$.

Для визначення оптимальних значень параметрів A_i , σ_i , μ_i , фігурують в (3.11), скористаємося критерієм мінімуму суми квадратів відхилень функції $\varphi(\cdot)$ від спостережуваних дискретних значень z_k в моменти часу $k = 1, \dots, K$:

$$Cr = \sum_{k=1}^K [\sum_i A_i \exp \left[-\frac{(k-\mu_i)^2}{2[\sigma_i(k)]^2} \right] - z_k]^2 \rightarrow \min \quad (3.12)$$

Оскільки функція Гауса головним чином зосереджена на 3-х сигмоїдному інтервалі, то правомірно вважати, що момент початку $t_i^{(1)}$ і закінчення $t_i^{(2)}$ кожного i -го фрагмента ЕКГ, $i = \{P, Q, R, S, ST, T\}$, пов'язані з параметрами $\sigma_i^{(1)}$, $\sigma_i^{(2)}$ і μ_i наступним чином:

$$t_i^{(1)} = \mu_i - \sigma_i^{(1)} \quad (3.13)$$

$$t_i^{(2)} = \mu_i + \sigma_i^{(2)} \quad (3.14)$$

Інші традиційні ознаки ЕКГ, такі як глибина зубця Q , зміщення сегмента ST і амплітуда зубця T безпосередньо виділяють параметри A_Q, A_{ST}, A_T відповідно, а показник β_T симетрії зубця T .

3.5 Висновки до розділу

Проведено математичний аналіз оптико-електронних методів діагностики серцево-судинної системи та процес функціонування ЕКГ.

Було враховано недоліки та аспекти роботи пристрою та визнано, що саме фазаграфія забезпечить витяг діагностичної інформації із сигналів складних форм та відноситься до інтелектуальної ІТ.

З метою зближення методу фазаграфії безпосередньо до пацієнта для домашнього використання було розроблено портативний метод біометричної ідентифікації особистості, заснований на унікальних характеристиках фазових портретів ЕКГ.

4. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ КАРДІОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

4.1 Загальна структура системи

Розроблена оптико-електронна телемедична біомедична система (ОЕТБМС) (на основі індивідуальних мікродатчиків-реєстраторів) дозволяє усунути основні недоліки аналогічних систем покоління: великі капіталовкладення в комп'ютеризацію закладів та пред'явлення високих вимог до кваліфікації користувачів. Концептуальна модель системи передбачає використання блочно-модульного принципу побудови системи, що дозволяє формувати її ієрархічний склад гнучко і просто залежно від завдань застосування. Така система також може бути використана для контролю функціональних параметрів пацієнтів групи ризику по різних захворюванням серцево-судиної системи. Область застосування системи обмежена лише набором аналогових і цифрових датчиків.

Основними показниками розробленої системи є універсальність, яка полягає у використанні в своєму складі стандартних технічних засобів таких як: індивідуальні засоби комунікації (смартфони, комунікатори, планшетні комп'ютери); активне Wi-Fi обладнання і стандартні інтерфейси мереж Ethernet; сервери онлайн зберігання розподілені в мережі "Інтернет".

Високих показників мініатюризації і енергоефективності вдається досягти завдяки розробці інтелектуальних датчиків включають в себе надвеликих інтегральних схем (НВІС) побудовану за принципом "система на кристалі", а також застосуванням генератора напруги живлення, заснованого на термоелектричному ефекті, спільно з підвищує перетворювачем напруги.

В першу чергу дана система орієнтована для збору і обробки показань с мікро-датчиків-реєстраторів розташованих на тілі людини. Система проводить аналіз показників датчиків, визначення граничних значень показань, генерацію і видачу інформаційних повідомлень про наближення показань до граничних значень або їх перевищенні, відображення в структурованій формі всіх отриманих даних. Система в автоматичному режимі проводить запис всіх отриманих даних в "Хмарне сховище даних". Хмарне сховище даних (англ. Cloud storage) - модель онлайн-сховища, в якому дані зберігаються на численних розподілених в мережі "Інтернет" серверах, наданих в користування клієнтам, в основному, третьою стороною.



Рисунок 4.1 - Структурна схема системи

Переваги моделі хмарного сховища:

- Можливість організації спільної роботи з даними;
- Висока ймовірність збереження даних навіть у разі апаратних збоїв;

- Клієнт платить тільки за те місце в сховищі, яке фактично використовує, але не за оренду сервера, всі ресурси якого він може і не використовувати;
- Клієнту немає необхідності займатися придбанням, підтримкою і обслуговуванням власної інфраструктури зі зберігання даних, що, в кінцевому рахунку, зменшує загальні витрати виробництва;
- Всі процедури по резервуванню і збереженню цілісності даних виробляються провайдером «хмарного» центру, яка не втягує в цей процес клієнта. нергоефективність і точність вимірювань.

Система може включати в себе необмежену кількість "користувачів". Під "користувачем" розуміється одне персональне переносна пристрій 2-го рівня, що має унікальний MAC-адресу. MAC-адресу (від англ. Media Access Control - управління доступом до середовища, також Hardware Address) - унікальний ідентифікатор, який присвоюється кожному одиниці активного обладнання або деяким їх інтерфейсів в комп'ютерних мережах Ethernet. Цей номер використовується для ідентифікації відправника і одержувача фрейма. У ширококомовних мережах (таких, як мережі на основі Ethernet) MAC-адресу дозволяє унікально ідентифікувати кожен вузол мережі і доставляти дані тільки цьому вузлу. Таким чином, MAC-адреси формують основу мереж на каналному рівні, яку використовують протоколи більш високого (мережевого) рівня. Для перетворення MAC-адрес в адреси мережевого рівня і назад застосовуються спеціальні протоколи (наприклад, ARP і RARP в мережах IPv4 і NDP в мережах на основі IPv6).

До кожного персонального носимо пристрою може бути підключено кілька мікродатчиків-реєстраторів (пристроїв 1-го рівня). Можлива кількість одночасно підключених мікродатчиків-реєстраторів для кожного конкретного пристрою 2-го рівня залежить від продуктивної потужності цього пристрою. Програма встановлена на пристрої 2-го рівня, знаючи характеристики обладнання цього пристрою, автоматично розраховує

можливу кількість пристроїв, що підключаються 1-го рівня. При появі в системі пристрої 2-го рівня необхідно пройти процедуру реєстрації пристрою. При цьому відбувається автоматичне створення розділів бази даних розбитих по групах "користувачів". Формування локальних і глобальних груп користувачів дозволяє дотримуватися чітку ієрархію і належність конкретного обстежуваного людини до медичної установи, групі хворих і т.д. При цьому медичний працівник може здійснити пошук пацієнтів як по П.І.Б. так і за іншими ознаками ідентифікаційної приладдя. Все реєстровані параметри конкретного пацієнта ідентифікуються і записуються в загальну базу даних розташовану на 3-му рівні системи. Доступ до системи реєструється параметрам пацієнта може бути відкритий як самому пацієнту, так і третім особам за погодженням з пацієнтом. Основу системи становлять пристрої 1-го рівня. Пристрої 1-го рівня являють собою малогабаритні прилади на основі стандартної системи на кристалі з блоками радіочастотного інтерфейсу. Вони мають наднизьким споживання, що дозволяють їм безперервно функціонувати протягом тривалого часу. Застосування генератора напруги живлення, заснованого на термоелектричному ефекті, спільно з підвищує перетворювачем напруги дозволяє використовувати для живлення пристрою енергію людського тіла.

У структуру пристроїв 1-го рівня входять наступні основні блоки:

- Блок посилення та узгодження рівнів сигналів аналогових датчиків;
- Цифрові інтерфейси захоплення даних з інтелектуальних датчиків (при необхідності);
- Процесорне ядро, логіка управління і прийняття рішень;
- Пам'ять програм;
- Пам'ять даних;
- АЦП;
- Блок цифрових компараторів;

- Модулі прийому / передачі даних;
- Модуль високошвидкісного введення / виводу;
- Модуль радіочастотного інтерфейсу;
- Блок живлення пристрою.

4.3 Вибір давачів

Було поставлено за мету створення автономної системи діагностування стану людського організму, яка буде застосовуватись в on-line і off-line режимах. Off-line буде застосовуватись тоді, коли не потрібен безпосередній аналіз даних, наприклад, для діагностування хронічних хвороб чи збирання даних тривалий час. По-перше, потрібно обрати необхідні типи сенсорів, що буде працювати в системі. Було проведено попередній аналіз таких пристроїв. Було обрано сенсори видів:

- 1) Електроди для зняття електрокардіограми (ЕКГ). ЕКГ представляє різну інформацію про стан серця. Вивчення та аналіз такої інформації в режимі діалогу з користувачем дає змогу відслідкувати початок небезпечних та нестандартних ситуацій для контрольованого кола осіб.
- 2) Дводіапазонний оптичний сенсор пульсометра. Пристрій виконує вимірювання в червоному та інфрачервоному діапазонах світлових хвиль. Може визначити рівень кровонасичення киснем, що дає змогу отримати потрібну інформацію щодо дихальної активності, визначити стан сну чи навіть, втрату свідомості. Сенсор пульсометра, зазвичай, розміщують на пальці руки або на зап'ястку.
- 3) Сенсор мікромеханічного акселерометра. Такий пристрій дає інформацію щодо індивідуального прискорення та може досить ефективно використовуватись при визначення частоти кроків.

4.4 Організація обміну інформацією через радіодавач

Система для моніторингу використовує пакетну передачу даних. Накопичені відліки зняті з АЦП передаються у буфері FIFO. Коли FIFO вже заповнений, кодер знімає дані з FIFO та формує пакет. Кожний такий пакет складається із назви для встановлення коефіцієнта підсилення приймача і відповідної кількості байтів даних разом з перевірочними та CRC. Після цього пакет вже готовий і передавач активується та виконується його передача. Приймач–передавач працює в симплексному режимі. Він перемикається на прийом, коли потрібно отримати вхідні дані. Якщо пауза між суміжними пакетами даних не достатня, програма періодично зупиняє передачу даних на декілька мілісекунд, та знову переводить систему приймач–передавач в активний режим приймача і перевіряє вхідні дані. При цьому втрати даних моніторингу за рахунок буферизації FIFO відсутні. На рис. 4.2 показано передача потоку даних через радіоканал.

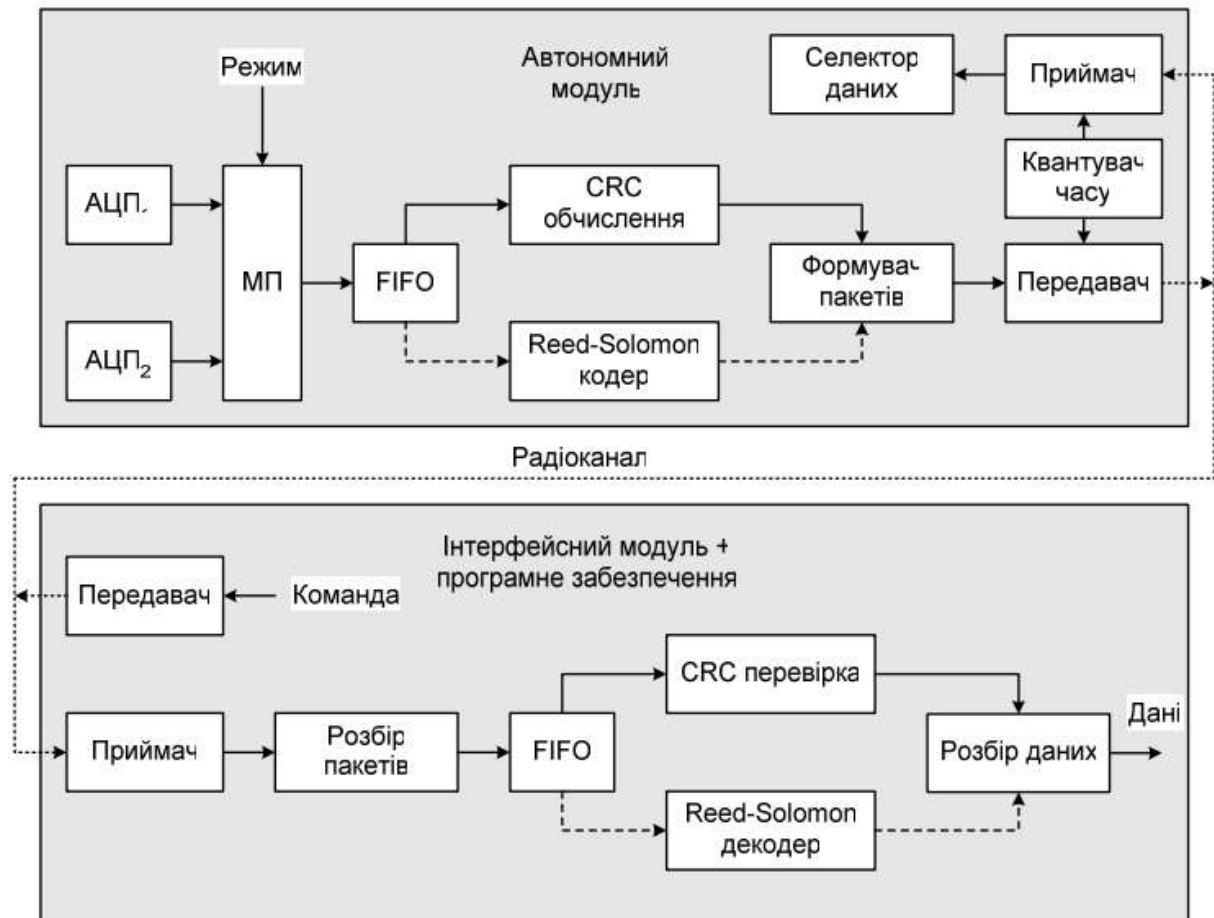


Рисунок 4.2 – структурна схема передачі потоку даних через радіоканал

4.5 Блок підсилювачі біопотенціалів

Амплітуди біопотенціалів людини становлять 5 мкВ - 120 мВ, а діапазон частот цих потенціалів від 10^{-4} до 10^3 Гц і більше. Це визначає характеристики використовуваних ПБП. Ідеальним для реєстрації медико-біологічних показників є підсилювач, який володіє нескінченно великим повним вхідним опором, повністю пригнічує перешкоди від силової мережі, нечутливий до потенціалом поляризації електродів і різницею перешкод, які лежать за межами смуги частот корисного сигналу, не має власних шумів, здатний зберігати свої характеристики при впливі на нього значних короточасних перевантажень, а також не вносить частотних і нелінійних спотворень в робочій смузі частот і динамічному діапазоні корисного сигналу.

Однак побудувати такий підсилювач практично неможливо, тому при розробці підсилювачів прагнуть реалізувати ряд основних вимог до них.

Вхідний опір підсилювача має бути не нижче опору біооб'єкту з урахуванням опору переходу шкіра-електрод з тим, щоб не навантажувати джерело збудження, яким є біологічний об'єкт. При розрахунку допустимого значення вхідного опору підсилювача використовують уявлення про допустимому відношенні сигнал / шум. В цьому випадку розрахункове співвідношення має такий вигляд:

$$|Z_{BX}| > 2 \cdot \frac{Z_{II}}{\frac{100}{\Psi_{СП}} + 1}$$

де Z_{II} - паразитний опір зони електрод-тканина; $\Psi_{СП}$ - задана величина відносини сигнал / перешкода.

Коефіцієнт передачі та смуга частот підсилювача вибираються з таким розрахунком, щоб, при максимальному розмаху корисного сигналу, сумарні

корисний сигнал і сигнали всіх видів перешкод не вийшли за межі лінійної ділянки, з метою мінімізації спотворень величини сигналу.

Вхідні каскади підсилювача медико-біологічних показників будуються з таким розрахунком, щоб забезпечити, придушення найбільш істотних перешкод і мінімальний рівень власних шумів при досить простих схемотехнічних рішеннях.

Проаналізувавши численні дослідження можна зробити висновок, що найбільш радикальний спосіб боротьби з різними перешкодами це схемноконструктивні методи побудови підсилювачів медико-біологічних показників, засновані на диференціальному зніманні сигналу. При цьому будь-який блок посилення багаторазового використання повинен володіти технічними характеристиками не гірше наступних:

- Вхідний динамічний діапазон U - (0.05-5) мВ;
- Відносна похибка зміни напруги U , в діапазонах: від 0.1 до 1 мВ - $\pm 5\%$; від 1 до 5 мВ - $\pm 3\%$;
- Нелінійність - $\pm 1.5\%$;
- Похибка установки чутливості S - $\pm 2\%$;
- Напруга внутрішніх шумів, приведені до входу $U_{ш}$ - 0.02 мВ;
- Нерівномірність амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) f , в діапазонах частот: від 0.5 до 60 Гц - 1%, від 60 до 75 Гц - 0.5%.
- Коефіцієнт придушення синфазних сигналів КС - 120 дБ;
- Вхідний опір - більше 50 Мом;
- Вхідний діапазон по постійній напрузі - ± 400 мВ;

4.6 Структурна схема пристрою для отримання фотоплетизмограм

Шляхом розвитку узагальненої структурної моделі була отримано структурну схему пристрою рис. 4.3. Блок живлення забезпечує подачу напруги на блок стабілізації, що в свою чергу призначений для нормальної роботи системи.

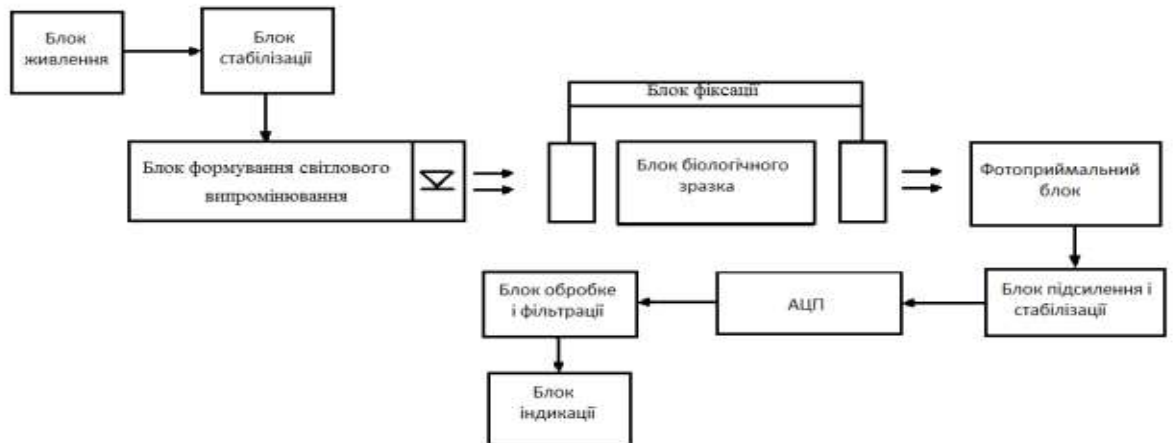


Рисунок 4.3 – Вдосконалена структурна схема пристрою для вимірювання показників крові

Блок формування світлового випромінювання забезпечує рівень освітленості поверхні об'єкта відповідним випромінюванням. Також він призначений для випромінювання на біологічний об'єкт в інфрачервоному діапазоні на довжині хвилі 950 нм. Блок біологічного зразка являє кліпсу з фіксатором де фіксується біологічний зразок і при проходженні крізь нього інфрачервоного випромінювання воно потрапляє на фотоприймальний блок, що буде фіксувати пройдене випромінювання і перетворювати оптичний сигнал в електричний. Оскільки отриманий сигнал буде слабким він буде має передаватись в засоби підсилення і стабілізації. Там контролюється коефіцієнт підсилення і одночасно відбувається контроль параметрів, таких як шум так і потужність сигналу.

4.7 Удосконалений варіант електричної структурної схеми

Вибір апаратури для діагностування в якості базової при контролі стану серцево-судинної системи визначається, як інформативністю методу, так і зручністю реєстрації інформації з біологічного об'єкта. Одним з методів, що дозволяє об'єктивно оцінити стан судинної системи являється метод фото плетизмографії, що заснований на реєстрації пульсових кривих, параметри якої пов'язані з гемодинамічними показниками організму.

Відомі пристрої і системи для реєстрації та аналізу пульсових кривих, в основі яких лежить метод фотоплетизмографії. Таким чином, правильний вибір конструкції оптоелектронного датчика фотоплетизмографа є важливим завданням, але для цього необхідний досліdnий фотоплетизмограф, що дозволяє працювати з датчиками різного типу.

Фотоплетизмограф використовують для дослідницьких цілей з оптоелектронним давачем для діагностування, дозволяє підвищити якість та рівень діагностики стану серцево-судинної системи людини, а також послабити зовнішні завади. Для цього виділяють два типи давачів:

- давач з рівномірно розповсюдженими по всій поверхні джерела випромінювання, в середині яких встановлений фотоприймач зі збиральною лінзою;
- давач з випромінюваною поверхнею, сформований за допомогою оптичної системи на основі світло-діода, розміщеного по середині робочої поверхні давача.

На базі існуючої структурної схеми автоматизованого фотоплетизмографа, що приведена на рис. 3.1, проведемо аналіз принципу роботи та функціональних можливостей.

До складу системи входять наступні структурні елементи:

- керований мікроконтролер(AT Mega48);
- буферний формувач-посилювач струму для джерела випромінювання;
- біологічний об'єкт;
- посилювач-перетворювач з вимірювальним коефіцієнтом перетворення;
- смуговий фільтр (фільтри нижчих та вищих частот);
- посилювач змінної напруги;
- основний синхронний детектор;
- смуговий фільтр (фільтри та високих частот);
- посилювач змінної напруги із змінним коефіцієнтом передавання;
- інтегральний фільтр нижніх частот з вимірюваною частотою зрізу;
- пристрій керування і регулювання посилювачем;
- інтерференційний адаптер для зв'язку з ПК;
- ПК.

Процес налаштування пристрою управління (УУ) виконує мікроконтролер 12, що складається з двох блоків 12.1, і 12.2, які є багатоступінчатими потенціометрами з можливістю цифрового управління. З блоку 12.1 напруга надходить на буферний підсилювач-формувавч 2, задаючи вихідний струм джерела випромінювання 3.1, на який надходить і тактовий сигнал, що модулює вихідний струм джерела випромінювання. Імпульс на джерело випромінювання подаються з частотою 10 кГц.

Відбившись від внутрішніх шарів біотканини досліджуваного біологічного об'єкта 4, світловий потік, модульований кровотоком, надходить на фотоприймач 3.2, перетворюючись в модульований електричний сигнал. Струм з фотоприймача надходить на перетворювач струм-напруга 5, коефіцієнт перетворень на яких змінюється цифровим регулятором УУ 12.2. З виходу перетворювача 5 сигнал надходить на АЦП 1.3. Оцифрований сигнал служить для управління через УУ 12.2 коефіцієнтом перетворення блоку 5. Процес регулювання триває до тих пір, поки корисним сигналом, що надходить з виходу фотоприймача, що не встановиться в номінальне

значення, яка складає не більше $2/3$ від максимального неспотвореного напруги. Далі сигнал через пасивний фільтр 6 надходить на вхід підсилювача змінної напруги 7, де відсікається постійна складова сигналу, а змінна посилюється. З виходу підсилювача 7 змінний сигнал надходить на вхід синхронно детектора 8.

Далі, вступаючи на фільтр нижніх частот (ФНЧ) смугового фільтра 9, імпульси згладжуються, і на виході ФНЧ формується корисний сигнал. З виходу ФНЧ через пасивний фільтр верхніх частот смугового фільтра 9 сигнал надходить на підсилювач змінної напруги 10 із змінним коефіцієнтом передачі. Управління коефіцієнтом передачі здійснюється другим регулятором 12.2. Далі сигнал надходить на ФНЧ 11 і потім на АЦП 1.3, де він оцифровується і через інтерфейсний адаптер 13 передається на комп'ютер 14. Частоту зрізу фільтра можна змінювати в діапазоні 0,2-20000 Гц за рахунок зміни частоти імпульсів на тактовій вході фільтра. Даний каскад використовується для ослаблення перешкоди 50 Гц, а також може використовуватися для виділення «кривої дихання».

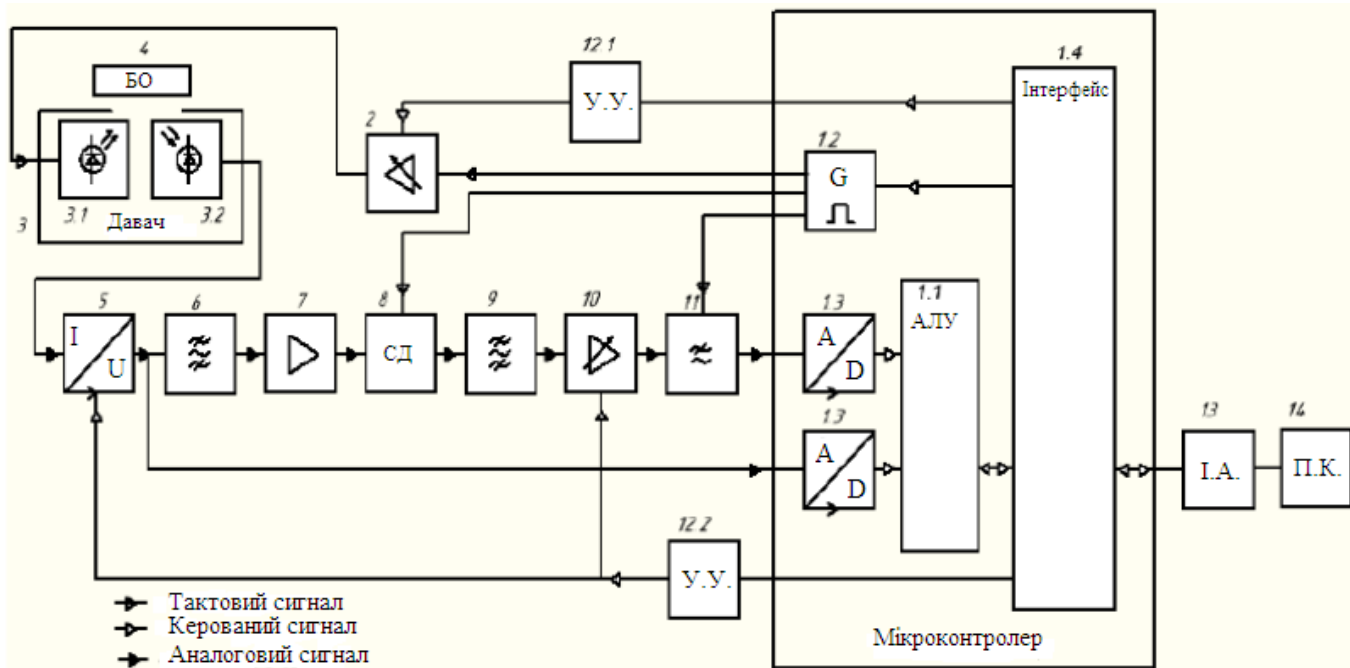


Рисунок 4.4 – Структурна схема автоматизованого фотоплетизмографа

Технічні характеристики пристрою:

- смуга пропускання – 0,25–40 Гц;
- загальний коефіцієнт підсилення – до $2 \cdot 10^5$;
- діапазон зміни струму джерела випромінювання – 0–100 мА;
- діапазон аналогового вихідного сигналу на вході АЦП – 0–5 В.

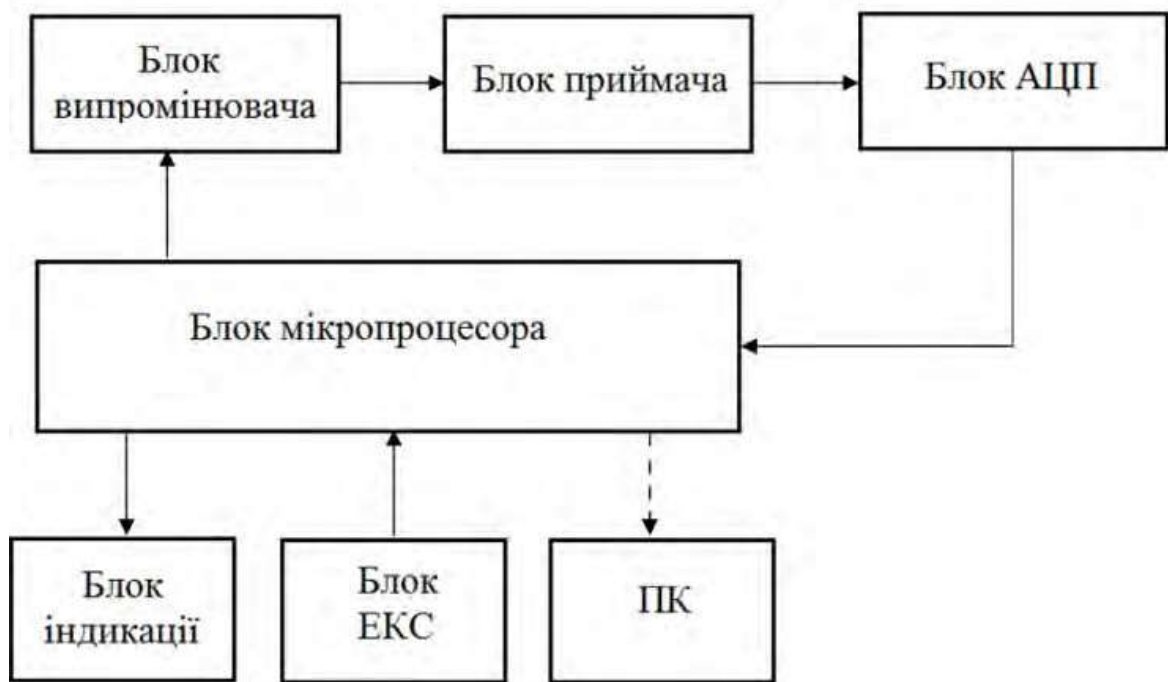


Рис. 3.2 – Структурна схема автоматизованого фотоплетизмографа

4. Блок ЕКС використовується як додатковий блок і призначений для отримання електрокардіосигнала (ЕКС), за яким формується калібрувальний сигнал у блоці випромінювача.

5. Блок мікропроцесора призначений для обробки отриманого сигналу з блоку фотоприймача та управління блоком випромінювача, а також виведення результатів обробки сигналу на блок індикації та обміну інформацією з іншими мікропроцесорами або ЕОМ. Він також організовує команду для формування калібрувального імпульсу в блоці випромінювача;

6. Блок індикації виводить результати вимірювання або результат помилки, які отримано з блоку мікропроцесора.

7. ПК – персональний комп'ютер. Містить спеціалізоване програмне забезпечення, що дає змогу відображати на екрані монітора пульсові криві, а також зберігати їх у вигляді графічних зображень в пам'яті комп'ютера. Зазначені блоки становлять основу автоматизованих фотоплетизмографів. Разом з тим для ефективної роботи з великою кількістю біооб'єктів до складу системи необхідно ввести додаткові блоки.

Всі програмно-апаратні комплекси мають подібну структуру, можливі незначні відмінності, які на принцип роботи комплексів не впливають, і немає сенсу апаратно вдосконалювати прилади, тому було запропоновано вдосконалити програмне забезпечення, а саме розширити його функціональні можливості, що збільшить діагностичний потенціал вже існуючих приладів без зайвих витрат на їх апаратне вдосконалення.

5 МОДЕЛЮВАННЯ ОЦІНКИ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ МЕТОДОМ ФАЗАГРАФІЇ

5.1 Багатомаштабні оцінки біомедичних сигналів

Серед різноманіття застосовуваних методів нелінійної динаміки при аналізі біомедичних сигналів особливий інтерес представляють методи отримання оцінки їх масштабної інваріантності. Введення для характеристики ВСП додаткових нелінійних показників дає можливість нової оцінки якісних і кількісних властивостей ВСП і розширює можливість клінічної інтерпретації [48].

Монофрактальний процес є однорідним в тому сенсі, що він має одні й ті ж масштабні властивості, які як локально, так і глобально можна характеризувати єдиним масштабним показником, наприклад показником Херста або кореляційним показником детрендового флуктуаційного аналізу [55]. На противагу цьому, мультифрактальний сигнал «розпадається» на велику кількість однорідних фрактальних підмножин, сингулярні властивості яких можна характеризувати цілим спектром локальних експонент Хелдера.

Оскільки підмножини з одним і тем же значенням локальних експонент Хелдера є фракталами, сукупність відповідних їм фрактальних розмірностей статистично характеризується спектром сингулярностей мультифрактала. Таким чином, на відміну від монофрактального сигналу для повної характеристики мультифрактального процесу потрібно безліч різних локальних експонент. Мультифрактальний підхід дозволяє описувати широкий клас структурно більш складних сигналів в порівнянні з тими, які повністю характеризуються єдиною фрактальною розмірністю [37].

Мультифрактальний підхід дозволяє отримувати нелінійні характеристики сигналів в певних частотних областях, фізіологічний сенс яких для сигналів ВСР були «класичними» спектральними методами. цей підхід розглядає інтегральні і безрозмірні оцінки особливостей самоорганізації і кореляції між окремими компонентами одного ВР [30]. У порівнянні з класичними методами мультифрактальний підхід дозволяє отримувати нові оцінки, що дають уявлення про внутрішні нелінійних динамічних процесах в досліджуваних сигналах.

5.2 Очищення сигналу від артефактів

В ході запису сигналів ЕКГ можуть виникнути артефакти, пов'язані з механічними рухами тіла під час знімання, перешкодами в мережі і наведеннями електромагнітного поля. Артефакти сигналів ВСР можуть з'явитися в ході застосування алгоритмів знаходження зубців R.

Тут під артефактами маються на увазі відхилення значень тривалості (R-R) інтервалів, які не входять до діапазон ± 3 СКО від середнього значення M (визначення параметрів СКО і M, а також інших статистичних параметрів ВСР наведені в практичному завданні Тут і далі тимчасової ряд NN («normal to normal») означає ряд (R-R) інтервалів без артефактів.

Програма проведення досліджень і імпортування результатів в MATLAB

```
M=mean (X (:,2));
```

```
sko=std (X (:,2));
```

```
index = 1;
```

```
for j=1:
```



```

length (X);

if X (j,2)M — 3*

sko NN (index,2)=X (j,2);

if index == 1 NN (index,1)=0;

else NN (index,1)=NN (index-1,1)+NN (index-1,2);

end;

index = index + 1;

end;

end;

```

Інтерполяція вихідного сигналу

Перед дослідженням спектральних і нелінійних характеристик сигналу ВСР необхідно провести його інтерполяцію.

В ході запису сигналів ЕКГ можуть виникнути артефакти, пов'язані з механічними рухами тіла під час знімання, перешкодами в мережі і наведеннями електромагнітного поля. Артефакти сигналів ВСР можуть з'явитися в ході застосування алгоритмів знаходження зубців R.

У даній роботі під артефактами маються на увазі відхилення значень тривалості (R-R) інтервалів, які не входять до діапазон ± 3 СКО від середнього значення M. Тут і далі часовий ряд NN («normal to normal») означає ряд (R-R) інтервалів без артефактів.

Програма проведення досліджень і імпортування результатів в MATLAB

Інтерполяція вихідного сигналу

Перед дослідженням спектральних і нелінійних характеристик сигналу ВСР необхідно провести його інтерполяцію, тобто спроектувати на рівномірну часову сітку з допомогою команди

$$\text{signal}(:, 2) = \text{interp1}(\text{NN}(:, 1), \text{NN}(:, 2), \text{signal}(:, 1), \text{method});$$

де $\text{NN}(:, 1)$ - стовпець часу реєстрації поточного (R-R)

інтервал з нерівномірною сіткою; $\text{NN}(:, 2)$ - значення тривалості поточного (R-R) інтервалу в відповідних точках нерівномірної сітки; $\text{signal}(:, 1)$ - стовпець часу з рівномірною сіткою. Цей стовпець створюється наступним чином:

$$T1 = \text{NN}(1,1); T2 = \text{NN}(\text{end}, 1); \text{signal}(:, 1) = (T1: \text{delta}: T2);$$

де delta - крок рівномірної сітки. У роботі використовується крок, рівний 100 мс.

У середовищі MATLAB існує кілька типів інтерполяції [52]:

- Linear - лінійна інтерполяція;
- Nearest - Інтерполяція методом найближчого сусіда;
- Next - інтерполяція методом наступного сусіда;
- Previous - інтерполяція методом попереднього сусіда;
- Pchip - кубічна інтерполяція;
- Spline - інтерполяція із застосуванням кубічних сплайнів.

Згідно [10] при аналізі сигналів ВСР рекомендується використовувати сплайна кубічну інтерполяцію.

Алгоритм отримання інтерпольованого сигналу виглядає наступним чином:

$T1 = NN(1,1); T2 = NN(end, 1);$

$signal(:, 1) = (T1: 100: T2);$

$signal(:, 2) = interp1(NN(:, 1), NN(:, 2), signal(:, 1), 'spline');$

5.3 Обробка сигналу ВСП варіаційними методами

Варіаційна пульсометрія призначена для вивчення закону розподілу (R-R) інтервалів як випадкових величин.

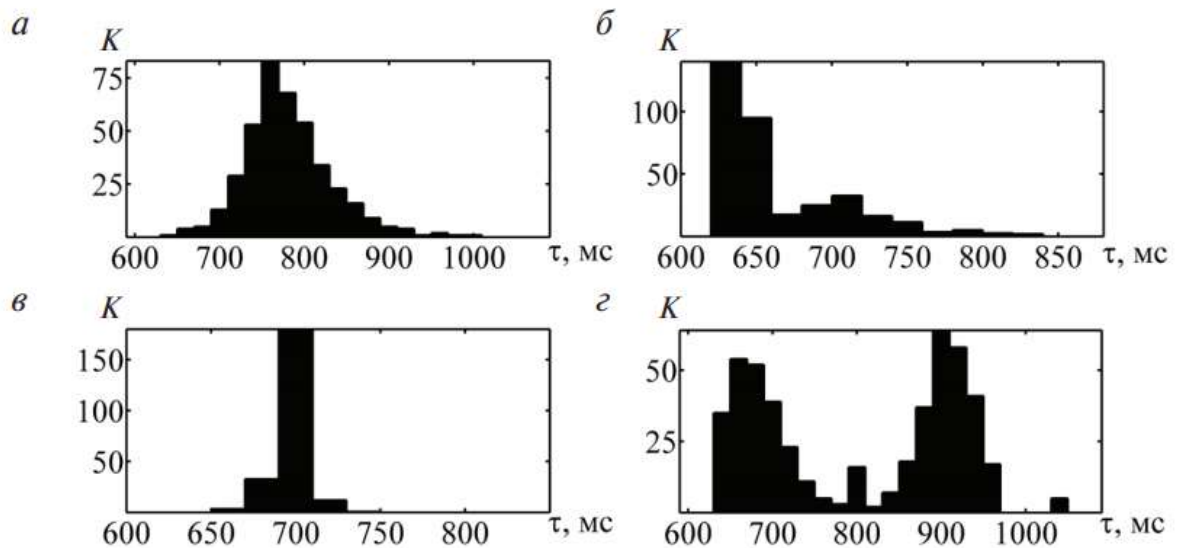


Рисунок 5.1 - Типи гістограм розподілу:

а - нормальна; б - асиметрична; в - ексцесивна; г - полімодальна

Для цього будуються гістограми розподілу (R-R) інтервалів в координатах: кількість (R-R) інтервалів K - тривалість (R-R) інтервалів τ [11; 32]. З усього різноманіття гістограм розподілу ВСП найбільш типовими є [12]:

- Нормальна гістограма (рис. 7, а), близька по виду до кривих Гаусса, типова для здорових людей в стані спокою;
- Асиметрична (рис. 7, б) - вказує на порушення стаціонарності процесу, спостерігається при перехідних станах;
- ексцесивная (рис. 7, в) - характеризується дуже вузьким підставою і загостреною вершиною, реєструється при вираженому стресі, патологічних станах;
- Полімодальна (рис. 7, г) - обумовлена наявністю несінусового ритму (миготлива аритмія, екстрасистолія), а також множинними артефактами при реєстрації В СР.

Основні характеристики варіаційної пульсограмми - мода M_0 , амплітуда моди AM_0 , варіаційний розмах VR . Мода M_0 - це найбільш часто зустрічається в досліджуваному ВР значення (R-R) інтервалу. У фізіологічному сенсі - це найбільш ймовірне значення кардіоритма. При нормальному розподілі ряду M_0 мало відрізняється від математичного очікування M .

Амплітуда моди AM_0 - це число (R-R) інтервалів, відповідних значенням моди, у відсотках до обсягу вибірки ВР. Цей показник відображає стабілізуючий ефект централізації управління ритмом серця, який обумовлений в основному ступенем активації симпатичного відділу ВНС.

Варіаційний розмах (VR) відображає ступінь варіативності значень (R-R) інтервалів в досліджуваному ВР. він обчислюється по різниці максимального (R-R) макс і мінімального (R-R) значень (R-R) інтервалів і тому при аритміях або артефактах може бути спотворений. При обчисленні VR слід відкидати крайні значення (R-R) інтервалів, якщо вони становлять менше 3% від загального обсягу аналізованої вибірки.

У фізіологічному сенсі VR відображає активність парасимпатичного відділу ВНС [4].

Першим кроком в побудові гістограм є обчислення тимчасового інтервалу D між максимальним $(R-R)$ макс і мінімальним $(R-R)$ хв значеннями $(R-R)$ інтервалів. Далі визначаємо кількість 50-мілісекунд інтервалів n , що укладаються в інтервалі D . Побудова гістограм робляють в новому графічному вікні. Для цього в командному рядку вводять:

```
figure; n=round ((max (NN (:,2))-min (NN (:,2)))/50);
```

```
hist (X (:,2), n);
```

Для знаходження моди $M0$, амплітуди моди $AM0i$ варіаційного розмаху VR застосуєте наступні алгоритми:

```
[am, m]=hist (NN (:,2), n); am= 100*
```

```
am/sum (am);
```

```
[AM0, Nmax]=max (am);
```

```
M0=m (Nmax);
```

```
Y=m (am>3);
```

```
VR=Y (end)-Y (1);
```

Одним з найпростіших і наочних способів оцінки хаотичного поведінки системи є побудова аттрактора фазової траєкторії руху системи. Даний метод застосовується для аналізу статистичних та фрактальних властивостей аттракторів фазових траєкторій [51].

У фазовому просторі коливальні системи граничне безліч точок, яке притягує фазові траєкторії, називається аттрактором (від дієслова to attract - притягувати). Аттрактори можуть бути простими, регулярними, зі сталим режимом і так звані «дивні» аттрактори з неперіодическими коливаннями. Дивний аттрактор на відміну від регулярного не є різноманіттям (не є кривою

або поверхнею), його геометричний пристрій дуже складно, а його структура фрактальна. Такі аттрактори мають скейлінгову структуру.

Як показано в [35], критеріями «дивного» аттрактора є: нестійкість траєкторії у вигляді експоненціального їх розбіжності із зони тяжіння;

Спосіб визначення розмірності аттракторів описаний в роботах [29; 54].

Для таких складних систем, як живі організми, за виміряним ВР однієї спостерігається динамічнозмінної можна сконструювати дивний аттрактор. Для побудови тривимірного дивного аттрактора необхідно знати сигнал і дві його перші похідні.

В MATLAB операція взяття похідної зводиться до застосування функції `diff` до аналізованого масиву даних. При цьому довжина вектора похідною менше довжини вихідного масиву даних на 1. Для побудови тривимірного графіка використовується команда `plot3`. Алгоритм побудови тривимірного аттрактора сигналу ВСР виглядає наступним чином:

$$D1=diff(NN(:,2)); D2=diff(D1); plot3(NN(1:end-2,2),$$

$$D1(1:end-1), D2,'b').$$

6 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

6.1 Оцінювання комерційного потенціалу розробки

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є розробка оптико-електронної системи для телемедичної діагностики кардіологічних захворювань.

Для проведення технологічного аудиту було залучено 3-х незалежних експертів: Багрій Дмитро Анатолійович – лікар першої категорії, спеціалізується в сфері кардіології; Данильчук Ігор Віталійович -кардіолог вищої категорії, кандидат медичних наук; Якименко Ганна В'ячеславівна – лікар першої категорії, спеціалізується в галузі пульмонології та кардіології.

За допомогою таблиці 6.1 за п'ятибальною шкалою використовуючи 12 критеріїв комерційного потенціалу розробки експерти надали свої оцінки.

Таблиця 6.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх можлива бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
Кри-терій	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
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	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	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів

Продовження табл. 6.1

5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренція немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років

Продовження табл. 6.1

12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів 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
----	--	--	---	--	---

Таблиця 6.2 – Рівні комерційного потенціалу розробки

Середньоарифметична сума балів 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

В таблиці 6.3 наведено результати оцінювання експертами комерційного потенціалу розробки.

Таблиця 6.3 – Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

Критерії	Прізвище, ініціали, посада експерта		
	Багрій Д. А.	Данильчук І. В.	Якименко Г. В.
	Бали, виставлені експертами:		
1	3	3	2
2	4	3	3
3	4	4	4
4	2	3	3
5	4	3	3
6	5	5	4
7	2	2	3
8	3	3	3
9	4	4	4
10	3	3	3
11	1	1	2
12	2	2	2
Сума балів	СБ ₁ =37	СБ ₂ =36	СБ ₃ =36

Середньоарифметична сума балів \overline{CB}	$\overline{CB} = \frac{\sum_1^3 CB_i}{3} = \frac{37 + 36 + 36}{3} = 36$
---	---

Середньоарифметична сума балів, розрахована на основі висновків експертів склала 36, що згідно таблиці 6.2 вважається, що рівень комерційного потенціалу розробки є вище середнього.

Оптико-електронна система для телемедичної діагностики кардіологічних захворювань буде актуальна для використання лікарям та акушерам у віддалених місцях, де складно отримати повноцінну діагностику.

Застосування електрокардіографів з автоматичним розпізнаванням інформації звичайно полегшує процес діагностики. Але для підвищення достовірності результатів, варто шукати способи для уникнення алгоритмічних помилок ще на стадії вимірювання діагностичних ознак.

Для вирішення функціональних можливостей одноканального ЕКГ, а саме обробки сигналів різної фізичної природи, які мають складну форму, що забезпечує перехід від досліджуваного сигналу з локально-зосередженими діагностичними показниками до інформаційних характеристик стану пацієнта, пропонуємо метод фазографії з використанням фото плетизмографа.

В якості аналога для розробки було обрано MYDOC - сервіс для онлайн консультацій лікарів.

Сервіс відрізняється зручним інтерфейсом і швидкою реєстрацією. Щоб отримати грамотну і повноцінну консультацію, достатньо заповнити анкету "Профільздоров'я". Наявність профілю дозволяє мінімізувати людський фактор (адже буває ситуації, коли пацієнт думає, що лікаря про якісь деталі знати не обов'язково). Анкета має на увазі відповіді на 15-20 питань (багато з них залежать від попередніх відповідей, наприклад, курите ви, якщо відповідь позитивна, то за ним слід питання про кількість споживаних сигарет). Для людей, які люблять брати участь в різних

опитуваннях, заповнення профілю не складе труднощів. Після заповнення анкети вже можна здійснювати запис до лікаря.

На відміну від інших подібних ресурсів, сайт дозволяє впорядкувати лікарів по категорії (фахівець, кандидат, доктор медичних наук) і симптомів. На сайті представлений широкий вибір лікарів, від педіатрів до офтальмологів, від ендокринологів до генетиків. Можна навіть вибрати певну хворобу.

Основними недоліками аналога є відсутність можливості провести онлайн діагностування кардіозахворювань. Також до недоліків можна віднести - висока ціна та відсутність зіоротнього зв'язку.

У розробці дана проблема вирішується наявністю обладнання для діагностування кардіозахворювань. Також система випереджає аналог за такими параметрами як мобільність системи та точність діагностування.

В таблиці 6.4 наведені основні техніко-економічні показники аналога і нової розробки.

Таблиця 6.4 – Основні технічні показники аналога і нової розробки

Показники	Аналог	Нова розробка	Відношення параметрів нової розробки до параметрів аналога
Точність	95	98	1,03
Мобільність	55	85	1,55
Швидкість діагностики	70	90	1,29
Інтерфейс	90	70	0,78

Виходячи з даних таблиці видно, що аналог має гірші показники, а саме в швидкості та точності діагностування, крім того мобільність аналога також потребує вдосконалення.

Проведемо оцінку якості продукції, яка є найефективнішим засобом забезпечення вимог споживачів та порівняємо її з аналогом.

Визначимо відносні одиничні показники якості по кожному параметру за формулами (6.1) та (6.2) і занесемо їх у відповідну колонку табл. 6.5.

$$q_i = \frac{P_{Hi}}{P_{Bi}} \quad (6.1)$$

або

$$q_i = \frac{P_{Bi}}{P_{Hi}} \quad (6.2)$$

де P_{Hi} , P_{Bi} – числові значення i -го параметру відповідно нового і базового виробів.

Таблиця 6.5 – Основні параметри нової розробки та товару-конкурента

Показник	Варіанти		Відносний показник якості	Коефіцієнт вагомості параметра
	Базовий (товар-конкурент)	Новий (інноваційне рішення)		
1	2	3	4	5
Точність	95	98	1,03	20%
Мобільність	55	85	1,55	40%
Швидкість діагностики	70	90	1,29	30%
Інтерфейс	90	70	1,29	10%

$$q_1 = \frac{98}{95} = 1,03;$$

$$q_2 = \frac{85}{55} = 1,55;$$

$$q_3 = \frac{90}{70} = 1,29;$$

$$q_4 = \frac{90}{70} = 1,29.$$

Відносний рівень якості нової розробки визначаємо за формулою:

$$K_{я.в.} = \sum_{i=1}^n q_i \cdot \alpha_i, \quad (6.3)$$

$$K_{я.в.} = 1,03 \cdot 0,2 + 1,55 \cdot 0,4 + 1,29 \cdot 0,3 + 1,29 \cdot 0,1 = 1,34$$

Відносний коефіцієнт показника якості нової розробки більший одиниці, отже нова розробка якісніший базового товару-конкурента.

Наступним кроком є визначення конкурентоспроможності товару. Конкурентоспроможність товару є головною умовою конкурентоспроможності підприємства на ринку і важливою основою прибутковості його діяльності.

Однією із умов вибору товару споживачем є збіг основних ринкових характеристик виробу з умовними характеристиками конкретної потреби покупця. Такими характеристиками найчастіше вважають нормативні та технічні параметри, а також ціну придбання та вартість споживання товару.

Приблизна ціна нового товару складе 10000 грн. Занесемо ці та інші показники (взяті з попередніх розрахунків) до табл. 6.6.

Таблиця 6.6 – Нормативні, технічні та економічні параметри інноваційного рішення і товару-виробника

Показники	Варіанти	
	Базовий (товар- конкурент)	Новий (інноваційне рішення)
1	2	3
1. Нормативно-технічні показники		
Точність	95	98
Мобільність	55	85
Швидкість діагностики	70	90
Інтерфейс	90	70
2. Економічні показники		
Ціна придбання, грн	8000	10000

Загальний показник конкурентоспроможності інноваційного рішення (К) з урахуванням вищезазначених груп показників можна визначити за формулою:

$$K = \frac{I_{m.n.}}{I_{e.n.}}, \quad (6.4)$$

де $I_{m.n.}$ – індекс технічних параметрів; $I_{e.n.}$ – індекс економічних параметрів.

Індекс технічних параметрів є відносним рівнем якості інноваційного рішення. Індекс економічних параметрів визначається за формулою (6.5)

$$I_{e.n.} = \frac{\sum_{i=1}^n P_{Hei}}{\sum_{i=1}^n P_{Bei}}, \quad (6.5)$$

де P_{Hei} , P_{Bei} – економічні параметри (ціна придбання та споживання товару) відповідно нового та базового товарів.

$$I_{e.n.} = \frac{10000}{8000} = 1,25;$$

$$K = \frac{1,34}{1,25} = 1,07.$$

Зважаючи на розрахунки, можна зробити висновок, що нова розробка буде конкурентоспроможніше, ніж конкурентний товар.

6.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи

1. Основна заробітна плата – винагорода за виконану роботу відповідно до встановлених норм праці. Вона встановлюється у вигляді тарифних ставок (окладів) і відрядних розцінок для робітників та посадових окладів для службовців. Стаття «Основна заробітна плата робітників» містить витрати на виплату основної заробітної плати робітникам, зайнятим виробництвом продукції.

Основна заробітна плата кожного із розробників (дослідників) Z розраховується за формулою:

$$Z = \frac{M}{T_p} \cdot t, [\text{грн.}] \quad (6.6)$$

де M – місячний посадовий оклад конкретного розробника.

T_p – число робочих днів, $T_p = 22$;

t – число днів роботи розробника.

Розрахунки основної заробітної плати зведемо в таблицю 6.7:

Таблиця 6.7 – Розрахунок основної заробітної плати розробників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
Керівник	9200	418.2	5	2091
Інженер	5500	250.0	28	7000
Лікар-кардіолог	8000	363.6	15	5455
Всього				14545

2. Основна заробітна плата робітників Z_p розраховується за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n t_i \cdot C_i, \quad (6.7)$$

де n – число робіт по видах та розрядах;

t_i – норма часу на виконання конкретної операції, годин;

C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує певну роботу, грн./год.:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{zm}}, \quad (6.8)$$

де M_m – мінімальна місячна оплата праці, грн.;

K_i – тарифний коефіцієнт робітника даного розряду;

T_p – число робочих днів в місяці ($T_p = 21 \dots 23$ дні);

T_{zm} – тривалість зміни, годин ($T_{zm} = 8$ годин).

Мінімальна місячна оплата праці робітника з 01.01.2019 року складає 4173,00 грн.

K_i – тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду. Величина чинних тарифних коефіцієнтів робітників відповідних розрядів для бюджетної сфери наведена в таблиці 6.8:

Таблиця 6.8 – Тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду

Розряд	K_i
1	1,00
2	1,09
3	1,18
4	1,27
5	1,36
6	1,45
7	1,54
8	1,64

Інформацію про основну заробітну плату заносимо до таблиці 6.9

Таблиця 6.9 – Основна заробітна плата робітників

Найменування робіт	Трудомісткість, нормо-годин	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
1	2	3	4	5
Налагоджувальні	5	4	30,1	150,6
Складальні	6	4	30,1	180,7
Механічні	3	3	28,0	83,9
Заготівельні	4	2	25,8	103,4
Випробувальні	6	3	28,0	167,9
Всього				686,4

3. До статті «Додаткова заробітна плата» відносяться витрати на виплату виробничому персоналу підприємства додаткової заробітної плати за працю понад установлені норми, заохочувальні виплати за поточну виробничу діяльність, компенсаційні виплати тощо. Звичайно, ці витрати встановлюються у відсотках до основної заробітної плати на підставі відповідних розрахунків на підприємстві:

$$Z_o = 11\% \cdot Z_z, \quad (6.9)$$

$$Z_o = 11\% \cdot (14545 + 686,4) = 1675,51(\text{грн}).$$

6. Витати на соціальні заходи виникають внаслідок здійснення обов'язкової сплати єдиного внеску на загальнообов'язкове державне

соціальне страхування. Відрахування на соціальні заходи здійснюється від суми всіх витрат на оплату праці робітників, зайнятих безпосередньо виробництвом продукції:

$$B_{\text{сз}} = (Z_{\Sigma} + Z_{\text{д}}) \cdot \frac{\beta}{100\%}, \quad (6.10)$$

де β – ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, %.

З 1.01.2016 року ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування встановлена залежно від класу професійного ризику виробництва і для бюджетної сфери $\beta=22,0\%$.

$$B_{\text{сз}} = (14545 + 686,4 + 1675,51) \cdot \frac{22,0\%}{100\%} = 3719,62 (\text{грн}).$$

5. У спрощеному вигляді амортизаційні відрахування у загальному можуть бути розраховані за формулою:

$$A = \frac{Ц \cdot T}{T_{\text{кор}} \cdot 12} \quad [\text{грн}], \quad (6.11)$$

де $Ц$ – балансова вартість даного виду обладнання (приміщень), грн.;

$T_{\text{кор}}$ – час користування;

T – термін використання обладнання (приміщень), цілі місяці.

Згідно пункту 137.3.3 Податкового кодекса амортизація нараховується на основні засоби вартістю понад 2500 грн.

Всі проведені розрахунки амортизаційних відрахувань заносимо в табл. 6.10.

Таблиця 6.10 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень	Балансова вартість, грн.	$t_{\text{кор}}$ (р)	Термін використання міс.	Величина амортизаційних відрахувань, грн.
Комп'ютер	9500	2	1	395,83
Приміщення	100000	20	1	416,67
Всього				812,50

6. Норма витрат матеріалу – це плановий показник, який визначає максимально допустимі затрати відповідних ресурсів на виробництво одиниці продукції в умовах певного рівня техніки і організації виробництва.

Витрати на матеріали M , що були використані під час виконання даного етапу роботи, розраховуються по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot C_v \quad \text{грн.}, \quad (6.12)$$

де H_i – витрати матеріалу i -го найменування, кг;

C_i – вартість матеріалу i -го найменування, грн./кг.;

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

V_i – маса відходів матеріалу i -го найменування, кг;

C_v – ціна відходів матеріалу i -го найменування, грн/кг;

n – кількість видів матеріалів.

Інформацію про використані матеріали подамо у вигляді табл. 6.11.

Таблиця 6.11 – Матеріали, що використані на розробку

Найменування матеріалу	Ціна за одиницю, грн.	Витрачено	Вартість витраченого матеріалу, грн.
Стеклотекстоліт СФ2-1-0.35 (листів)	1,0	36	36
Припой ПОС-61 (кг)	0,5	71	35,5
Флюс КСП	0,4	8	3,2
Каніфоль (кг)	0,3	15	4,5
Болтикріплення	100	0,05	5
Планкакріплення	5	4,7	23,5
Всього			107,7
З врахуванням коефіцієнта транспортування			118,47

6. Витрати на комплектуючі вироби, які використовують при виготовленні одиниці продукції, розраховуються, згідно їх номенклатури, за формулою:

$$K = \sum_{i=1}^n H_i \cdot C_i \cdot K_i, \quad (6.13)$$

де H_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.;

C_i – покупна ціна комплектуючих i -го найменування, грн.;

K_i – коефіцієнт транспортних витрат (1,1...1,15).

Таблиця 6.12 – Комплектуючі, що використані на розробку

Найменування	Витрачено, шт.	Ціна, грн.	Вартість, грн.
Мікросхема i82544EI	1	1899,91	1899,91
Мікросхема AT93C46	1	184,64	184,64
Мікросхема AT49LV040	1	185,02	185,02
Мікросхема DS1858	1	124,72	124,72
Мікросхема MAX3735	1	1670,79	1670,79
Мікросхема MAX3266	1	460,96	460,96
Мікросхема MAX3265	1	510,17	510,17
Мікросхема LT1587CM15	1	340,65	340,65
Мікросхема LT1587CM18	1	340,65	340,65
Мікросхема LT1587CM25	1	340,65	340,65
Трансивер TXN18107-Compact MSA	1	1160,50	1160,5
Світлодіоди 5R5PD-9	2	1,4	2,8
Конденсатори	81	8,96	725,76
Резистори	22	3,82	84,04
Плата	1	47,55	47,55
Оптичний кабель (м)	5000	1,5	7500
Датчик ЕКГ	10	1050	10500
Всього (з врахуванням транспортних витрат)			28686,69

8. До статті «Паливо та енергія на технологічні цілі» відносяться витрати на всі види палива й енергії, що безпосередньо використовуються у процесі виробництва продукції. У даному випадку будемо враховувати лише витрати на електроенергію. Витрати на енергію визначаються на основі витрат на одиницю продукції та тарифів на енергію за допомогою залежності:

$$B_e = B \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}, \quad (6.14)$$

де B – вартість 1 кВт енергії, грн. $B = 8,44$ грн./кВт*год.;

Π – установлена потужність обладнання, кВт. При паяні використовується паяльник потужність $\Pi = 500$ Вт або $\Pi = 0,5$ кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, год. $\Phi = 100$ год.;

K_{Π} – коефіцієнт використання потужності, $K_{\Pi} = 0,65$.

$$B_e = 8,44 \cdot 0,5 \cdot 100 \cdot 0,65 = 274,3 (\text{грн}).$$

9. Інші витрати B_{in} охоплюють: витрати на управління організацією, оплата службових відряджень, витрати на утримання, ремонт та експлуатацію основних засобів, витрати на опалення, освітлення, водопостачання, охорону праці тощо.

Інші витрати B_{in} можна прийняти як (100...300)% від суми основної заробітної плати розробників та робітників, які виконували дану МКНР, тобто:

$$B_{in} = (1..3) \cdot (3 + 3_p). \quad (6.15)$$

$$B_{in} = 1 \cdot (14545 + 686,4) = 15231,86 (\text{грн.})$$

Сума всіх попередніх статей витрат дає витрати, які безпосередньо стосуються даного розділу МКНР

$$B = 14545 + 686,4 + 1675,51 + 3719,62 + 812,50 + 118,47 + 28686,69 + 274,3 + 15231,86 = 65750,8$$

грн.

Загальна вартість всієї МКНР визначається за формулою:

$$B_{\text{заг}} = \frac{B}{\alpha} \quad (6.16)$$

$$B_{\text{заг}} = \frac{65750,8}{0,5} = 131501,63 (\text{грн.})$$

Прогнозування загальних втрат ЗВ на виконання та впровадження результатів виконаної МКНР здійснюється за формулою:

$$ЗВ = \frac{B}{\beta}, \quad (6.17)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує стадію виконання даної НДР.

Оскільки, робота знаходиться на стадії розробки дослідного зразка, то коефіцієнт $\beta = 0,5$.

Звідси:

$$ЗВ = \frac{131501,63}{0,5} = 263003,28 (\text{грн.}).$$

6.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки

У даному підрозділі кількісно спрогнозуємо, яку вигоду, зиск можна отримати у майбутньому від впровадження результатів виконаної наукової роботи. Розрахуємо збільшення чистого прибутку підприємства $\Delta\Pi_i$, для кожного із років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки, за формулою

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta\Pi_o \cdot N + \Pi_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\nu}{100}\right) \quad (6.18)$$

де $\Delta\Pi_o$ – покращення основного оціночного показника від впровадження результатів розробки у даному році.

N – основний кількісний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році до впровадження результатів наукової розробки;

ΔN – покращення основного кількісного показника діяльності підприємства від впровадження результатів розробки:

Π_0 – основний оціночний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році після впровадження результатів наукової розробки;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки:

l – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість. Ставка податку на додану вартість дорівнює 20%, а коефіцієнт $l = 0,8333$.

p – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. $p = 0,25$;

x – ставка податку на прибуток. У 2019 році – 18%.

Припустимо, що при впровадженні результатів наукової розробки покращується якість, що дозволяє підвищити ціну його реалізації на 1000 грн. Кількість одиниць реалізованої продукції також збільшиться: протягом першого року на 150 шт., протягом другого року – на 200 шт., протягом третього року на 250 шт. Реалізація продукції до впровадження розробки складала 1 шт., а її ціна 10000 грн. Розрахуємо прибуток, яке отримає підприємство протягом трьох років.

$$\Delta\Pi_1 = [1000 \cdot 1 + (10000 + 1000) \cdot 150] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 282034,55 \text{ (грн.)}$$

$$\Delta\Pi_2 = [1000 \cdot 1 + (10000 + 1000) \cdot (150 + 200)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 658682,03 \text{ (грн.)}$$

$$\Delta\Pi_3 = [1000 \cdot 1 + (10000 + 1000) \cdot (150 + 200 + 250)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 1128454,9 \text{ (грн.)}$$

6.4 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та періоду їх окупності

Розрахуємо основні показники, які визначають доцільність фінансування наукової розробки певним інвестором, є абсолютна і відносна ефективність вкладених інвестицій та термін їх окупності. Теперішню вартість інвестицій PV , що вкладаються в наукову розробку приймемо рівну загальним витратам $PV = ЗВ = 263003,28$ грн.

Розрахуємо абсолютну ефективність вкладених інвестицій E_{abc} згідно наступної формули:

$$E_{abc} = (ПП - PV) \quad (6.19)$$

де $ПП$ – приведена вартість всіх чистих прибутків, що їх отримає підприємство від реалізації результатів наукової розробки, грн.;

$$ПП = \sum_1^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^t}, \quad (6.20)$$

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

T – період часу, протягом якою виявляються результати впровадженої НДДКР, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні; для України цей показник знаходиться на рівні 0,2;

t – період часу (в роках).

$$ПП = \frac{282034,55}{(1+0,2)^1} + \frac{658682,03}{(1+0,2)^2} + \frac{1128454,9}{(1+0,2)^3} = 1348525,29(\text{грн.}).$$

$$E_{abc} = (1348525,29 - 263003,28) = 1085522,02(\text{грн.}).$$

Оскільки $E_{abc} > 0$ то вкладання коштів на виконання та впровадження результатів НДДКР може бути доцільним.

Розрахуємо відносну (щорічну) ефективність вкладених в наукову розробку інвестицій E_v . Для цього користуються формулою:

$$E_g = \sqrt[3]{1 + \frac{E_{обс}}{PV}} - 1, \quad (6.20)$$

$T_{жк}$ – життєвий цикл наукової розробки, роки.

$$E_g = \sqrt[3]{1 + \frac{1085522,02}{263003,28}} - 1 = 0,72 = 72\%$$

Визначимо мінімальну ставку дисконтування, яка у загальному вигляді визначається за формулою:

$$\tau = d + f, \quad (6.21)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2019 році в Україні $d = (0,14 \dots 0,2)$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; зазвичай, величина $f = (0,05 \dots 0,1)$.

$$\tau_{\min} = 0,18 + 0,05 = 0,23$$

Так як $E_g > \tau_{\min}$ то інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні даної наукової розробки.

Розрахуємо термін окупності вкладених у реалізацію наукового проекту інвестицій за формулою:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_g} \quad (6.22)$$

$$T_{ок} = \frac{1}{0,72} = 1,38 \text{ (роки)}$$

Так як $T_{ок} \leq 3 \dots 5$ -ти років, то фінансування даної наукової розробки в принципі є доцільним.

6.5 Висновки до економічного розділу

В економічній частині оцінено комерційний потенціал оптико-електронної системи для телемедичної діагностики кардіологічних захворювань, який виявився вище середнього. В результаті порівняння системи, що розробляється з існуючим аналогом на ринку виявлено, що вона буде якіснішою і конкурентоспроможнішою.

Витрати на виконання науково-дослідної роботи по кожній з статей витрат на створення оптико-електронної системи для телемедичної діагностики кардіологічних захворювань складуть 65750,8 грн. Загальна ж величина витрат на виконання та впровадження результатів даної НДР буде складати 263003,28 грн.

Вкладені інвестиції в даний проект окупляться через 1,4 роки при прогнозованому прибутку 1226061,01 грн. за три роки.

ВИСНОВКИ

В результаті виконання магістерської кваліфікаційної роботи був вдосконалений метод фазаграфії, за рахунок його застосування до нових біомедичних сигналів та введенням додаткових функціональних пристроїв, що дозволило розширити функціональні можливості пристроїв діагностування серцево-судинних захворювань в задачах телемедицини

Було проведено аналіз сучасного стану методів та пристроїв для діагностування серцево-судинних захворювань, було розглянуто основні принципи роботи ЕКГ (Електрокардографії) та фазаграфії. Розглянуто пристрої, що було побудовано на основі методу фазаграфії, обрано декілька схем пристроїв, що є одними з кращих систем діагностування серцево-судинних захворювань.

Було розглянуто основні методи та принципи для діагностування серцево-судинних захворювань на базі методу ЕКГ та фазаграфії. Оскільки довгий час основою діагностики серцево-судинної системи є метод електрокардіографії, вчені розробили точний та сучасний оптико-електронний метод діагностування – фазаграф, що забезпечує зручний процес діагностики та обстежень стану серцево-судинної системи за допомогою програмного забезпечення і включає даний метод на рівень сучасної медичної діагностики – телемедицини

Проведено математичний аналіз оптико-електронних методів діагностики серцево-судинної системи та процес функціонування ЕКГ.

Також була розроблена структурна схема пристрою на базі вдосконаленої моделі вимірювання біомедичних показників.

З метою зближення методу фазаграфії безпосередньо до пацієнта для домашнього використання було розроблено портативний метод біометричної

ідентифікації особистості, заснований на унікальних характеристиках фазових портретів ЕКГ.

В економічній частині оцінено комерційний потенціал оптико-електронної системи для телемедичної діагностики кардіологічних захворювань, який виявився вище середнього. В результаті порівняння системи, що розробляється з існуючим аналогом на ринку виявлено, що вона буде якіснішою і конкурентоспроможнішою.

Витрати на виконання науково-дослідної роботи по кожній з статей витрат на створення оптико-електронної системи для телемедичної діагностики кардіологічних захворювань складуть 65750,8 грн. Загальна ж величина витрат на виконання та впровадження результатів даної НДР буде складати 263003,28 грн.

Вкладені інвестиції в даний проект окупляться через 1,4 роки при прогнозованому прибутку 1226061,01 грн. за три роки

ПЕРЕЛІК ДжЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Діагностичні прилади та засоби [Електронний посібник]. Режим доступу: <https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/6292/diagnostichni-priladi-ta-zasobi>
2. Файнзильберг Л.С. Основы фазаграфии / Л.С. Файнзильберг // Фазаграфия – инновационные методы компьютерной обработки электрокардиограмм – 2017. – С. 9-33
3. Физиология человека: в 3 т. / пер. с англ. под ред. Р. Шмидта
4. Зеленко С.М., Павлов С.В., Тимчик І.С. Основы біомедичного радіоелектронного// Навчальний посібник. – Вінниця, ВНТУ 2011
5. Мустецов Н.П. Инструментальные методы медико-биологических исследований: Учеб. пособие. – Х.: ХТУРЭ, 1999.
6. Олейник В.П. Методы медико-биологических исследований / Олейник В.П.,Кулиш С.Н., Овчаренко В.Е.: Учеб. пособие. – Х.: Нац. аэрокосм. ун-т «Харьк. авиац. ин-т», 2003.
7. Попечителей Е.П. Инженерные аспекты медико-биологических исследований. – Л.: ЛЭТИ, 1985.
8. Олейник В.П. Методы медико-биологических исследований / Олейник В.П.,Кулиш С.Н., Овчаренко В.Е.: Учеб. пособие. – Х.: Нац. аэрокосм. ун-т «Харьк. авиац. ин-т», 2003
9. Телемедицина [Електронний посібник]. Режим доступу: http://old.moz.gov.ua/ua/portal/ms_telemedicine
- 10.Файнзильберг Л.С. Интеллектуальные возможности и перспективы развития фазаграфии –информационной технологии обработки сигналов сложной формы // Кибернетика и вычислительная техника. – 2016. – Вып. 186. –С. 56-77.
- 11.Поспелов Д.А. Когнитивная графика –окнов новый мир // Программные продукты и системы. – 1992. – № 2. –С. 4-6.

12. Файнзильберг Л.С. Имитационные модели порождения искусственных электрокардиограмм в условиях внутренних и внешних возмущений // Journal of Qafqaz University – Mathematics and Computer Science. – 2012. – № 34. – С. 92- 104.:
13. PhysioNet: the research resource for complex physiologic signals. – www.physionet.org.
14. Гриценко В.І., Файнзильберг Л.С. Персоніфіковані засоби цифрової медицини – крок до здоров'я // Вісник Національної академії наук України. – 2012. – № 8. – С. 62-70.
15. Минина Е.Н., Файнзильберг Л.С. Анализ функционального состояния сердечно-сосудистой системы по совокупности признаков фазового портрета одноканальной ЭКГ // Российский кардиологический журнал. – 2015. – № 12 (128). – С. 7-13.
16. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. – Киев: Наукова Думка, 2008. – 333 с.
17. Автоматизированный фотоплетизмограф [Электронный ресурс]. Режим доступа <https://cyberleninka.ru/article/v/avtomatizirovannyu-fotopletizmograf>
18. БОС-1 [Электронный ресурс]. Режим доступа <http://www.techportal.ru/material/?id=450>
19. МОНИТОР ПРИКРОВАТНЫЙ РЕАНИМАТОЛОГА И АНЕСТЕЗИОЛОГА МПР 6-03 «ТРИТОН» [Электронный ресурс]. Режим доступа <http://docplayer.ru/27336621-Monitor-prikrovatnyu-reanimatologa-i-anesteziologa-mpr-6-03-triton.html>
20. Microcontroller Atmega 16: [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.atmel.com/images/2466s.pdf>
21. Луай Х. А. Афана. Оптимизация спектральных характеристик фотоприемников при инфракрасном мониторинге крови / Луай Х. А. Афана // Электроника и связь. — 2003. — № 18. — С. 117–119.

22. E.G. Butolin, V. G. Ivanov, *Klinicheskaja informativnost' pokazatelej biologicheskikh zhidkostej organizma* (Izhevsk, Jekspertiza, 1998).
23. Hatcher M. Photoacoustic imaging begins clinical move / M.Hatcher // *Daily coverage of the optics & photonics industry and the markets that it serves*. 25 Apr 2012. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: URL <http://optics.org/indepth/3/3/5>
24. Vashist, Sandeep Kumar. "Non-invasive glucose monitoring technology in diabetes management: A review." *Analytica chimica acta* 750 (2012): 16-27.
25. Shimoike, T.; Inoguchi, T.; Umeda, F.; Nawata, H.; Kawano, K.; Ochi, H. The meaning of serum levels of advanced glycosylation end products in diabetic nephropathy. *Metabolism* 2000, 49, 1030–1035.
26. Skyler, J.S. The economic burden of diabetes and the benefits of improved glycemic control: The potential role of a continuous glucose monitoring system. *Diabetes Technol. Ther.* 2000, 2, doi:10.1089/15209150050214069.
26. Бутолин Е.Г. Клиническая информативность показателей биологических жидкостей организма: [Справочник] / Е.Г. Бутолин, В.Г. Иванов. – Ижевск, Экспертиза, 1998. – 356с.
27. 28. Driskill W.T. Diabetes Continues to the Nation's Fourth Leading Cause of Death / W.T. Driskill // *Health Educator*. – 2006. – №3. – С. 18 – 23.
29. Davidson M.B. Diabetes Mellitus / M.B. Davidson // *Diagnosis and Treatment*. – 2001. – №1. – С. 45 – 63
30. Auxter S. Disease Management Models of Diabetes Take Root / S. Auxter // *Clinical Chemistry News*. – 1996. – №11. – С. 16 – 32.
31. Non-invasive Blood Glucose Assay by Near-Infrared Diffuse Reflectance Spectroscopy of the Human Inner Lip / R. Marbach, Th. Koschinsky, F.A. Gries, H.M. Heise // *Diagnosis and Treatment*. – 2006. – №7. – С. 87 – 91
32. Portable Non-Invasive Blood Glucose Monitor / A. Duncan, J. Hannigan, S.S. Freeborn, P.W.H. Rae, B. McIver, F. Greig, E.M. Johnston, D.T. Binnie, H.A. MacKenzie // *8th Int. Conf. Solid State Sensors and Actuators and*

Euroensors IX; April 2011: abstracts. – Stockholm, Sweden. – 2011. – 455 – 458.

Додатки

ДОДАТОК А
(обов'язковий)

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

зав. кафедри лазерної
та оптикоелектронної техніки

д.т.н., проф.

_____ Н.І. Заболотна

“ ____ ” 2019 р.

Технічне завдання
на виконання магістерської кваліфікаційної роботи

**Оптико-електронна система для телемедичної діагностики
кардіологічних захворювань**

спеціальність 152 – «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»
освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика»

Науковий керівник, к.т.н., доцент

_____ А.В. Кожем'яко

Магістрант гр. ЛТО-18м

_____ Пащенко М.О.

Вінниця, 2019 р.

1. Підстава для виконання магістерської кваліфікаційної роботи (МКР)

Робота виконується на підставі наказу ректора ВНТУ № ___ від “___” _____ 2019 р. та індивідуального завдання на МКР.

2. Мета та призначення МКР

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є удосконалення методу неінвазивного процесу моніторингу показ в крові шляхом розвитку і застосування методу силових різниць, що дозволило зменшити похибку вимірювань відносно інвазивного.

Призначення розробки – виконання магістерської кваліфікаційної роботи.

3. Вихідні дані для виконання МКР

Склад і характеристики засобу:

- ІЧ-світлодіоди – 950нм і 1040нм;
- Фотодіоди;
- Забезпечення вихідного напруги від 1,2 до 37 В.
- Струм навантаження до 1,5 А.
- Наявність захисту від можливого короткого замикання.
- Надійний захист мікросхеми від перегріву.
- Похибка вихідної напруги 0,1%.

4. Вимоги до виконання МКР

- 1) провести аналіз аналогів неінвазивного вимірювання показників крові в крові.
- 2) удосконалити метод неінвазивного виміру крові в крові за силовими різницями.
- 3) розробити структурну схему пристрою на базі вдосконаленої моделі вимірювання рівня глюкози.
- 4) обґрунтування вибору довжин хвиль на яких проводяться вимірювання.
- 5) підібрати основні робочі елементи схеми.
- 6) чисельно оцінити зменшення похибки відносно інвазивного методу.
- 7) розробити реалізацію програмно-апаратного забезпечення запропонованого приладу.

5. Джерела розробки

1. Файнзильберг Л.С. Интеллектуальные возможности и перспективы развития фазографии –информационной технологии обработки сигналов сложной формы // Кибернетика и вычислительная техника. – 2016. – Вып. 186. –С. 56-77.

2. Гриценко В.І., Файнзільберг Л.С. Персоніфіковані засоби цифрової медицини – крок до здоров'я // Вісник Національної академії наук України. – 2012. – № 8. – С. 62-70.

3. Луай Х. А. Афана. Оптимизация спектральных характеристик фотоприемников при инфракрасном мониторинге крови / Луай Х. А. Афана // Электроника и связь. — 2003. — № 18. — С. 117–119.

6. Етапи МКР та очікувані результати

№ пп	Назва етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	кінець	
1	Аналітичний огляд відомих оптоелектронних методів контролю вмісту глюкози крові людини.	10.09.19	01.10.19	Аналітичний огляд літературних джерел, задачі дослідження, розділ 1 ПЗ
2	Розробка методу неінвазивного двохвевого виміру глюкози в крові за силовими різницями	02.10.19	01.11.19	Розділ 2 ПЗ
3	Розробка структурної схеми пристрою на базі вдосконаленої моделі вимірювання рівня глюкози	01.11.19	12.11.19	Розділ 3 ПЗ
4	Розрахунок економічних показників	26.11.19	10.12.19	Розділ 4, 5 ПЗ
5	Оформлення пояснювальної записки та презентації	11.12.19	25.12.19	Пояснювальна записка, презентація

7. Матеріали, що виносяться до захисту МКР

Пояснювальна записка МКР, графічні та ілюстративні матеріали, протокол попереднього захисту МКР на кафедрі, відгук наукового керівника, анотації до МКР українською та англійською мовами.

8. Порядок контролю виконання та захисту МКР

Виконання етапів, оформлення графічної та розрахункової документації МКР контролюється науковим керівником згідно зі встановленими термінами. Захист МКР відбувається на засіданні Державної екзаменаційної комісії (ДЕК), затвердженої наказом ректора.

9. Вимоги до оформлення МКР

Оформлення магістерської роботи повинно відповідати вимогам, викладеним у ДСТУ 3008:2015 «Документація. Звіти в сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення».

10. Вимоги щодо технічного захисту інформації в МКР з обмеженим доступом
Відсутні.

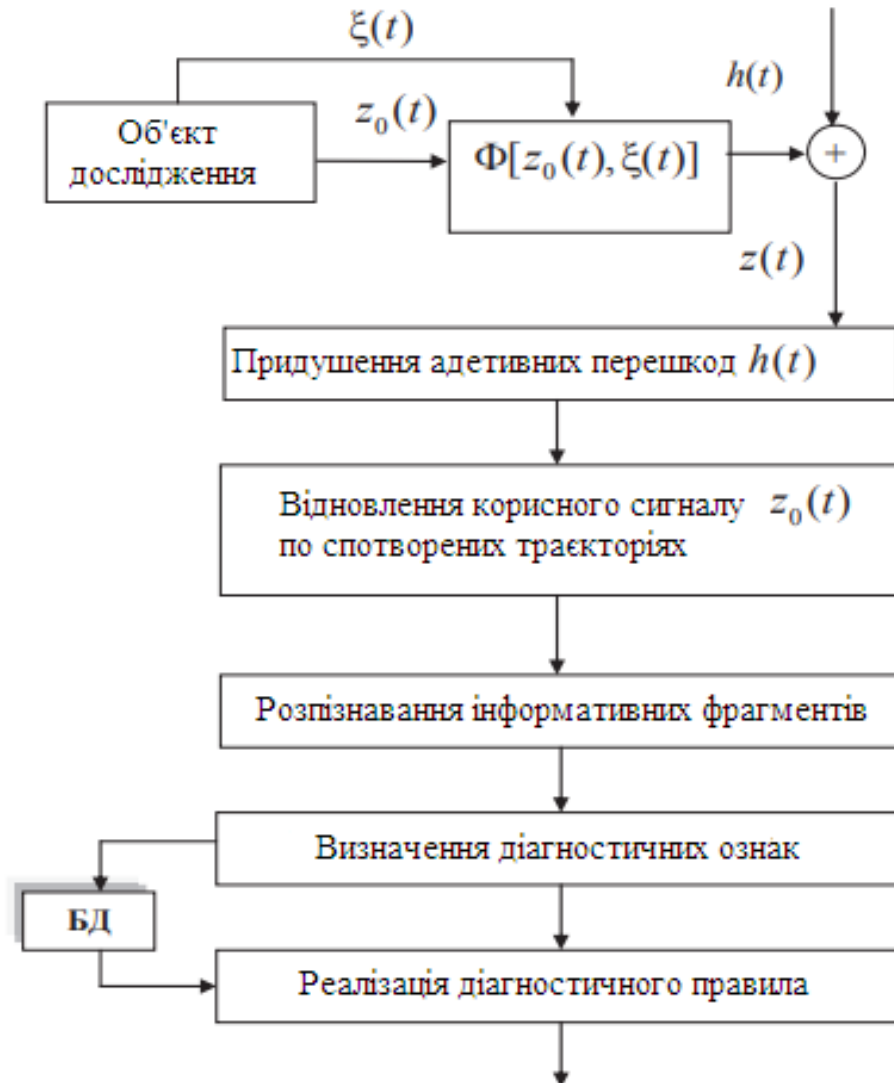
Додаток Б

Класифікація методів діагностування серцевих захворювань



Додаток В

БЛОК-СХЕМА МЕТОДУ ФАЗАГРАФІЇ

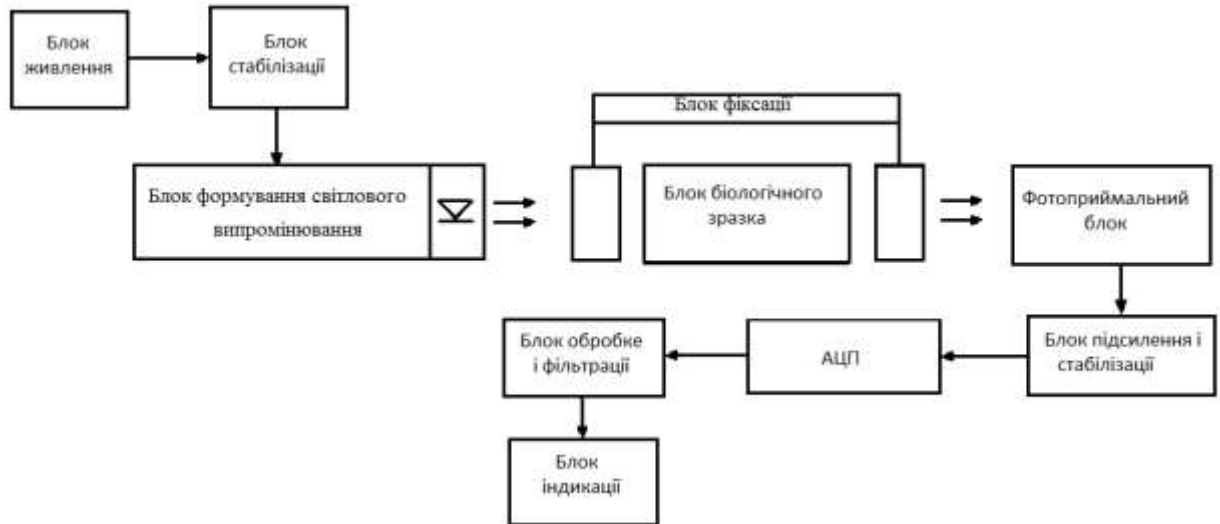


Додаток Г

**СТРУКТУРНА СХЕМА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ
ДЛЯ ТЕЛЕМЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ КАРДІОЛОГІЧНИХ
ЗАХВОРЮВАНЬ**

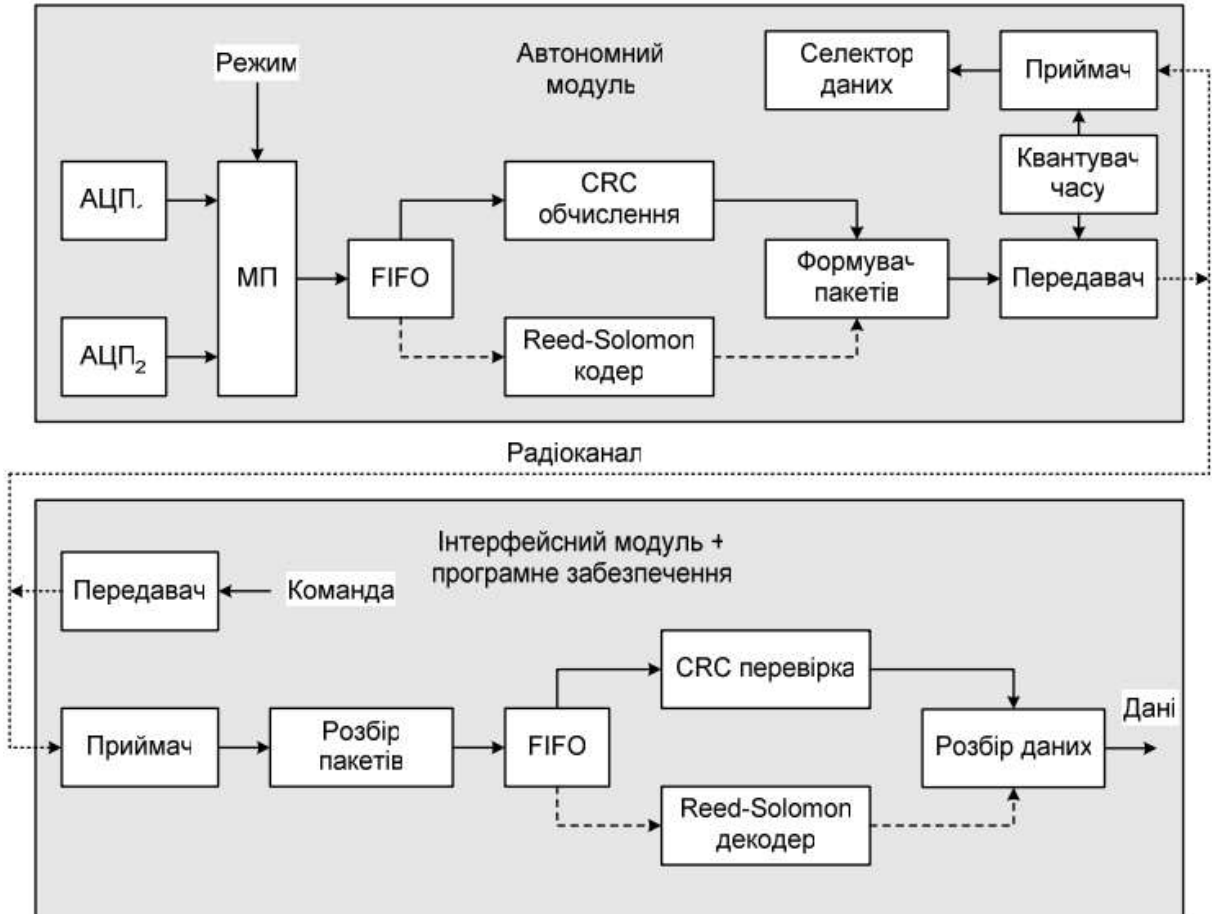


Додаток Г

СТРУКТУРНА СХЕМА АВТОМАТИЗОВАНОГО
ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФА

Додаток Д

СТРУКТУРНА СХЕМА ПЕРЕДАВАЛЬНОГО РАДІОПРИСТРОЮ



Додаток Е

БЛОК-СХЕМА РОБОТИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ



Додаток Ж

ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ

```

[x, y]=deal (NN (1: end-1,2), NN (2: end,2));

cv=convhull (x, y); x=x (cv); y=y (cv); xm=mean (x);

ym=mean (y);

xn=x-xm;

yn=y-ym;

VECTOR= [xn.^2, xn.*yn, yn.^2, xn, yn];

A=sum (VECTOR)/(VECTOR'*VECTOR);

a=A (1);

b=A (2);

c=A (3);

d=A (4);

e=A (5);

phi=0.5*atan (b/(c-a));

cos_phi=cos (phi);

sin_phi=sin (phi);

[a, b, c, d, e]=deal (a*cos_phi^2 — b*cos_phi*sin_phi... + c*sin_phi^2,0,
a*sin_phi^2 + b*cos_phi*sin_phi... + c*cos_phi^2, d*cos_phi — e*sin_phi,
d*sin_phi... + e*cos_phi);

[xm, ym]=deal (cos_phi*xm — sin_phi*ym, sin_phi*xm... + cos_phi*ym);

```

$X0 = x_m - d/2/a;$

$Y0 = y_m - e/2/c;$

$F = 1 + (d^2)/(4*a) + (e^2)/(4*c);$

$[a, b] = \text{deal}(\text{sqrt}(\text{abs}(F/a)), \text{sqrt}(\text{abs}(F/c)));$

$L = 2 * \text{max}(a, b);$

$w = 2 * \text{min}(a, b);$

$R = [\cos_phi \sin_phi;$

$-\sin_phi \cos_phi];$

$t = 0:0.01:2 * \pi;$

$\text{ellipse_x_r} = X0 + a * \cos(t);$

$\text{ellipse_y_r} = Y0 + b * \sin(t);$

$\text{rotated_ellipse} = R * [\text{ellipse_x_r};$

$\text{ellipse_y_r}];$

$[el_x, el_y] = \text{deal}(\text{rotated_ellipse}(1,:), \dots \text{rotated_ellipse}(2,:));$

$\text{plot}(el_x, el_y, 'r');$

$\text{title}(\text{strcat}('скампереограмма;$

$L=', \dots \text{num2str}(\text{round}(L)),');$

$w=', \text{num2str}(\text{round}(w)))));$